

IV.1. Introduction

Pour les vertèbres, la partie antérieure correspond au corps vertébral, cylindrique et comportant deux plateaux cartilagineux globalement parallèles. Entre ces plateaux s'articule le disque intervertébral composé de deux parties, le nucleus pulposus (noyau gélatineux) et l'annulus fibrosus (anneau périphérique de fibres concentriques, obliques et croisées).

La partie médiale est constituée des deux pédicules. Enfin, la partie postérieure comprend les massifs articulaires, les apophyses transverses, les lames et l'apophyse épineuse. On s'intéressera plus précisément aux vertèbres cervicales inférieures. (Figure IV.1).

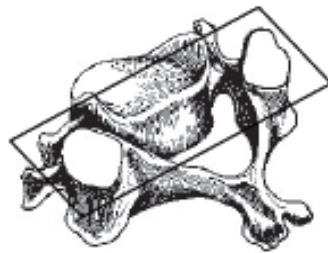


Figure IV.1. Vertèbres cervicales [5]

Les vertèbres cervicales inférieures (C3-C7) ont un plateau supérieur avec une forme concave latéralement, au niveau de deux apophyses unciformes. Ces apophyses sont des butées lors des mouvements d'inclinaison latérale. Les facettes articulaires sont contenues dans des plans obliques conduisant à un couplage des mouvements d'inclinaison et de rotation axiale.

L'instabilité spinale a été un sujet de recherche considérable et n'est pas encore claire. Cliniquement, le mouvement du segment spinal est défini pour être instable, des grands déplacements, des rotations ou de translations anormales sous l'effet de charges physiologiques. Beaucoup d'études biomécaniques in vitro sur les rachis cervicaux

endommagés ont été entreprises pour étudier les effets ligamenteux ou dégradation du disque spinal cervical sous la configuration physiologique [78-82].

Yoganandan et al. [78] ont étudié la dynamique du segment d'épine cervical humain et des endommagements épineux. Les réponses biomécaniques non destructives de l'épine cervicale des cadavres en fonction de la force de rupture dans un état quasiment statique ont été mesurées par Coffee et al. [79]. Wen et al [81] ont déterminé les propriétés biomécaniques de l'épine humaine avec les endommagements des ligaments. Ces analyses ont montré des conséquences nuisibles des différents dommages ligamenteux et ont aidé à évaluer la stabilité clinique de l'épine humaine.

L'instabilité du rachis cervical due aux endommagements des ligaments et des disques dégénérés est un sujet d'une grande polémique. Il existe peu de recherche rendue sur la biomécanique de l'épine cervicale. L'étude paramétrique sur les rôles des ligaments, des facettes (endplate), et du disque nucleus de l'épine cervicale inférieure humaine (C5/C6) ont été analysés par la méthode des éléments finis en utilisant le code ABAQUS.

IV.1.2. Modélisation par élément finis

L'analyse par éléments finis peut être employée pour modéliser la géométrie complexe et pour simuler exactement l'épine biomécanique. Cette section détaillera le procédé effectué dans le développement d'un modèle biomécanique de l'épine pour usage. La modélisation par EF en utilisant des caractéristiques mécaniques des matériaux dans la littérature, nous avons étudié le déplacement du disque sous le chargement, flexion du disque sous le chargement et la distribution des contraintes dans tout le disque intervertébral. Nous traitons une partie sur les effets des plateaux aux deux extrémités du cartilage sur le modèle simple ainsi que les effets de la densité du maillage utilisé. Un modèle simplifié de la vertèbre cervicale en deux dimensions du segment spinal C5/C6 sera isolé et modélisé par les éléments finis.

Pour quoi ce modèle simplifié ?

Pour produire un modèle géométriquement précis de l'épine, le processus implique de balayer avec un scanner médical une vertèbre individuelle avec une épaisseur de 1mm, et puis transformer les images bidimensionnelles en modèles tridimensionnels et par la suite importer les modèles dans un logiciel des éléments finis pour l'application et introduire les conditions aux limites. Ce processus est extrêmement long, et la détermination du modèle s'avère très compliqué en absence d'un scanner en trois dimensions d'une vertèbre cervicale. On assume que notre modèle C5/C6 est en état de déformations planes. Le modèle géométrique est obtenu en utilisant l'interface graphique de Abaqus.

La modélisation des tissus biologiques entre les vertèbres adjacentes a été basée sur des valeurs moyennes de la bibliographie. Pour le disque intervertébral, quelques chercheurs [83-86] ont représenté le disque intervertébral comme structure continue.

Bien que les études courantes sur la biomécanique de l'épine utilisent parfois un modèle géométriquement précis avec les propriétés des matériaux physiologiques semblables. En conséquence, afin de créer un modèle physiologique précis, il est d'abord créé nécessairement une géométrie qui répond aux conditions aux limites de l'épine. Dans cette étude, le disque intervertébral a été modélisé en tant que trois couches : (1) deux couches d'épaisseur (supérieures et inférieures) de 0.5mm de la facette d'extrémité ; et (2) par couche moyenne de disque intervertébral comprenant l'anneau et le noyau. Une taille antérieure de disque de 5mm, une taille postérieure de disque de même ordre. Le nucleus pulposus est un matériau gélatineux à forte teneur en eau, occupant une position centrale légèrement décalée en postérieur et représentant 30 à 60% de la surface totale. Son liquide constamment sous pression absorbe et répartit les charges et les chocs qui s'exercent sur les vertèbres. Les fibres changent graduellement de nature à mesure que l'on se rapproche radialement de l'annulus.

L'annulus fibrosus, puissant anneau fibreux qui entoure le nucleus, se compose de lamelles concentriques très précisément définies par Marchand et al. [87]. Le nombre de couches distinctes varie avec la circonférence, avec un maximum en position latérale (25 couches) et un minimum en position postérieure (20 en moyenne). Les couches sont plus épaisses en interne qu'en externe, passant respectivement de 0.20 mm à 0.14 mm chez le sujet jeune ; ces valeurs sont environ doublées pour les sujets âgés. Au sein d'une même couche, les fibres de collagène sont obliques et orientées d'environ 30 degrés par rapport au plan transverse. Deux couches successives inversent l'orientation de leurs fibres. Notre modèle actuel simple a été sollicité sous une charge de compression, moment de flexion et de torsion. Le modèle C5/C6 actuel sera analysé pour évaluer la force appliquée en fonction de déplacement axial, rotation axiale, rotation sagittale et rotation latérale.

IV.3. Propriétés des matériaux

Comme discuté précédemment, des os corticaux et cancellous sont mieux décrits comme des matériaux anisotropes avec des effets visco-élastiques. Cependant, car les propriétés anisotropes sont non seulement difficiles à modéliser mais pourraient potentiellement augmenter la complexité du modèle et ainsi le temps de calcul, donc on considère que les propriétés de l'os isotropes, élastique et linéaire.

Description	Module E	Coeff. Poisson
Os Cortical	200 [90] à 17000 [92]	0.2 à 0.484
Os Cancellous	100 [91] à 330 [92]	0.315 à 0.45
Annulus fibrosus	550 [89] à 450 [91]	0.3 à 0.45
Disc nuclueus	1 [92] à 4 [90]	
Facette	10 [86] à 50 [89]	0.3 à 0.4

Tableau IV.1. Gamme des propriétés des matériaux utilisées par les chercheurs.

Description	Module E (MPa)	Coeff. Poisson
Os Cortical	12000	0.30
Os Cancellous	200	0.30
Annulus fibrosus	550 et 450	0.3
Disc nuclueus	1	0.45
Facettes	30	0.4

Tableau IV.2. Détaille les propriétés des matériaux utilisés dans notre étude.

Le tableau IV.1 regroupe la gamme des propriétés des matériaux utilisées par les chercheurs. Pour notre étude, le tableau 2 regroupe les matériaux utilisés dans la modélisation numérique.

Pour faciliter l'injection des propriétés des matériaux, les trois volumes sont créés entièrement en utilisant Abaqus 6.9.1. La première étape était la création des surfaces externes du disque. En employant le périmètre de la plaque qui se trouve sur les deux extrémités des vertèbres C5 et C6 qui sont en contact avec le disque, nous avons créé les surfaces vertébrales externes comme le montre la figure IV.2.

Une fois que le volume brut a été établi, les couches de l'annulus seront créées. L'annulus fibrosus c'est un anneau fibreux puissant qui entoure le nucleus, se compose de lamelles concentriques très précisément définies. Si nous prenons le volume du disque comme repère, nous pouvons créer un autre volume en faisant des pas en arrière de telle manière qu'on arrive à faire des couches d'épaisseur de 1.1mm. Le nombre de couches distinctes varie avec la circonférence. L'étape suivante sera une étape de création huit volumes coaxiaux par répétition (Figure IV.2.a). La variation de l'épaisseur est assurée à chaque couche dans le disque physiologique.

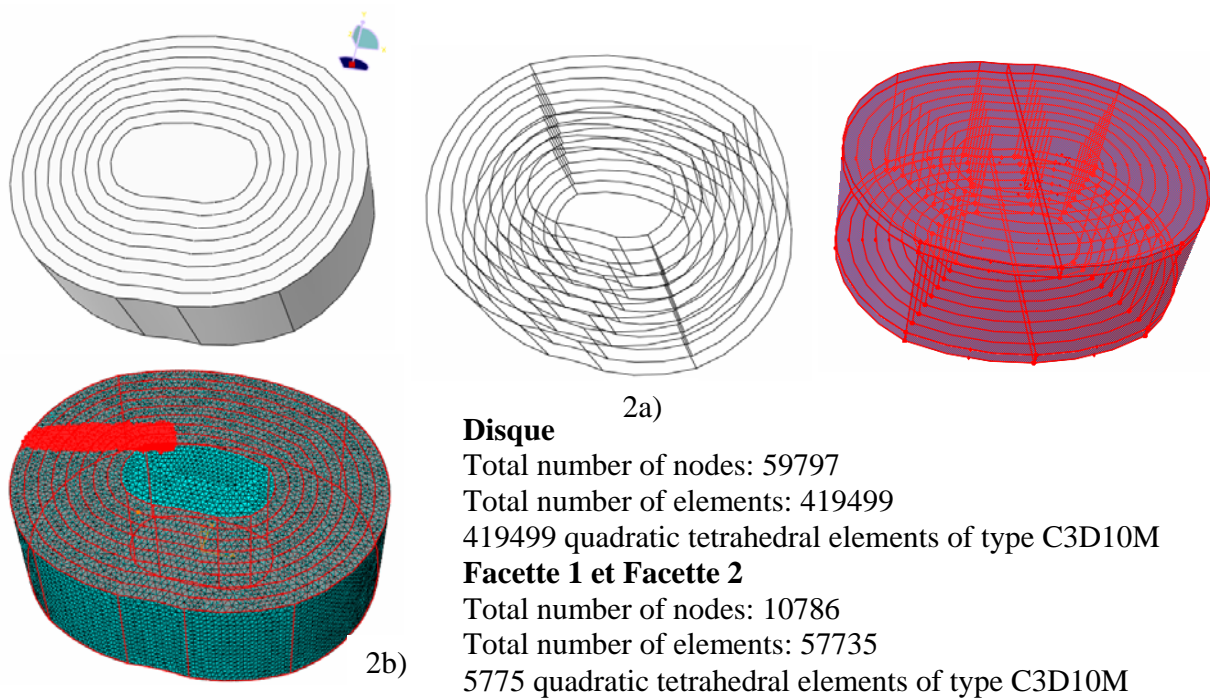


Figure IV.2. Détail de la géométrie et maillage tétraédrique.

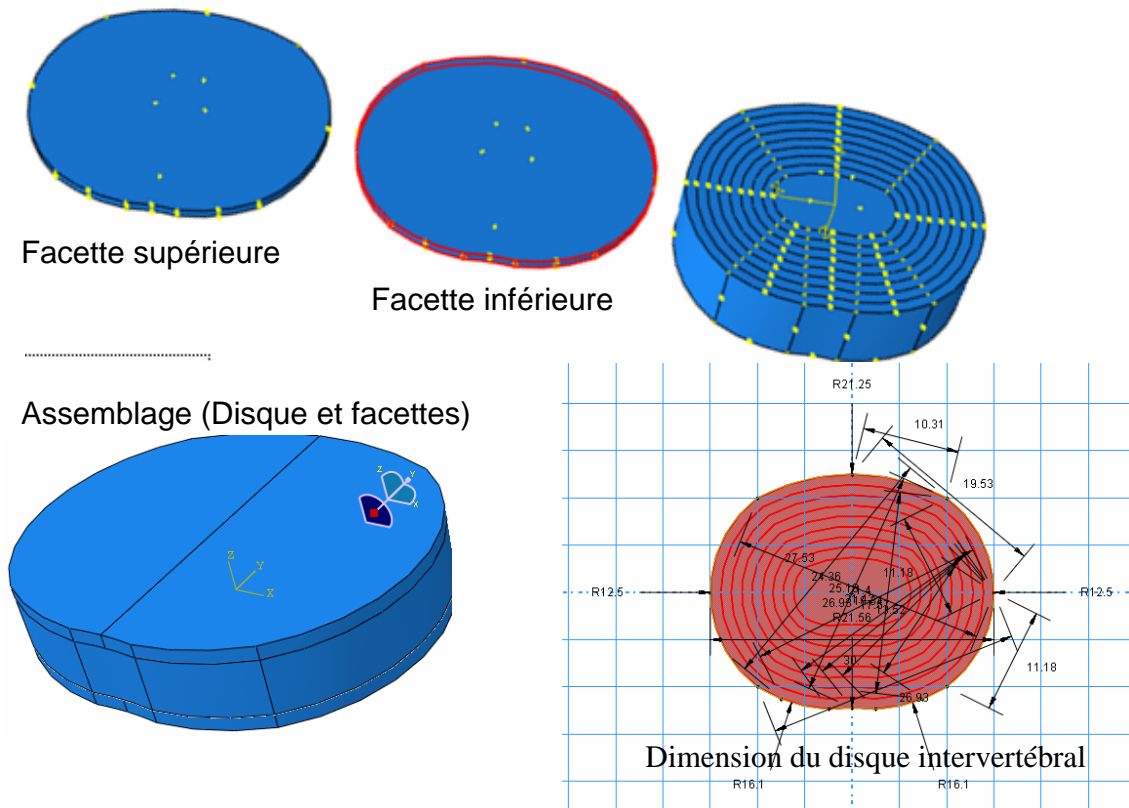


Figure IV.3. Modèle d'assemblage du disque intervertébral et les facettes.

Pour le modèle de l'élément utilisé dans notre étude, c'est un élément tétraédrique quadratique comme le montre la figure IV.2 (b). Les éléments tétraédriques de 10 nœuds sont capables de modéliser les structures irrégulières de la forme vertébrale et les plaques de l'extrémité. Afin de reproduire correctement l'orientation de fibre de collagène de l'annulus, la région a été analysée en introduisant les éléments de fibre pour des orientations respectives et alternatives de 30° et -30° par rapport au plan transverse. Deux couches successives inversent l'orientation de leurs fibres. Le matériau est considéré homogène, élastique. Les conditions aux limites sont montrées sur la figure IV.4

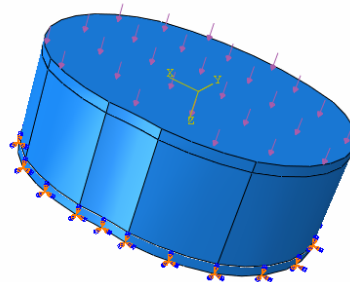


Figure IV.4. Conditions aux limites de l'assemblage.

IV.4. Concentrations de contraintes

Les vertèbres sont assemblées de manière qu'elles sont séparées par un disque intervertébral de 5mm, et en raison de la flexion nocive sur son comportement, nous avons ajouté deux disques de faibles épaisseurs (0.5mm). Le modèle assemblé du disque intervertébral est montré sur la figure IV.3.

IV.4.1. Contrainte de compression

Les éléments de contact sont utilisés pour assurer le contact et la répartition du chargement de compression appliquée entre le disque nucleus et toutes les régions du disque annulus. Dans ce cas, nous avons appliqué une charge de compression répartie de l'ordre de 1500 N sur toute la section du disque. Les variations de contraintes de Von-Mises sont représentées sur la figure IV.5.

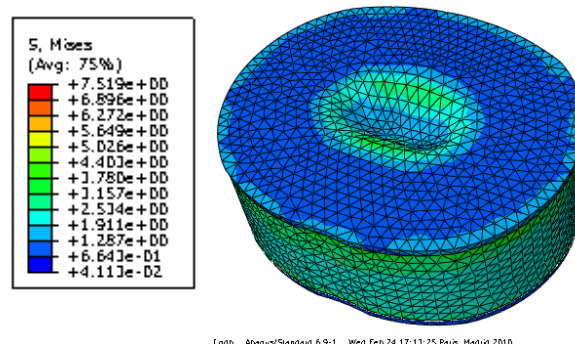


Figure IV.5. Variation des contraintes de Von-Mises sur le disque en présence des facettes.

Il est montré sur la figure que la surface inférieure du disque a été contractée dans toutes les directions tandis que les surfaces supérieure et inférieure du disque sont contractées dans le plan xy seulement, du moment que l'épaisseur est faible. Les contraintes maximales sont obtenues dans la partie du disque nucleus suite à son faible module d'élasticité qui largement inférieur à celui du disque annulus. La contrainte importante générée par la charge 1.5kN conduit à une contrainte de compression de l'ordre de 1.287 MPa. Les concentrations de contraintes les plus importantes sont

localisées surtout au niveau de l'interface annulus-nucleus. Sous une plus haute pression, le disque sera gonflé, et en dépassant sa capacité de raideur peut conduire à sa destruction.

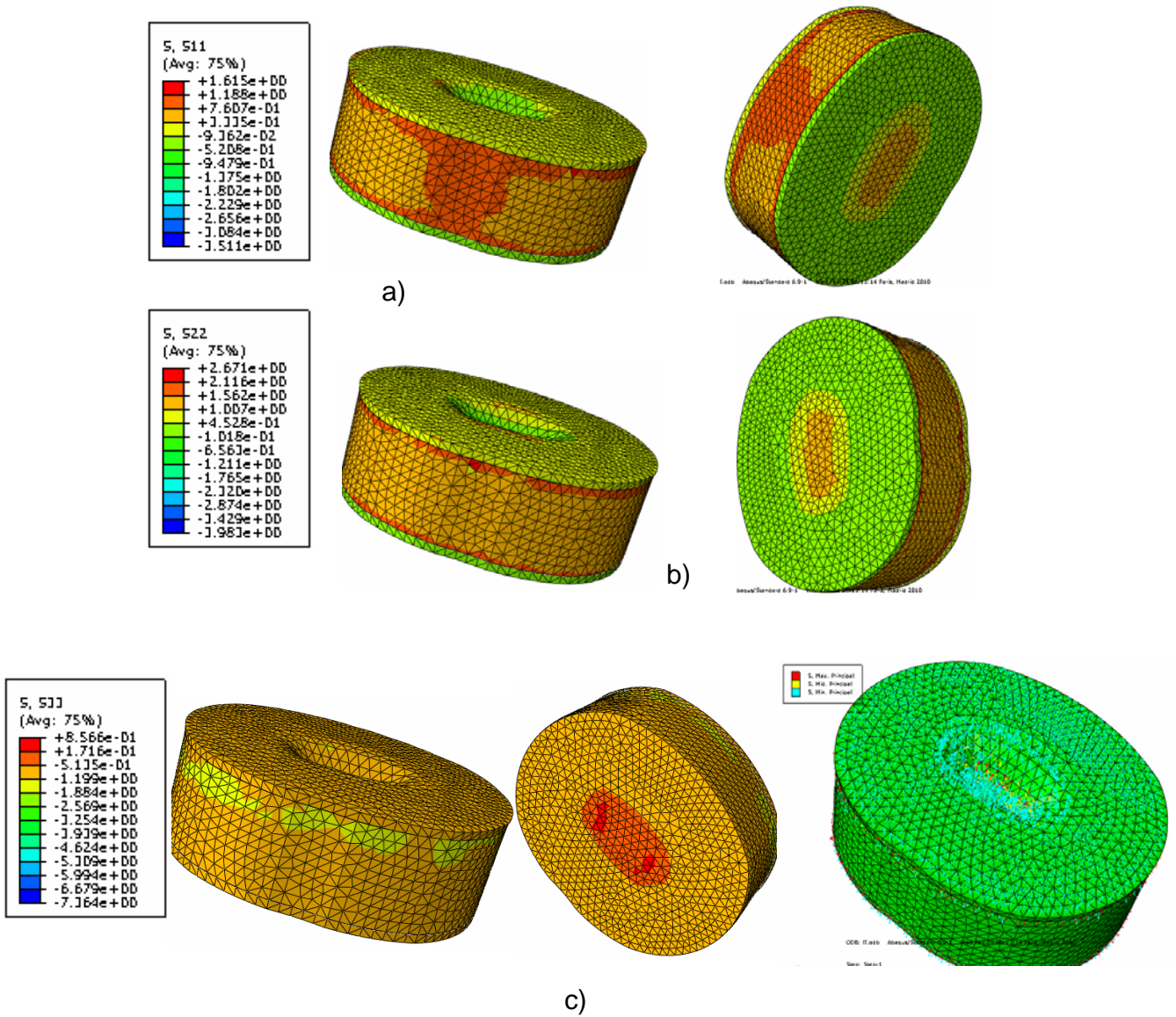


Figure IV.6. Variation des contraintes principales dans les trois directions (x,y et z).

Pour voir l'effet de la charge de pression sur la variation des contraintes selon les trois directions (x,y,z), nous avons montré sur la figure IV.6. a, b et c les niveaux de contraintes σ_{11} , σ_{22} et σ_{33} . Ces contraintes sont incluses pour simuler la présence des facettes qui limitent le disque de se déformer principalement dans le plan transversal.

Pour le premier cas (contrainte σ_{11}) les niveaux indiquent que la contraintes sont maximale juste au-dessous et au-dessus des deux disques facettes supérieure et inférieure, c'est-à-dire au niveau de l'interface ainsi qu'au milieu du disque là où il se trouve le disque nucleus pulposus. Ce dernier engendre des concentrations de contraintes pour permettre le mouvement dans toutes les directions. Les contraintes minimales sont plus importantes que celles maximales. Ces dernières, sont localisées entre les interfaces des fibres. Compte tenu des contraintes σ_{22} elles sont légèrement plus grandes que les contraintes σ_{11} , et sont localisées dans les interfaces disque totale- facettes. Cette augmentation est due à la réduction de la section suivant l'axe des ordonnées. Alors les contraintes les plus dangereuses et qui présentent un risque sur les disques intervertébraux, sont celles qui se trouvent suivant l'axe z. On remarque que les contraintes sont minimales dans toute la structure du disque, ce qui montre l'effet de la force de compression. Au niveau inférieur du disque nucleus, les contraintes sont maximales.

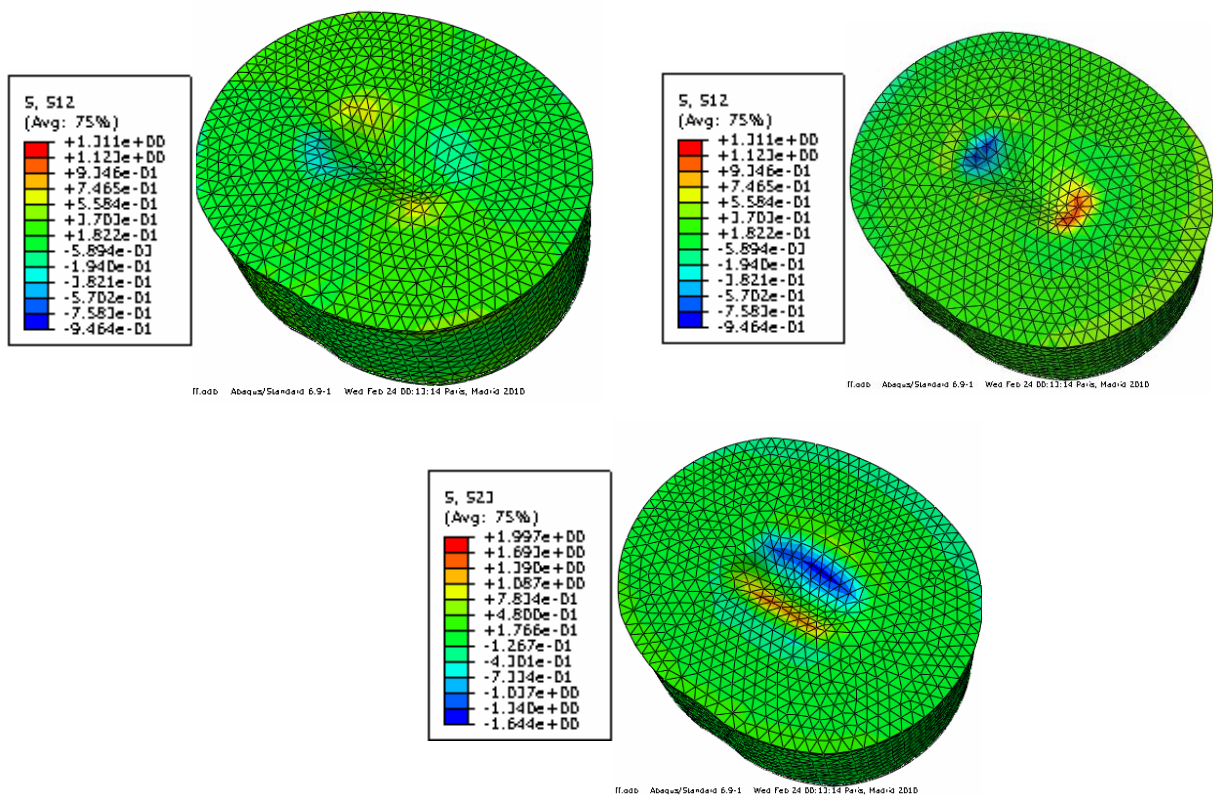


Figure IV.7. Variation des contraintes de cisaillements dans les trois plans (xy,xz et yz).

De la même manière nous avons représenté la variation des contraintes de cisaillement dû à l'effet de compression dans les trois plans du disque intervertébral. Nous constatons principalement que les contraintes tangentielles dans les trois plans sont faibles dans la structure totale du disque. Elles sont de l'ordre sept fois moins que celles obtenues suivant l'axe z. Les contraintes maximales et minimales sont localisées au niveau du disque nucleus et cela est dû à la présence de l'effet de l'interface entre le bimatériau (Figure IV.7).

IV.4.2. Déplacement sous la pression

Nous signalons un effet aussi important sur le disque intervertébral qui doit être pris en compte, c'est les déplacements dans toutes les directions (x,y et z). La figure IV.8 montre les distributions des déplacements dû à la contraintes de pression sur la structure totale (disque intervertébral et facettes) dans les directions (x,y,z).

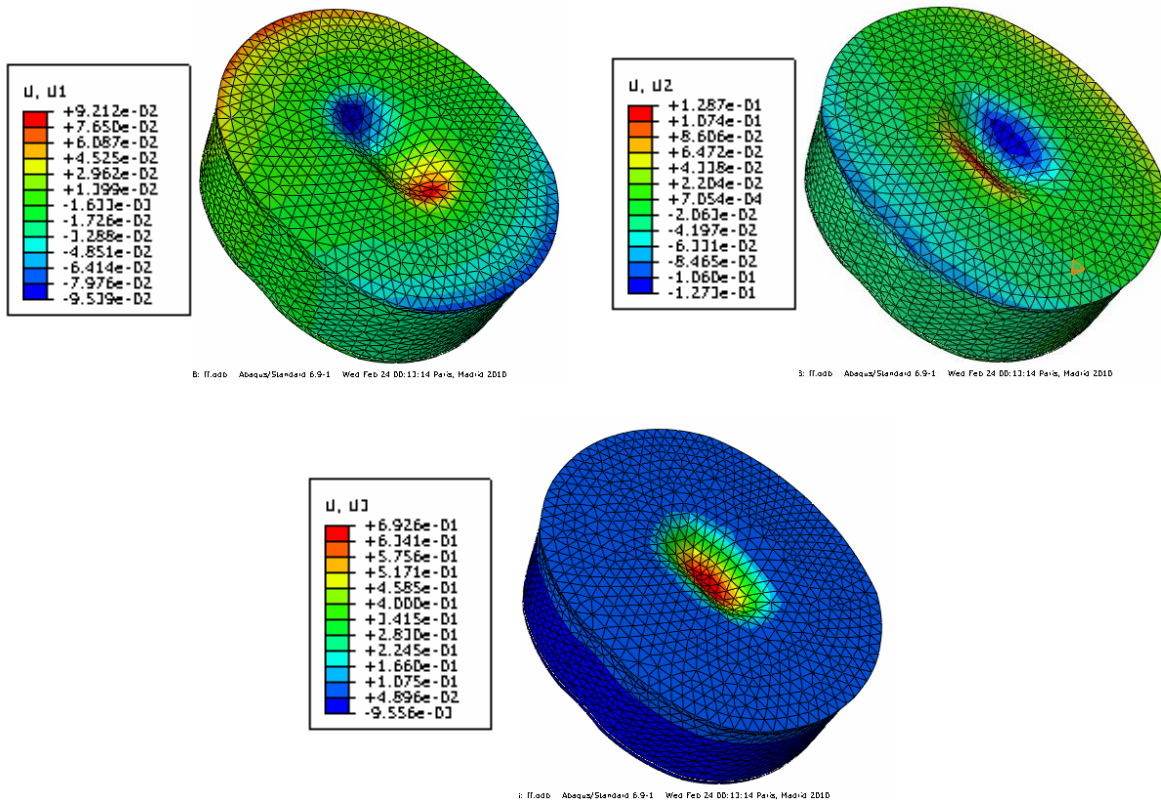


Figure IV.8. Variation des déplacements principales dans les trois directions (x,y et z)

Nous pouvons constaté premièrement que les déplacements maximales et minimales sont obtenues au niveau du disque nucleus suite à sa faible rigidité qui permet le mouvement du rachis cervical.

Les déplacements suivant l'axe z sont minimales dans la partie inférieure alors qu'ils augmentent graduellement vers la partie de la facette supérieure. Le déplacement compressif général est de l'ordre de 0.1075 mm. Par contre les déplacements suivant l'axe xx (c'est-à-dire suivant la grande dimension du disque) sont antisymétriques dans les deux extrémités gauche et droite, ils sont de l'ordre de 0.0912mm et -0.09539mm respectivement. Alors que les déplacements u_2 sont maximales vers le côté de la petite courbature suivant l'axe y et la petite section du disque.

IV.5. Influence de charge de compression sur le disque

Dans la présente partie montre l'importance relative des ligaments, des facettes, et le noyau de disque au-dessous de déplacement compressif d'une charge P ont été étudié. Le modèle (C5/C6) est modifié en conséquence pour former les trois nouveaux modèles correspondants et analysés.

La figure IV.9 montre la variation du déplacement du disque total en fonction du déplacement suite à l'application de la charge axiale de compression. Elle montre les effets des modules d'élasticité des matériaux composant le disque en fonction de la force de compression axiale. Il est bien claire que l'augmentation de la charge appliquée est proportionnelle au déplacement compressif crée. Donc l'importance du déplacement est liée automatiquement au poids de la tête du patient et la charge a supportée. Pour une personne souffrante de l'arthrose ou qui a subit une intervention ne doit jamais soulever une charge sur sa tête.

Le comportement du disque est non linéaire dans le premier et le troisième stade, la courbe donnant la force en fonction du déplacement, à une forme sigmoïdale. Une première partie de la courbe, une petite force de compression provoque un grand déplacement. Dans le deuxième stade, l'augmentation statique de la charge provoquera

l'accroissement de la rigidité du matériau, ce qui se traduit par un comportement linéaire force / déplacement, c'est la zone où la courbe est quasiment linéaire. Enfin le dernier stade est terminé par le point critique qui engendre la création de zone plastiquement déformée.

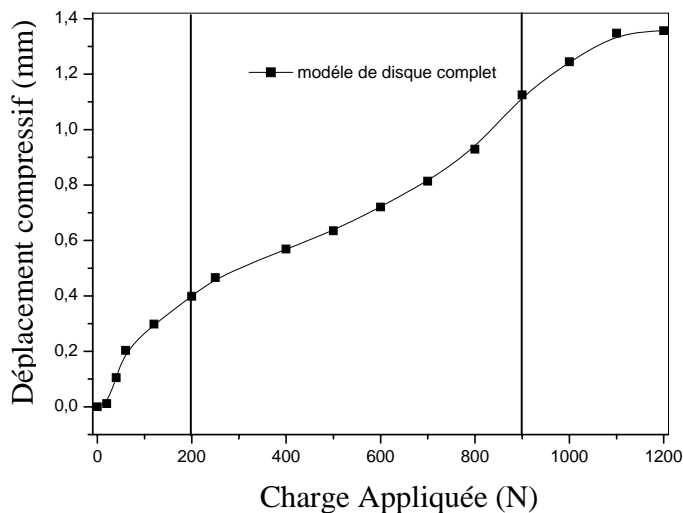


Figure IV.9. Variation du déplacement au niveau de disque complet en fonction de la charge appliquée.

IV.6. Influence de charge de compression sans disque nucleus

Sous la charge de compression, une différence significative et importante de la variation du déplacement au niveau du disque en fonction de la force de compression est montrée sur la figure IV.10. Un état comparatif est fait entre le modèle disque total avec et sans de disque nucleus.

Les résultats prouvent que la présence du disque nucleus possédant le même matériau que celui du disque annulus et qui exhibe un comportement presque incompressible et très efficace pour la transmission de la charge de compression dans le rachis cervical sous la contrainte appliquée. La réduction maximale de la charge de compression obtenue en présence du disque nucleus est de l'ordre de 71% pour une

pression axiale de 1200N. Cette réduction est due à l'amortissement de cette charge suite au déplacement négative du disque nucleus.

La figure montre que si le disque nucleus ne sera pas présent dans les calculs, les facettes et le disque partageront la charge de pression tout à fait également comme si le disque nucleus était présent, mais le rôle des facettes (supérieure et inférieure) dans la portance de charge axiale est significatif et peut conduire à la rupture au milieu du disque puisqu'il est vide à l'intérieur.

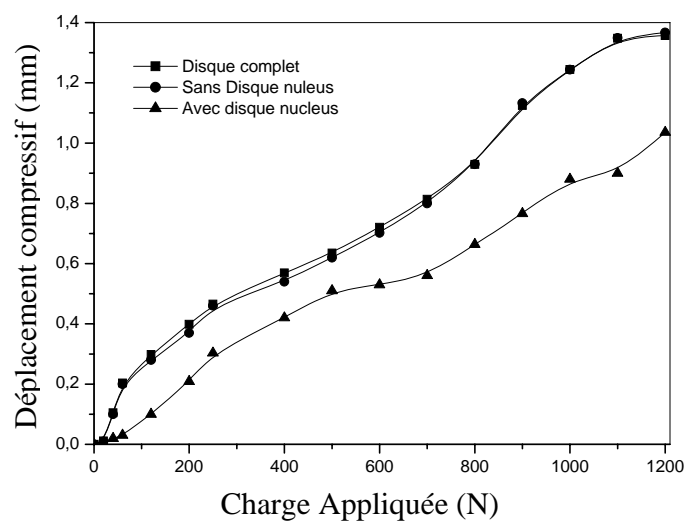


Figure IV.10. Comparaison ente le déplacement total avec et sans le disque nucleus en fonction de la charge appliquée.

IV.7. Influence du moment sagittal sur le disque

La courbe de moment – Rotation du modèle du disque entre C5/C6 sous un moment sagittal M (Nm) est montrée sur la Figure IV.11. Cette dernière montre que l'augmentation du moment sagittal de part et d'autre à partir de 1° et -1° de rotation est non linéaire. Cette augmentation montre le risque qui doit avoir au-delà de -1° . Alors variation purement linéaire fonction de la rotation entre -1 à 1 non inclus. Par exemple lorsqu'une personne subira un choc dû à un accident de la circulation, le conducteur peut avoir une rupture du rachis si le couple dépasse un certain seuil. La courbe montre

un comportement anti-symétrique par rapport à l'origine. Une importante rigidité conduit à une importance plus élevée du moment sagittal.

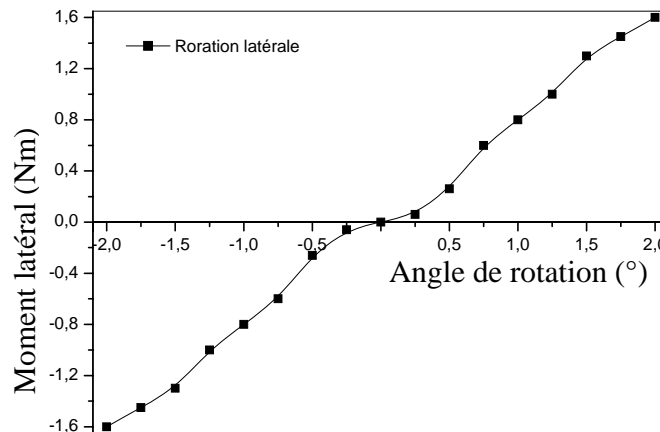


Figure IV.11. Variation de l'angle de rotation du disque complet en fonction du couple appliqué.

IV.8. Influence du moment axial sur le disque

Quelle que soit la technique chirurgicale, particulièrement étudiée au niveau des vertèbres limites d'une instrumentation, la modification de la rotation axiale des vertèbres reste entre 0° et 6° [93,94].

Dans cette étude prend en compte les diamètres sagittaux supérieur et inférieur du corps, en plus des hauteurs, pour calculer l'angulation des facettes. Le cas échéant, il faut assimiler la mesure du diamètre sagittal à sa valeur en projection, ce qui constitue une approximation. La fonction arcsinus permettrait en fait de calculer l'angle de rotation sans passer par cette dernière approximation, puisqu'elle fait intervenir l'hypoténuse du triangle qui correspond effectivement au diamètre sagittal de la facette.

Sur la figure IV.12 nous avons montré la variation du moment de torsion en fonction de l'angle de rotation. Il est clair que la courbe exhibe un comportement non linéaire et

antisymétrique par rapport à l'origine 0. Le moment augmente quadratiquement avec l'accroissement de l'angle de rotation positif et l'augmentation est accentuée au-delà de 3° ce qui montre la gravité de l'ouverture de l'angle sur la détérioration du disque est par conséquent le rachis cervical. En comparaison avec la figure 10, pour un angle de rotation 2°, le moment de torsion est de l'ordre de 0.5Nm alors que celui du moment sagittal atteint une valeur proche de 6Nm. Il est de l'ordre de 12 fois supérieur ce qui montre l'importance de ce dernier. Pour un angle maximal de 5°, le moment de torsion est de l'ordre de moitié de celui du moment sagittal à 2°.

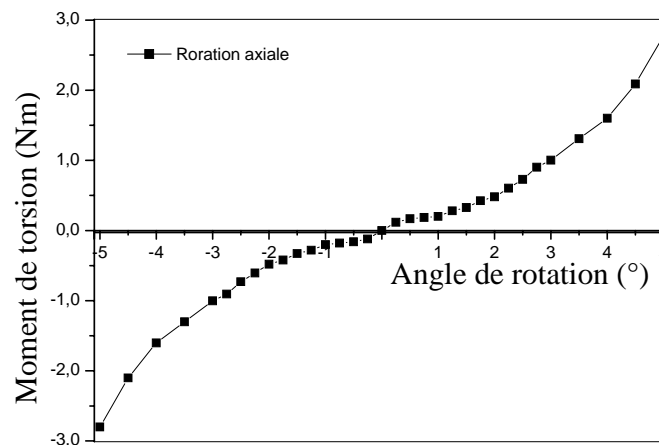


Figure IV.12. Variation de l'angle de rotation du disque complet en fonction du couple de torsion appliqué.

IV.9. Influence du moment latéral sur le disque

Les vertèbres limites situées en zone jonctionnelle sont aussi caractérisées par un maximum de rotation axiale intervertébrale. Une étude par tomographie axiale ciblée sur les vertèbres ; [95] a démontré une correction de la rotation latérale intervertébrale de 1° à 3°. Pour notre cas on se limite pour une rotation maximale de 2°.

La figure IV.13 montre la variation du moment latéral appliqué au disque total en fonction de l'angle de rotation intervertébrale latérale. La figure montre qu'une relation

quasi-linéaire regroupe le moment avec l'angle de rotation. Il semble que le couple latéral présente les plus faibles valeurs par rapport aux rotations axiales et sagittales.

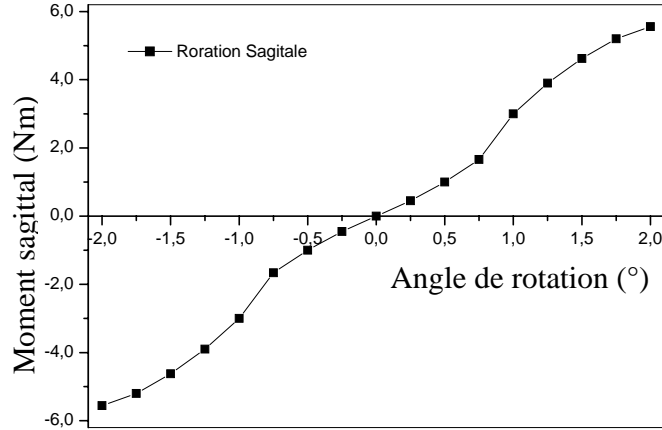


Figure IV.13. Variation de l'angle de rotation du disque complet en fonction du couple de moment latérale.

IV.10. Variation de contraintes sous l'effet de la flexion sagittale

La figure IV.14 montre les niveaux de contraintes de Von-Mises dans le disque complet sous l'effet du moment de flexion sagittale en avant. Il est très clair que les concentrations de contraintes se trouvent dans la partie inférieure de la facette puisqu'elle est fortement sollicitée. La partie qui se trouve en avant est sollicitée à une compression alors que celle qui se trouve en avale est sollicitée à l'extension.

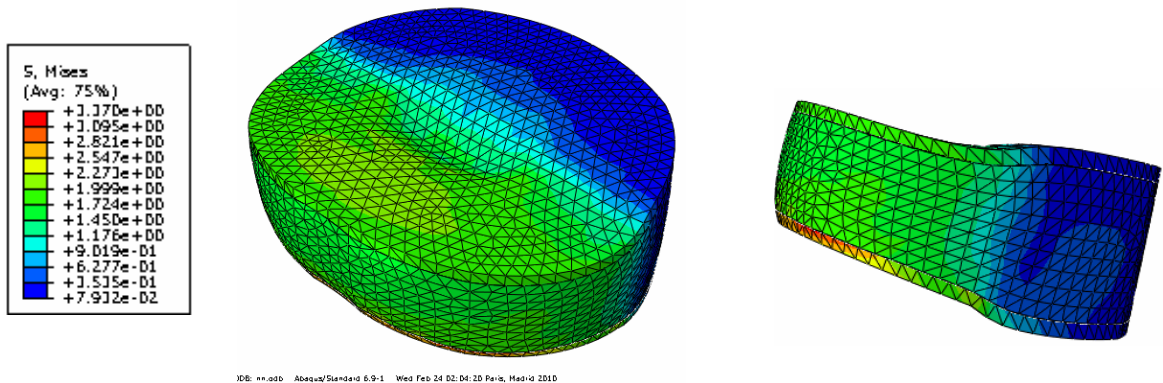


Figure IV.14. Variation des contraintes de Von-Mises sur le disque en présence des facettes.

IV.11. Variation des déplacements sous l'effet de la flexion sagittale

La figure IV.15 montre les niveaux des déplacements dans le disque complet sous l'effet du moment de flexion sagittale en avant. Il est montré que les déplacements suivant l'axe x sont antisymétrique par rapport à l'axe des ordonnées. La partie qui se trouve à droite est compressée alors que celle de gauche elle est contractée. Pour le déplacement suivant l'axe z, les déplacements sont maximales sur la moitié du disque et minimales dans l'autre.

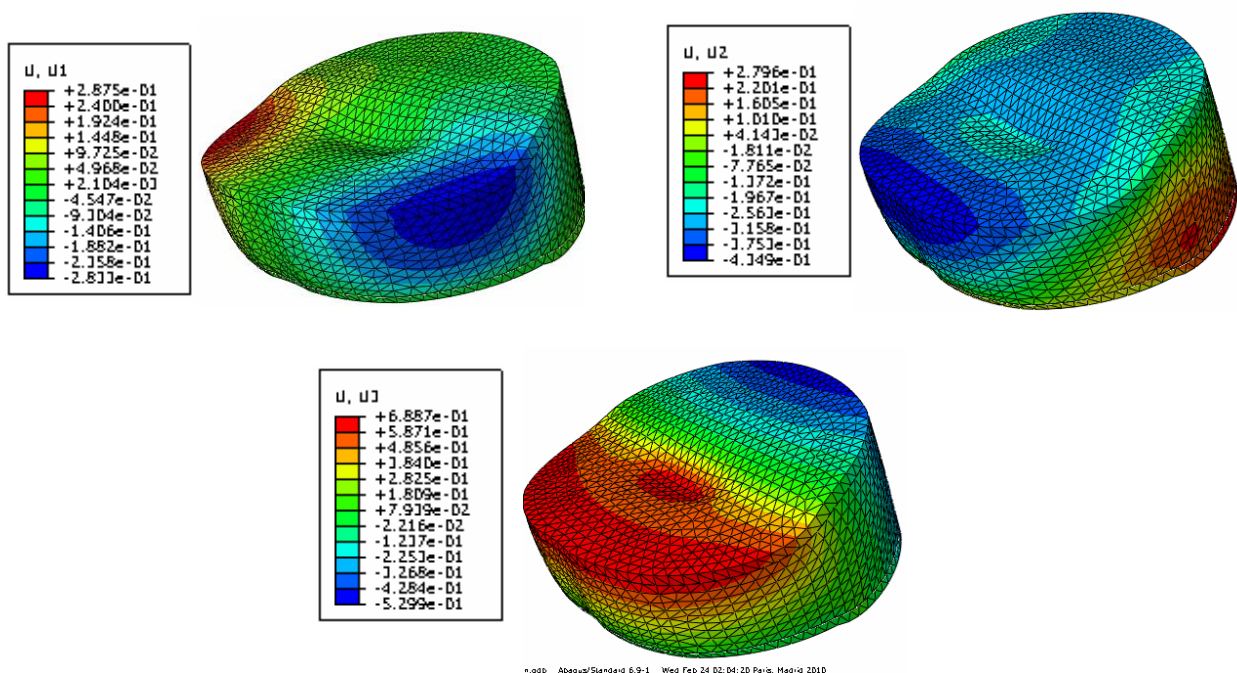


Figure IV.15. Variation des déplacements principaux sous l'effet de la flexion sagittale dans les trois directions (x,y et z)

IV.12. Variation de contraintes sous l'effet de la flexion latérale

Sur la figure IV.16, on montre les niveaux de contraintes de Von-Mises dans le disque sous le moment de flexion latérale par rapport à l'axe des ordonnées. Les contraintes ne sont importantes que celles engendrées par le moment sagittal. Les contraintes de compression sont dans la partie inférieure du disque nucleus.

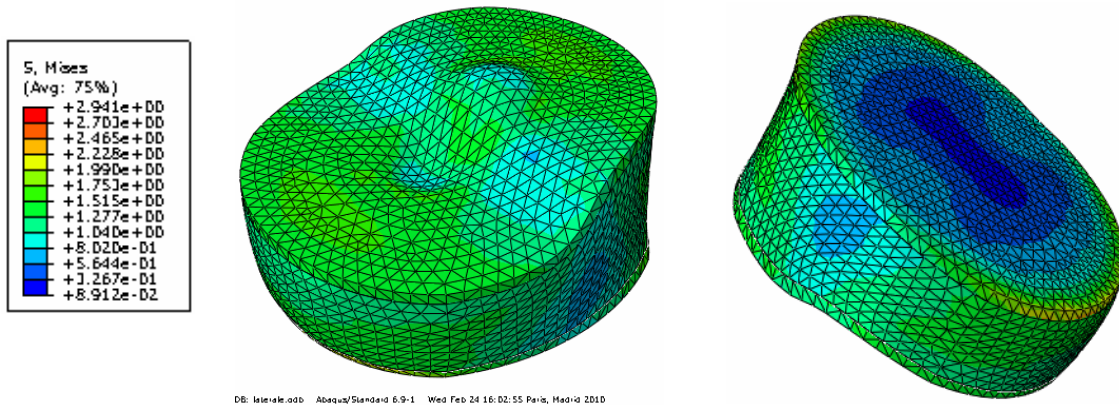


Figure IV.16. Variation des contraintes de Von-Mises sur le disque en présence des facettes.

IV.13. Variation des déplacements sous l'effet de la flexion latérale

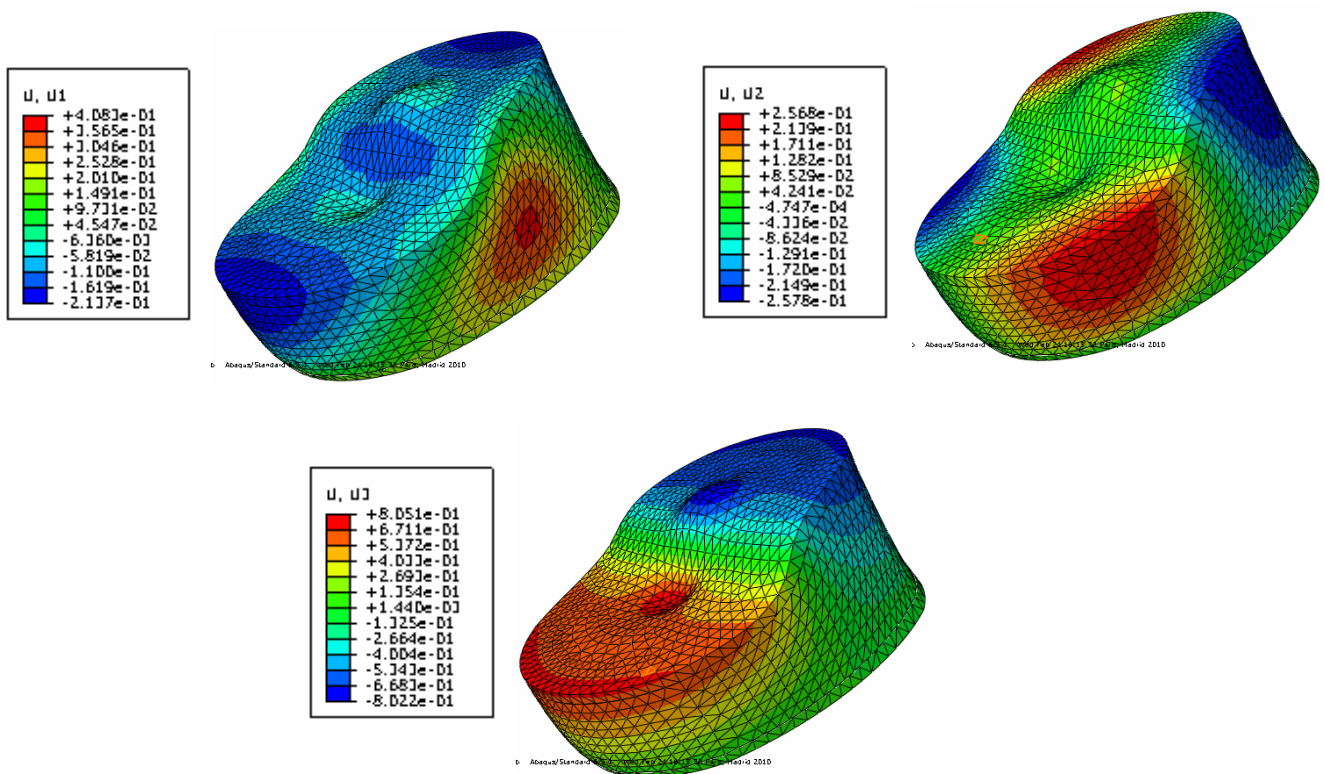


Figure IV.17. Variation des déplacements principaux sous l'effet de la flexion latérale dans les trois directions (x,y et z).

La figure IV.17 illustre les déplacements dans le disque sollicité au moment de flexion latéral. Il est montré que les déplacements u_2 suivant l'axe x sont diamétralement opposé et antisymétrique. Les parties sont alternativement déplacées, contractés et extractés aux extrémités. Pour le déplacement négatif suivant l'axe z, les déplacements sont symétriques par rapport à l'axe y.

IV.14. Variation de contraintes sous l'effet de la torsion

La figure IV.18 illustre la variation des niveaux de contraintes de Von-Mises sous les sollicitations de moment de torsion. Les concentrations de contraintes sont maximales dans le noyau du disque intervertébral. Les contraintes minimales sont situées sur les extrémités du demi-cercle. Les contraintes moyennes sont localisées vers le centre et dans la partie inférieure.

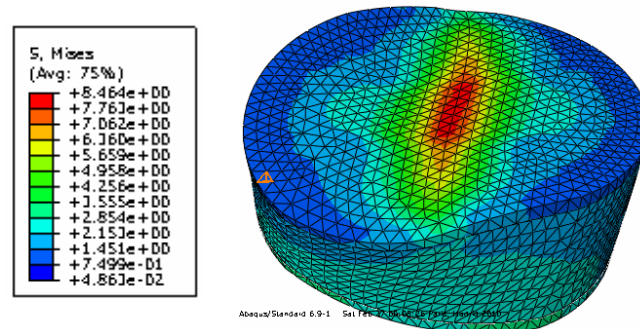


Figure IV.18. Variation des contraintes de Von-Mises sur le disque en présence des facettes.

IV.15. Variation des déplacements sous l'effet de la torsion

La figure IV.19, montre la variation des niveaux des déplacements sous l'effet du couple de torsion crée entre les vertèbres jonctionnelles sur le disque intervertébral total. Les déplacements maximaux et minimaux u_3 suivante l'axe z sont diamétralement opposé par rapport aux plans xoz et yoz. Le déplacement u_2 présente de grandes valeurs par rapport au deux autres déplacements.

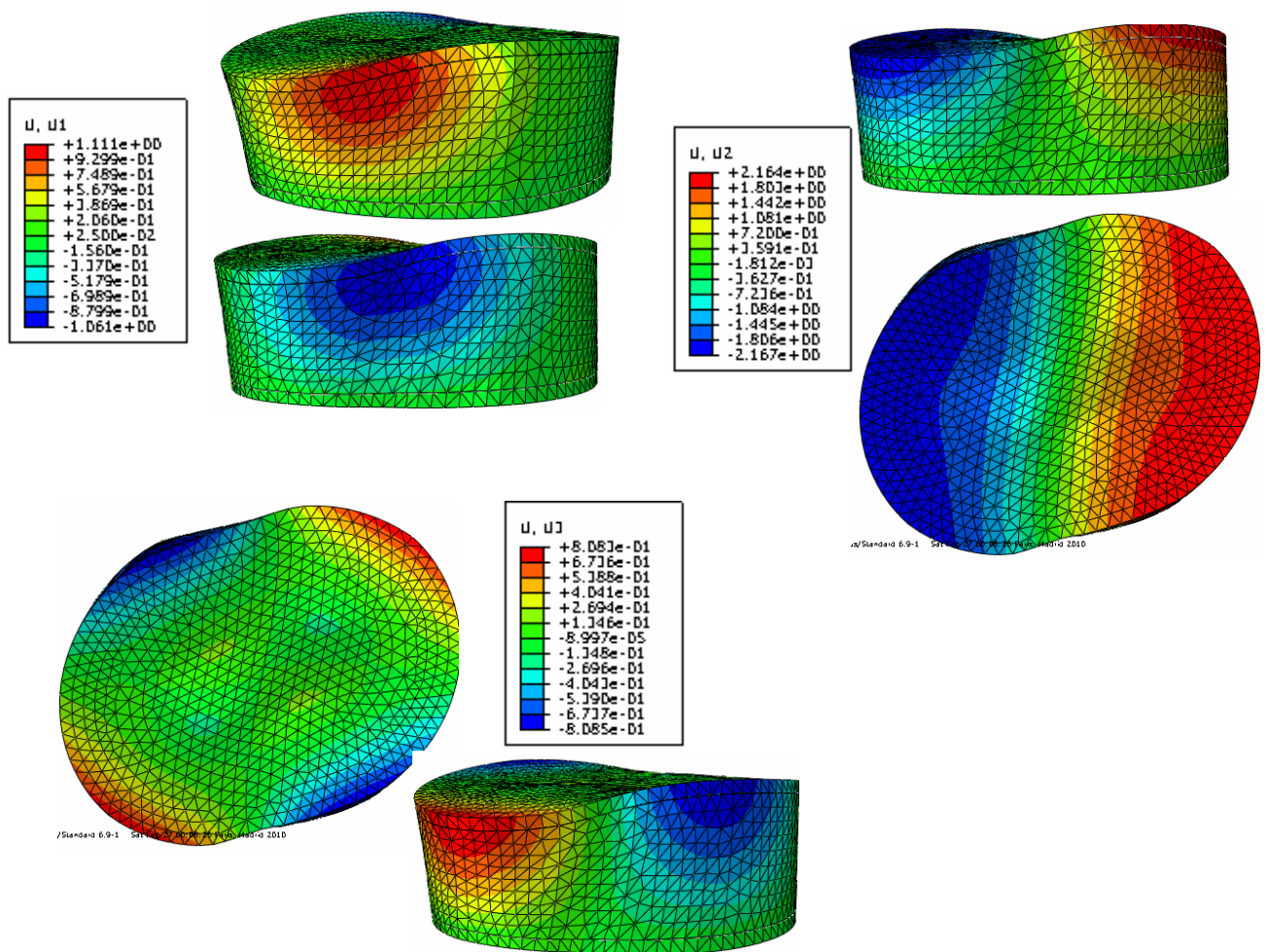


Figure IV.19. Variation des déplacements principaux sous l'effet de la torsion dans les trois directions (x,y et z).

IV.16. validation des résultats

La validation de notre simulation ne peut se réaliser qu'à travers la confrontation avec les résultats issus de la bibliographie. Les effets de la charge de compression sur le disque en fonction du déplacement nous a permis d'obtenir une courbe qui montre que l'augmentation de cette charge est proportionnelle au déplacement compressif crée.

Cette allure concorde bien avec celles de certains chercheurs dont on peut citer J. B. Martinez [96].

La comparaison de l'application compressive avec et sans disque nucleus effectuée par simulation donne des résultats prouvant que la présence de ce dernier est très efficace pour la transmission de cette charge compressive sur le rachis cervical. L'application de ce cas est parfaitement retrouvée dans les accidents de la circulation subissant des chocs. La aussi, les résultats rejoignent ceux de plusieurs personnes travaillant dans ce domaine [97] et notamment le phénomène du whiplash.

Le moment sagittal appliqué sur le disque de l'UVF C5/C6 en fonction de l'angle de rotation montre des caractéristiques non linéaire. De plus la courbe indique le comportement anti-symétrique par rapport à l'origine pour ce cas nos résultats sont en parfaite ressemblance avec plusieurs auteurs tel que Yoganandan et Maurel [83-84]. Cet auteur lui-même a confronté ses résultats avec d'autres, afin de valider les siens.

La variation du moment de torsion en fonction de l'angle de rotation montre le comportement non linéaire et anti-symétrique par rapport à l'origine, généralement l'accroissement du moment est proportionnel avec l'angle de rotation, ce que nous avons obtenu est d'une façon globale semblable à par d'autres auteurs parmi lesquels S. Basa [98].

Concernant les moments axiaux et latéraux en fonction de l'angle de rotation, ils présentent comme les caractéristiques précédentes une proportionnalité entre les deux paramètres pris en compte. Mais ce qui est à noter est que la non linéarité dans certaines zones et l'antisymétrie n'est présente que dans le cas du moment axial, ce qui nous permet d'affirmer, à notre sens, que le moment latéral est plus faible relativement au moment axial. L'auteur Sung kyu HA [99] a trouvé des caractéristiques similaires mais il a étendu son investigation à essayer d'analyser le comportement des élastomères au niveau du rachis cervical inférieur.

IV.17. Conclusion

La modélisation numérique par la méthode des éléments finis nous a permis d'analyser les effets des différentes charges et contraintes sur une unité vertébrale fonctionnelle. Les contraintes et déformations du disque ont été élucidées par le travail de simulation réalisée.

Toutes Les courbes obtenues montrent des proportionnalités entre les paramètres considérés, charges ou moments en fonction des déplacements ou des angles de rotation. Cependant des zones de non linéarité et d'antisymétrie ont été noté dans certaines grandeurs considérées.

La validation s'est basée avec les résultats publiés dans la littérature et on peut affirmer d'une manière générale que nos résultats sont concordants.