



UNIVERSITE ABDELHAMID IBN BADIS-MOSTAGANEM
FACULTE DES SCIENCES ET DE LA
TECHNOLOGIE
DEPARTEMENT DE MECANIQUE

N° D'ORDRE : M..... / 2010

MEMOIRE

POUR OBTENIR

LE DIPLOME DE MAGISTER

SPECIALITE : MECANIQUE

OPTION : TRIBOLOGIE

Par :

ABDELLI MESKERROUH

**ETUDE COMPARATIVE TRIBOLOGIQUE ENTRE LES MATERIAUX
OSSEUX DES VERTEBRES CERVICALES C5 / C6 ET LA RESINE :
APPLICATION MEDICALE**

Soutenue Devant le JURY composé de :

Président	: Mr D.NEHARI	Professeur	(U.Mostaganem)
Examineur	: Mr R. ZENASNI	Professeur	(U.Mostaganem)
Examineur	: Mr D. OUINAS	Professeur	(U.Mostaganem)
Encadreur	: Mr A. HEBBAR	Professeur	(U.Mostaganem)
Co-encadreur	: Mr M. BENDOUKHA	Maitre de conférences B	(U.Mostaganem)

2010-2011

Remerciements

Cette thèse n'aurait pu voir le jour sans l'aide et le soutien de nombreuses personnes, aussi je voudrai simplement leur exprimer ici toute ma reconnaissance et ma gratitude.

Le Professeur HEBBAR Ahmed, qui m'a fait l'honneur de diriger cette thèse. Son suivi, la liberté dont j'ai bénéficié, son expérience, je le remercie aussi pour la confiance qu'il m'a accordée au cours de ce mémoire.

Dr BENDOUKHA Mohamed qui m'a fait l'honneur de codiriger cette thèse, pour ses précieux conseils, son soutien et surtout pour sa passion communicative.

Je remercie Mr NEHARI Driss de m'avoir fait l'honneur d'être Président du jury de thèse, ainsi que l'ensemble des membres du jury : Dr. Zenasni Ramdane , Dr . Ouinas Djamel d'avoir apporté leur regard critique à ce travail.

Mes sincères remerciements vont également à Dr BESTANI Benaouda (MCA) pour son soutien et son aide.

Une des stations se présente pour renouveler mon vif remerciement à mon très chère frère Mansour autant de fois que le nombre de lettre de mémoire contient et plus, pour son soutien si chaleureux et illimité dont je ne peux le qualifier par ces simples phrases.

Parce que sans eux je ne serais probablement pas allée au bout de ces travaux, parce qu'ils m'ont soutenue, je remercie le plus chaleureusement du monde mes parents, mes frères et mes sœurs. Chaque bâtisse a ses fondations, ils sont les miennes.

Mes collègues : Fethi , Laarbi , Nawel , Zineddine , pour leurs soutiens je leurs dit merci .

Une dédicace spéciale pour mes amies Naima, Fatima, Sabrina pour leurs soutiens et pour leur aide précieuse.

Il est difficile de faire des remerciements complets et représentatifs alors je tiens juste à souligner à quelques points, j'ai apprécié de travailler avec tout le monde pour leur disponibilité et leur compétence. MERCI. MERCI .MERCI .

Liste des Tableaux

Tableau 1 : Propriétés mécaniques de l'os spongieux vertébral humain [3].

Tableau 2 : Propriétés des matériaux [3]

Tableau 3 : caractéristiques de quelques métaux et alliages utilisés en médecine [15,16]

Tableau 3 : Quelques propriétés de PMMA [5]

Tableau 4. Valeurs de ξ et η pour un élément quadratique iso paramétrique à 4 nœuds [21].

Tableau 6: Valeur de ξ et η pour l'élément à 12 nœuds [21-23].

Tableau 7: Fonctions de formes et valeurs de ξ et η pour l'élément triangulaire à 3 nœuds [23].

Tableau 8. Fonctions de formes et valeurs de ξ et η pour l'élément triangulaire à 6 nœuds [21,23].

Tableau 9. Fonctions de formes et valeurs de ξ et η pour l'élément triangulaire à 10 nœuds [23].

Tableau 10: propriétés élastiques des matériaux qui compose le disque intervertébral.

Liste des figures

Figure 1 : Plans de référence.

Figure 2 : La colonne vertébrale.

Figure 3 : Vertèbre type schématique.

Figure 4 : Disque intervertébral.

Figure 5. Photographie d'une vertèbre lombaire de sujet jeune.

Figure 6. Structure de l'os cortical.

Figure 7. Montage expérimental pour la caractérisation de l'os spongieux vertébral en compression. Les extrémités de l'échantillon sont contraintes dans les cylindres métalliques. L'extensomètre est placé au plus près de la longueur libre.

Figure 8 : structure de polystyrène et polypropylène.

Figure 9 : formule du PMMA.

Figure 10 : Plexiglas coloré transparent .

Figure11 : poudre de PMMA .

Figure 12 : Amplitude de mobilité du rachis cervical dans les 3 plans de l'espace .

Figure 13. Représentation des éléments et des nœuds en EF.

Figure 14. Eléments unidimensionnels

Figure 15. Eléments triangulaires

Figure 16. Eléments quadrilatéraux

Figure 17. Eléments rectangulaires

Figure 18. Eléments triangulaires

figure 18a : le Corp. vertébral par SolidWorks .

figure 18b : le Corp. vertébral par SolidWorks .

Figure19 : éléments tétraèdre quadratique iso paramétrique à 10 nœuds.

Figure 20: maillage du disc intervertébral.

Figure 21 : déplacement pour la charge 60N

Figure 22 : déplacement pour la charge de 100 N .

Figure 23 : déplacement pour la charge de 150 N .

Figure 24 : déplacements pour la charge de 60 N

Figure 25 : déplacements pour la charge de 100 N

Figure 26 : déplacements pour la charge de 150 N

Figure 27 : déplacements pour la charge de 60 N

Figure 28 : déplacements pour la charge de 100 N

Figure 29 : déplacement pour la charge de 150 N.

Figure 30 : contrainte résultante pour la charge de 60 N.

Figure 31 : contrainte résultante pour la charge de 100 N.

Figure 32 : contrainte résultante pour la charge de 150 N.

Figure 33 : contrainte résultante pour la charge de 60 N .
Figure 32 : contrainte résultante pour une charge de 100 N.

Figure 33 : contrainte résultante pour une charge de 150 N.

Figure 34 : contrainte résultante pour une charge de 60 N .

Figure 34 : contrainte résultante pour une charge de 100 N.

Figure 36 : contrainte du Von mises pour une charge de 60 N .

Figure 36 : contrainte du Von mises pour une charge de 100 N .

Figure 36 : contrainte du Von mises pour une charge de 150 N .

Figure 37 : la déformation de disque après l'application des charges.

Figure 38 : vecteur déplacement sur l'axe OY pour la charge de 100N .

Figure 39 : deux os avec un disque intervertébral par SolidWorks .

Figure 40 : deux os avec un disque intervertébral par ANSYS.

Figure 41 : maillage du modèle par ANSYS.

RESUME

L'indisponibilité des vertèbres humaines pour les expériences nécessite la recherche des modèles identiques aux réelles, fabriquées avec d'autres matériaux qui ont les mêmes propriétés mécaniques que celui de l'os.

Puisque le disque intervertébrale joue un rôle très important dans le rachis vertébral, et pour effectuer une comparaison entre deux matériaux l'os et la résine il a été nécessaire de faire une étude sur le disque intervertébrale. Pour cela, nous avons concentré nos efforts sur cette partie de la rachis vertébrale. Le calcul a été effectué par le logiciel ANSYS. Une fois ceci est établi, on a d'abord choisi le meilleur chargement qui convient à la géométrie du disque intervertébrale qui était égale ou supérieure au poids de la tête est si complexe. C'est pour raison que nous nous sommes contentés de réaliser la simulation sur le disque intravertébral.

ABSTRACT

The unavailability of human vertebrae for experiments requiring research models identical to the real, made with other materials that have the same mechanical properties as that of the bone.

Since the intervertebral disc plays an important role in the spinal vertebrae, and a comparison between two bone materials and resin it was necessary to make a study of the intervertebral disc. And for that we have focused our efforts

on the part of the spinal cord where the calculation was performed by the software ANSYS, once this is established, we first chose the best suitable loading geometry of the intervertebral disc who was at or above the weight of the head is so complex that's why we simply perform the simulation on the intervertebral disc.



ندرة الاعضاء البشرية و من بينها فقرات العمود الفقري لاستخدامها في النماذج العلمية و التجارب العلمية , يتطلب البحث عن بديل آخر او مواد تتميز بنفس الخصائص الميكانيكية للمادة المؤلفة للفقرات الا و هي العظام .

من خلال بحثنا هذا , وبالنظر إلى اهمية القرص الفقري في اجراء المقارنة بين العظام و المادة البديلة , اضطررنا الى اجراء دراسة على القرص الفقري حيث قمنا بتمثيل بياني للقرص اعتمادا على اداة البرمجة انيسيس , و تمثيل النتائج بيانيا و تحليلها بعد تطبيق النماذج المختلفة (انيسيس) .

Table des matières

1. Introduction Générale	2
Chapitre 1 :	
Analyse bibliographique	
1.2. Les plans de référence.....	5
1.2.1. Les plans sagittaux.....	5
1.2.2. Les plans frontaux	5
1.2.3. Les plans horizontaux	5
1.3. La Colonne vertébrale.....	6
1.4. Présentation Des Vertèbres.....	8
1.5. Les articulations intervertébrales.....	8
1.5.1. Le disque intervertébral	8
1.6. Le Tissu Osseux Vertébral	9
1.7. Propriétés mécaniques du tissu osseux vertébral.....	11
1.7.1. Propriétés mécaniques de l'os spongieux	11
1.7.2. Propriétés mécaniques de l'os spongieux vertébral	12
1.7.3. Propriétés mécaniques de l'os cortical	14
1.8. Les biomatériaux	14
1.8.1 Définition et historique	14
1.8.2 Les propriétés des biomatériaux	15
➤ propriétés mécaniques	15
1.8.3 Les différents biomatériaux et leurs utilisation	15
1.8.4 Les polymères.....	16
1.8.4.1 Définition	16
1.9. Résine acryliques	17
1.9.1 . Définition et historique	17
1.9.2. Propriétés	18
1.9.3. Composition Chimique.....	19
➤ Le liquide.....	19
➤ La poudre.....	20
1.9.4 . Réaction de Polymérisation	20
1.10. Description fonctionnelle du rachis cervical	21
1.10.1. Plans de référence.....	21
1.10.2. Mobilités globales du rachis cervical	22
1.11. Conclusion	22

Chapitre 2 :

Méthode des Eléments Finis.

2. Méthode des éléments finis.....	25
2.1 Les modèles éléments finis	25

2.1.1 Formes d'éléments classiques	26
2.1.1.a. Eléments à une dimension.....	26
2.1.1.b. Eléments à deux dimensions	26
➤ Eléments quadrilatéraux	27
2.2. Eléments de références	27
2.2.a. Eléments rectangulaires	27
➤ Elément linéaire	28
➤ Elément quadratique à 8 nœuds.....	28
➤ Elément cubique	29
2.2.b. Eléments triangulaires	30
➤ Elément linéaire.....	30
➤ Elément triangulaire à 6 nœuds.....	30
➤ Elément cubique	31
2.2. Méthode des éléments finis en élasticité	31
2.3. Modèles biomécaniques.....	35
2.4.Type des éléments à considérer dans notre simulation.....	36
2.5. Conclusion	36

Chapitre 3 : Calcul et Résultats.

3.1 Introduction	38
3.2 Méthode Des Eléments Finis	38
3.3 CODE DE CALCULE ANSYS	38
3.3.1 procédure générale (application)	39
3.3.1.1 Choix du maillage	41
3.3.1.2 choix du chargement.....	41
3.3.2 Données et résultats	42
3.3.2.1. Déplacements.....	42
3.3.2.1.1. Déplacement suivant X	42
3.3.2.1.2 Déplacement suivant Y.....	44
3.3.2.1.3. Déplacement suivant Z	45
3.3.2. 2. Les contraintes	47
3.3.2. 2.1.Contrainte suivant X	47
3.3.2.2.2. Contrainte suivant Y.....	49
3.3.2.2.3. Contrainte suivant Z	51
3.3.2.4 Contrainte de Von Misse	52
3.3.2.5. LA Déformation	53
3.4. Cas des deux os avec un disque intervertébral	54

3.4.1. Simulation par SOLIDWORKS	54
3.4.2. Simulation par ANSYS	55
3.4.2.1. Procédure générale (solution)	55
3.6. Message d'erreur	56
3.7. Conclusion	57
4. Conclusion générale et perspectives	59

Introduction Générale.

Introduction

L'objet de notre thèse réside dans l'étude de phénomènes au niveau intervertébral, ainsi nous essayerons de voir l'effet des charges sur le rachis formé de matériaux naturels tels que l'os et la forme naturelle des disques.

Plusieurs remaniements seront engendrés par de tels processus de chargement et déchargement sur des unités vertébrales fonctionnelles. Ces changements dégénératifs provoquent plusieurs maladies qui peuvent aller jusqu'à l'handicap même pour des sujets jeunes.

L'arthrose est l'usure chronique du cartilage d'une articulation, accompagnée d'un déséquilibre entre la production et la dégradation des cellules osseuses. Le phénomène a tendance à s'auto amplifier et à aboutir à la limitation douloureuse de la mobilité articulaire. Elle peut aussi être liée à la dégénérescence du disque intervertébral.

L'endommagement est l'apparition dans un matériau de dommages causés par l'usure ou une attaque physique ou chimique. Il est défini comme l'ensemble des phénomènes liés aux cavités : amorçage, croissance, coalescence. Il conduit à une dégradation de ses capacités physiques pouvant conduire à la rupture. En mécanique de l'endommagement, on ne modélise pas réellement les étapes d'amorçage et de propagation de fissures. L'apparition d'une cavité indique qu'il y a localement une hétérogénéité de déformation, qui peut être très importante, et accompagnée d'une hétérogénéité des contraintes. Il se produit alors une instabilité mécanique traduite notamment par la chute des contraintes dans zone endommagée. La fissure correspond alors aux zones qui ne transmettent plus d'efforts normaux. Cette approche présente donc l'avantage de ne pas significativement modifier la topologie du maillage en introduisant une fissure mais reste approximative dans la mesure où la précision sur le chemin de propagation est directement liée à la finesse maillage.

La méthode des éléments finis permet de rendre compte des situations lorsque les chargements et les déplacements seraient difficilement traitables par les méthodes classiques. Elle peut également trouver son intérêt dans les possibilités qu'elle offre pour prendre en compte des hypothèses variées et donc, de comparer l'influence des différents paramètres, tels que les matériaux osseux, le nombre de points d'appui, la configuration géométrique des

vertèbres , ... etc. Toutes les applications destinées aux calculs par éléments finis nécessitent d'importantes connaissances dans le domaine du calcul alors qu'ANSYS est conçu pour être utilisé par tous sans qu'il ait besoin de formation préalable sur les éléments finis. Grâce à son interface intuitive, il permet une prise en main très rapide du logiciel avec l'option d'automatisation de la reconnaissance des zones de contacts et la génération du maillage. Il a de nombreuses capacités d'analyse des éléments finis, allant d'une simple analyse statique linéaire à une analyse statique complexe non linéaire.

L'indisponibilité de vertèbres humaines pour les expériences nécessite la recherche des modèles identique aux réelles, fabriquées avec d'autres matériaux qui ont les même propriétés mécaniques que celui de l'os ;

Les recherches actuelles se sont concentrés sur le bon choix des matériaux qui peuvent remplacer l'os. Alors que le problème devient des plus en plus confus avec le temps, c'est-à-dire, qu'il dépend de plus en plus de beaucoup de paramètres. Nous citons essentiellement les caractéristiques physiques et mécaniques des matériaux surtout la résine acrylique à base poly méthacrylate de méthyle (PMMA). Ce matériau, qui a fait l'objet de nombreuses études, présente des inconvénients tels sa prospérité, une épaisseur importante, ..., etc. il est très important de prendre en compte certaines caractéristiques : le vieillissement, la liaison à la base rigide, et les contraintes importantes.

Dans notre modeste contribution nous avons concentré nos efforts sur la partie calcul effectuée par le logiciel ANSYS. nous avons confirmé d'abord certains résultats des travaux de recherche tel que le choix du maillage et du matériau de la base , les meilleurs résultats obtenus sont ceux d'un maillage raffiné et d'un matériau qui a des propriétés mécaniques (E et μ) obtenu expérimentalement , ainsi que le choix approprié de l'os , une fois ceci est établi, il a été nécessaire d'abord de choisir le meilleur chargement qui convient . La géométrie de la vertèbre est si complexe c'est pour cela on a choisis de dessiner la zone de risque (le corps vertébral).

Chapitre 1 :

Analyse Bibliographique

1.1. Introduction :

Ce chapitre présente la synthèse de la revue bibliographique effectuée afin de délimiter le travail à réaliser pour atteindre l'objectif global. Cette brève présentation s'appuie sur des ouvrages et des sites internet consacrés à l'anatomie.

Nous présenterons, en premier lieu, diverses caractéristiques et les propriétés mécaniques de l'os vertébral. Suivra par les propriétés de la résine, et finalement par le comportement des vertèbres aux différentes contraintes.

1.2. Les plans de référence [2]

L'étude du corps humain se fait en fonction des plans fondamentaux de l'espace (Figure 1) :

1.2.1. Les plans sagittaux : ce sont des plans verticaux orientés dans le sens antéropostérieur. Le plan sagittal médian passe par l'axe du corps et le

Partage en deux côtés droit et gauche.

1.2.2. Les plans frontaux : ce sont des plans verticaux perpendiculaires aux précédents. Le plan coronal est le plan frontal passant par l'axe du corps, il définit les faces ventrale et dorsale du corps.

1.2.3. Les plans horizontaux : ils sont perpendiculaires aux deux autres et coupent transversalement le corps.

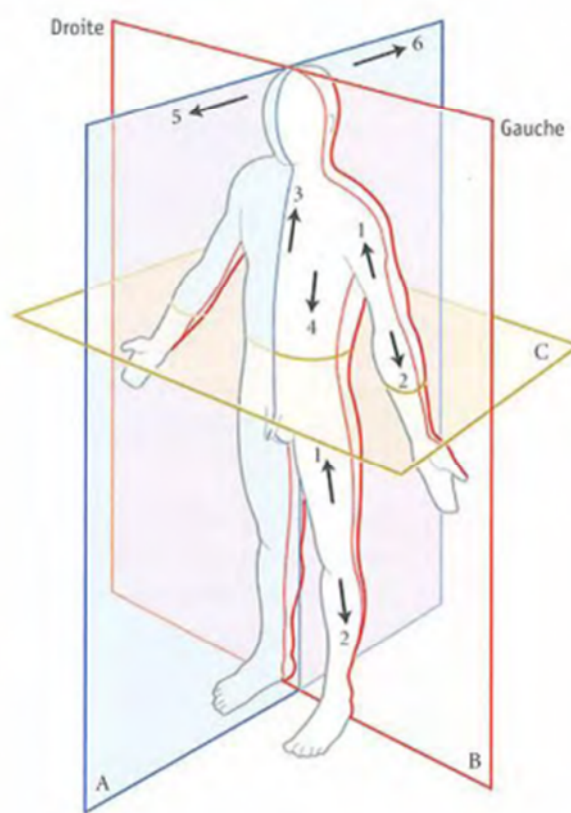


Figure 1 : Plans de référence [1].

A - Plan sagittal

B - Plan frontal

C - Plan horizontal

1.3. La Colonne vertébrale[2] :

La colonne vertébrale, ou rachis, est constituée d'une colonne mobile de 24 vertèbres libre et les cyphoses thoracique et sacrée et d'une colonne fixée formée de vertèbres soudées: le sacrum et le coccyx.

Elle est le mât de fixation de nombreux muscles indispensables à la posture et à la locomotion et assure la protection de la moelle spinale située dans le canal vertébral. Elle supporte la tête et transmet le poids du corps jusqu'aux articulations de la hanche. D'une longueur d'environ 70 cm chez l'homme (60 cm chez la femme), sa diminution peut atteindre 2 cm en station debout.

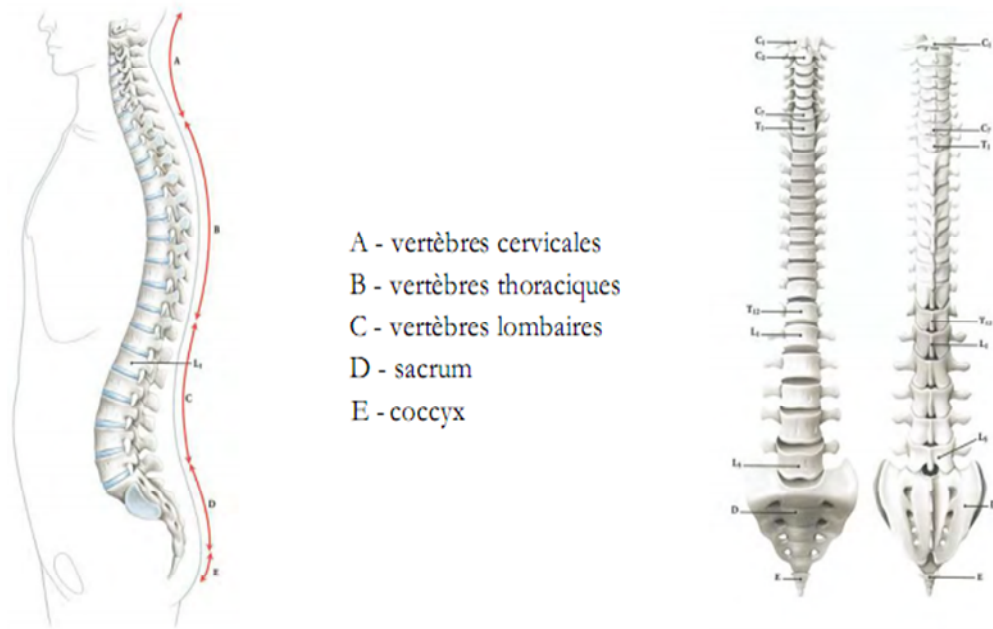


Figure 2 : La colonne vertébrale [1].

La colonne vertébrale se divise en cinq parties (Figure 2) :

- le rachis cervical constitué de 7 vertèbres.
- le rachis dorsal (ou thoracique) constitué de 12 vertèbres.
- le rachis lombaire (ou lombaire) constitué de 5 vertèbres.
- le rachis sacré (rachis sacral ou sacrum).
- le rachis coccygien (ou coccyx).

La colonne vertébrale est courbée dans le plan sagittal. Elle présente deux courbures primaires (concaves en avant), aussi appelées cyphoses, au niveau des rachis thoracique et sacré, ainsi que deux courbures secondaires (concaves en arrière) appelées lordoses au niveau des rachis cervical et lombaire.

1.4. Présentation Des Vertèbres [2] :

A l'exception de l'atlas et de l'axis (qui appartiennent au rachis cervical), toutes les vertèbres sont constituées d'un corps vertébral et de l'arc postérieur (Figure 3).

Le corps vertébral est rempli d'os spongieux et est limité par de l'os cortical plus solide. Il constitue la partie la plus massive de la vertèbre, de forme cylindrique moins haute que large, il est ventral et son épaisseur croît caudalement. Ses faces supérieures et inférieures, les plateaux vertébraux, sont légèrement excavées.

L'arc postérieur, dorsal et fragile, est constitué d'os cortical épais.

Il comprend deux pédicules courts qui se fixent à la partie supérieure de l'arête postéro-latérale du corps, deux lames verticales qui prolongent les pédicules formant le foramen vertébral, un processus épineux saillant en arrière, deux processus transverses saillant latéralement ainsi que quatre processus articulaires (deux supérieurs et deux inférieurs) s'articulant avec leurs homonymes adjacents et situés à la jonction des pédicules et des lames.

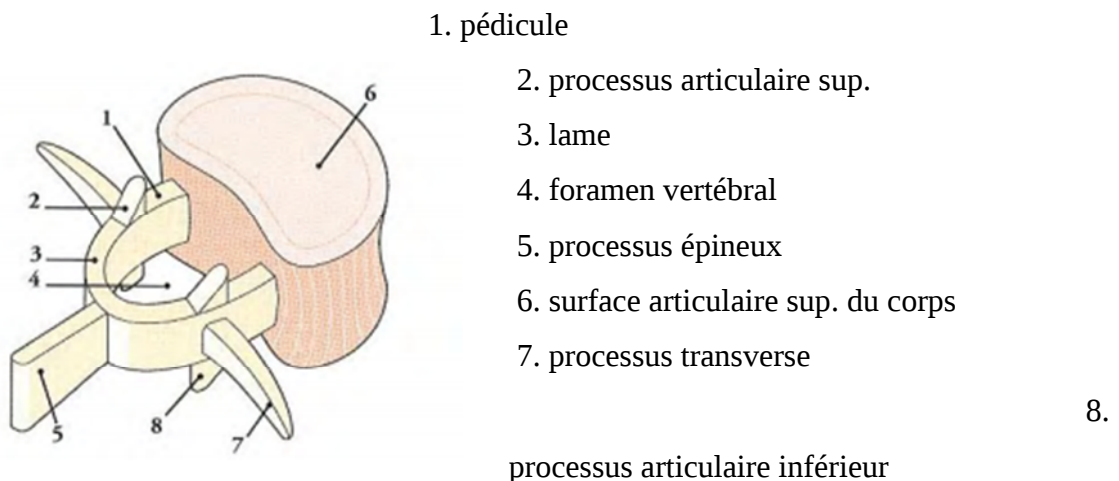


Figure 3 : Vertèbre type schématique [1].

1.5. Les articulations intervertébrales [2] :

1.5.1. Le disque intervertébral :

Il représente 25% de la hauteur totale du rachis mobile. Son épaisseur diminue légèrement de la colonne cervicale jusqu'à la cinquième ou sixième vertèbre thoracique, puis augmente graduellement pour être maximum dans la région lombaire.

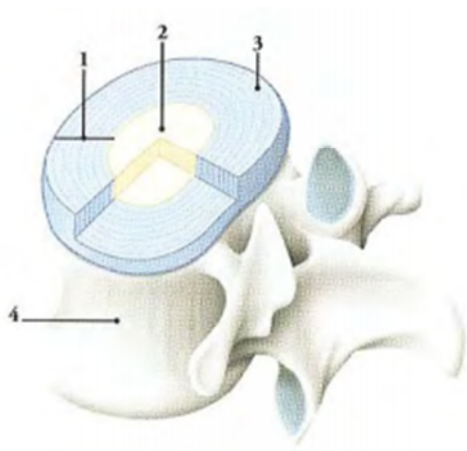


Figure 4 : Disque intervertébral [1].

1. anneau fibreux
2. noyau pulpeux
3. lamelles de fibrocartilage
4. corps vertébral

Chaque disque est un fibrocartilage, il a la forme d'une lentille biconvexe avec une partie périphérique appelée anneau fibreux (ou annulus fibrosus) et une partie centrale appelée noyau pulpeux (ou nucleus pulposus). La partie externe est formée de lamelles fibreuses disposées de la périphérie vers le centre en couches à peu près concentriques. Dans chacune des lamelles, les fibres s'étendent entre deux corps vertébraux voisins suivant une direction oblique qui est la même pour toutes les fibres d'une même lamelle fibreuse. Les fibres de lamelles voisines ont une obliquité inverse. Le noyau pulpeux, peu développé dans les disques thoraciques, est situé près du bord postérieur. De substance gélatineuse molle contenant de 70 à 80% d'eau, il se densifie et se réduit avec l'âge.

1.6. Le Tissu Osseux Vertébral :

Le corps vertébral est constitué de deux tissus osseux : l'os cortical qui compose une coque rigide et l'os spongieux en partie centrale (Figure 5).

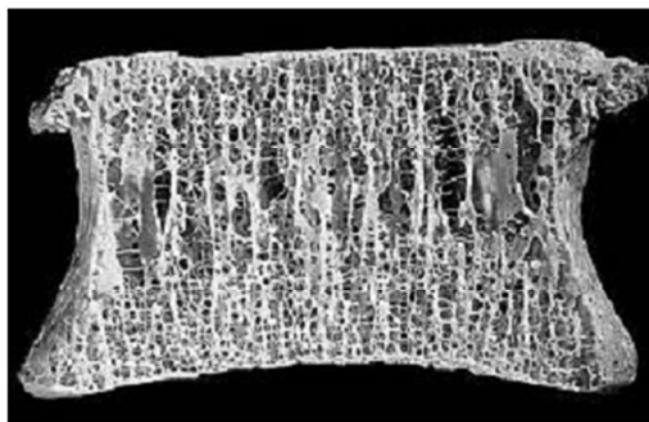


Figure 5. Photographie d'une vertèbre lombaire de sujet jeune [3]

L'os cortical est un tissu dense formé d'unités structurales cylindriques appelées «ostéons d'un diamètre de 200 à 500 μm (Figure 6). Chaque ostéon est composé de lamelles concentriques aux canaux de Havers qui abritent les vaisseaux sanguins. Les ostéons sont reliés entre eux par des lamelles interstitielles qui sont les résidus d'anciens ostéons. L'os cortical est un matériau compact, hétérogène, anisotrope (propriétés différentes selon la direction considérée) et viscoélastique.

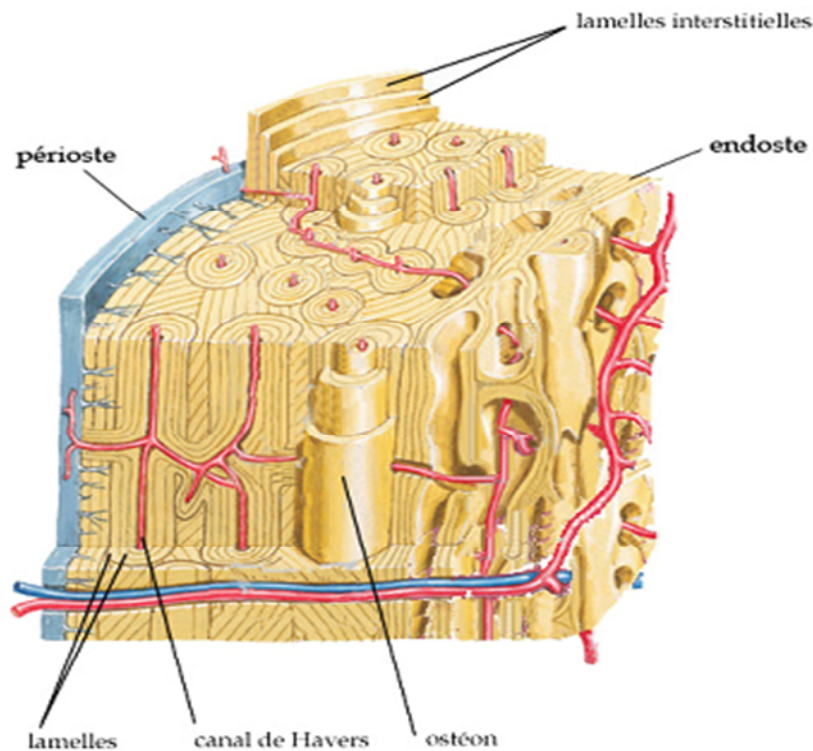


Figure 6. Structure de l'os cortical [6]

L'os spongieux (ou trabéculaire) est constitué d'un réseau de travées (poutres ou plaques), de 150 μm d'épaisseur environ, orientées dans différentes directions et formant une architecture alvéolaire à l'intérieur de laquelle se trouve la moelle osseuse (Figure 4). Ce tissu biphasique (os et moelle) est un matériau hétérogène, anisotrope (dépendant de la direction des travées) et viscoélastique.

Le tissu osseux, cortical ou spongieux, est constitué d'une matrice composée principalement de fibrilles de collagène sur lesquelles se déposent des cristaux d'hydroxapatite qui confèrent au tissu sa rigidité. L'os cortical et l'os spongieux se distinguent par

l'arrangement des fibrilles de collagène. La présence de cellules (ostéoblastes, ostéocytes et ostéoclastes) au cœur de la matrice permet le renouvellement de l'os, appelé également remodelage osseux. Celui-ci assure l'adaptation locale de l'architecture du tissu et de ses propriétés mécaniques en fonction des sollicitations qui s'exercent sur l'os (loi de Wolff) : le remodelage osseux favorise par exemple la formation de travées ou d'ostéons dans la direction des sollicitations. Dans le cas de la vertèbre, soumise principalement à une compression axiale, on retrouve une orientation principale des travées selon la direction inféro-supérieure (Figure 5).

1.7. Propriétés mécaniques du tissu osseux vertébral [3] :

1.7.1. Propriétés mécaniques de l'os spongieux :

Les propriétés mécaniques de l'os spongieux dépendent de nombreux facteurs qu'il convient de préciser dans le matériel et méthodes afin de permettre la comparaison des données d'une étude à l'autre. D'après la littérature, les essais mécaniques de caractérisation de l'os spongieux sont des essais quasi-statiques. Dans ce cas, des hypothèses simplificatrices sont formulées sur le comportement mécanique de l'os spongieux qui est considéré comme un matériau homogène avec un comportement élastique linéaire. L'essai de compression est le plus couramment employé. Il s'effectue le plus souvent sur des échantillons cylindriques ayant un ratio longueur/diamètre variant de 1,5 à 2, et un diamètre supérieur à 5mm pour assurer la continuité du comportement et limiter les effets de bord dus à la perte de connectivité du réseau trabéculaire. Une géométrie cubique sera en revanche choisie si l'on souhaite quantifier l'anisotropie du matériau. Les essais s'effectuent en général à température ambiante sur des échantillons hydratés. Les vitesses de sollicitation sont choisies inférieures ou égales à 10^{-1} S^{-1} pour limiter les effets viscoélastiques. Par ailleurs, des précautions sont à prendre concernant le montage expérimental. En particulier les extrémités des échantillons sont le plus souvent contraintes dans des supports rigides afin de limiter les erreurs dues au frottement de l'échantillon sur les plateaux de la machine et la mesure des déformations s'effectue alors par la mise en place d'un extensomètre situé au plus près de la partie libre de l'échantillon.

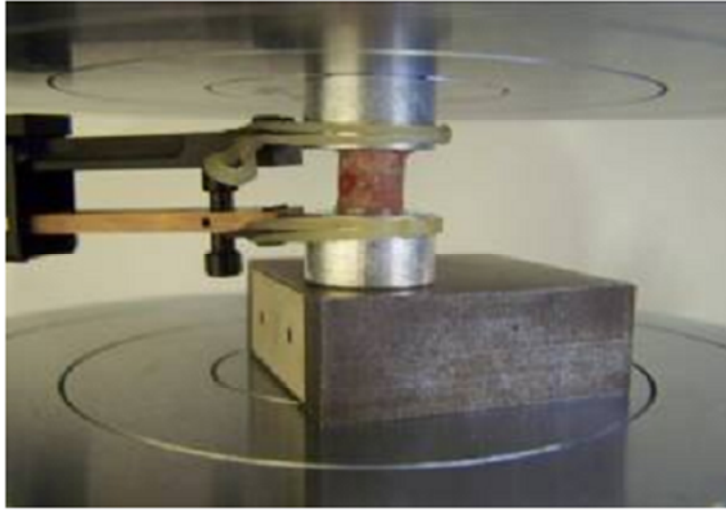


Figure 8. Montage expérimental pour la caractérisation de l'os spongieux vertébral en compression. Les extrémités de l'échantillon sont contraintes dans les cylindres métalliques.

L'extensomètre est placé au plus près de la longueur libre.

1.7.2. Propriétés mécaniques de l'os spongieux vertébral :

Les valeurs de module d'Young, de contrainte et de déformation à la rupture de l'os spongieux vertébral varient en fonction du niveau vertébral et de l'âge des donneurs (tableau 1). Le module d'Young varie de 20 à 300 MPa dans la direction supéro-inférieure (direction principale des travées pour la vertèbre). L'os spongieux est anisotrope (isotropie dans le plan transverse) avec un ratio de 3 :1 entre le module d'Young dans la direction supéro-inférieure et le module dans les deux directions perpendiculaires. La contrainte maximale varie de 0,9 à 3 MPa dans la direction supéro-inférieure. On observe le même coefficient d'anisotropie que pour le module d'élasticité. Seule la déformation maximale semble peu varier (environ 2%).

Auteur, revue, année	Age (année)	Sex racion (F/H)	Niveau	Géométrie (dimensions en mm)	Conditions aux limites	Propriétés mécaniques (E en Mpa , $\sigma_{\max}$, $\epsilon_{\max}$ en %
Weaver JK. 1966	10-72	65/72	L3, L5	Cube (12,7)	NC	$\sigma_{\max}=3.1\text{Mpa}$
Hanson T .H . 1987	77.7±6.5	NC	L1,L4	Cube (10)	Plateau de la machine Utilisation d'un extensomètre	E =22.8±15.5 Mpa , $\sigma_{\max}=1.55\text{Mpa}$ $\epsilon_{\max}=7.4$ %
Mosekilde L . 1989	15-91	43/48	L3	Cylindre (d=7, H=5)	NC	Femme entre 50 et 75ans : $\sigma_{\max}=1.35\pm0.64$ Mpa , Femme entre ≥75 ans $\sigma_{\max}=0.93\pm0.40\text{Mpa}$
Keaveny TM . 1997	46-91	9/6	Lombaire	Cylindre (d=8, H=16)	Contraintes dans des mors métalliques.	E =165 ±110 Mpa ,

Tableau 1 : Propriétés mécaniques de l'os spongieux vertébral humain [3].

1.7.3. Propriétés mécaniques de l'os cortical :

Les propriétés mécaniques macroscopiques de l'os cortical vertébral sont peu connues car l'épaisseur de l'os cortical est trop faible pour pouvoir isoler ce tissu (environ 0.4 mm). Par conséquent, les études existantes caractérisent l'os cortical vertébral à l'échelle microscopique par nano indentation. Ces études mentionnent un module d'élasticité variant de 16 à 18 GPa. Il représente l'élasticité du tissu à l'échelle de l'ostéon. Le module d'Young apparent est inférieur à ces valeurs car il prend en compte la porosité et l'endommagement du tissu. Une piste de travail est l'estimation des valeurs de module d'Young apparent de l'os cortical vertébral par simulation numérique.

matériaux	Module d'élasticité(Mpa)	Coefficient de poisson	Densité (kg /m ²)
Os Cortical	12000	0,3	1800
Os Spongieux	100	0,2	1100

Tableau 2 : Propriétés des matériaux [3]

1.8. Les biomatériaux :

1.8.1 Définition et historique :

Les biomatériaux sont des matériaux utilisés pour remplacer une fonction ou un organe [12]. La Société Européenne des Biomatériaux a défini lors de la conférence de Chester en 1991 un biomatériau comme « un matériau conçu pour interagir avec les systèmes biologiques, en participant à la constitution d'un dispositif à visée diagnostique ou à celle d'un substitut de tissu ou d'organe ou encore à celle d'un dispositif de suppléance (ou d'assistance) fonctionnelle » [13]. En d'autres termes, ce sont des matériaux compatibles avec l'organisme utilisés pour [14] :

- pallier la déficience d'un organe (les implants),
- être employés en chirurgie réparatrice (les prothèses),
- être utilisés dans la fabrication des outils d'investigation du corps humain (appareils et articules médico-chirurgicaux).

Ils ne se définissent donc pas par une nature particulière mais par l'usage auquel on les destine (orthopédie, odontologie, cardio-vasculaire, ophtalmologie, chirurgie esthétique ...).

1.8.2 Les propriétés des biomatériaux :

Les biomatériaux doivent avoir des propriétés mécaniques et physico-chimiques aussi proche que possibles des propriétés de l'organe ou de la partie de l'organe ces propriétés peuvent être regroupées selon trois grands thèmes :

1. propriétés mécaniques :

Les propriétés mécaniques (module d'élasticité, dureté, résistance à la compression, ...etc.) doivent être aussi proches que possible des propriétés de l'organe remplacé. Dans les méthodes expérimentales de caractérisation, de nombreux paramètres influencent la mesure des propriétés mécaniques ou physiques : les dimensions, les conditions aux limites des échantillons, les modes de chargements (statique ou dynamique), la précision des moyens de mesures,... etc. .

1.8.3 Les différents biomatériaux et leur utilisation :

La plupart des matériaux utilisés aujourd'hui viennent du travail des laboratoires biologiques. Les biomatériaux peuvent être soit inertes (alumine, zircone, titane, polymères ...), soit actif (céramiques de phosphate de calcium en HAP et β TCP, vitrocéramiques ...), soit résorbables (β TCP, bio verres, polymères, ...).

On distingue cinq grandes catégories de biomatériaux :

- les matériaux d'origine naturelle ;
- les métaux et les alliages métalliques ;
- les céramiques ;
- les polymères synthétiques ;
- les textiles.

Les métaux et les polymères constituent la majeure partie des biomatériaux utilisés aujourd'hui.

Alliage	Module d'élasticité (GPa)	Résistance en traction (MPa)	Densité (g /cm ³)
Acier inox316L	190	590-1350	8,8
Co-Cr-Mo	210-250	650-1900	7,8
Titane	110	760	4,5
Ti-6Al-4V	116	960-1100	4,4

Tableau 3 : caractéristiques de quelques métaux et alliages utilisés en médecine [15,16]

1.8.4 Les polymères [17,18] :

1.8.4.1 Définition :

Les polymères sont des substances constituées de grandes molécules (macromolécules) formées par la répétition d'un même motif dit motif constitutif, petite structure périodique qui se répète tout le long de la chaîne, composé d'une ou de plusieurs unités de base (monomères). Le nombre moyen de ces unités de base dans les molécules finales (polymère) est le degré de polymérisation (n). Les monomères sont attachés ensemble par des liaisons covalentes, en une ligne pour former une longue chaîne. Par exemple, les monomères styrènes et propylènes sont reliés ensemble pour faire respectivement le polystyrène et le polypropylène.

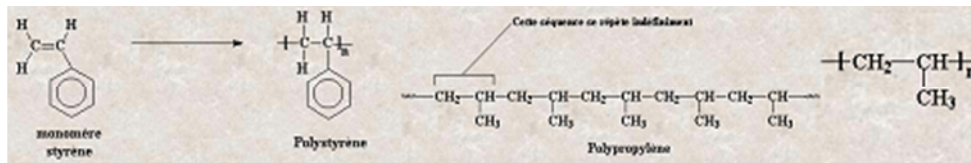


Figure 9 : structure de polystyrène et polypropylène.

1.9. Résine acryliques [4]:

1.9.1 . Définition et historique :

Ce sont des polymères thermoplastiques transparents dont le monomère est le méthacrylate de méthyle (MAM). Ils s'obtiennent par polymérisation de plusieurs corps chimiques dérivés de l'acide acrylique, de l'acide méthacrylique et des esters de ces acides. leur formule moléculaire est $(C_5O_2H_8)_n$.

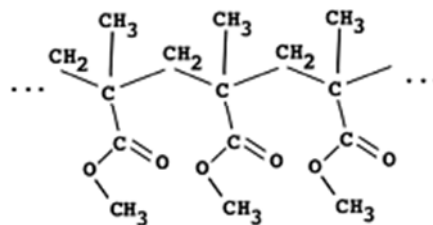


Figure 9 : formule du PMMA [4]

Le poly méthacrylate de méthyle (souvent abrégé en PMMA) a été, inventé par les chimistes Baker et Skinner en 1924, commercialisé à partir de 1934 par l'entreprise Otto Haas sous la marque déposée Plexiglas. Ce polymère est aussi connu sous les noms de verre incassable, plastique, Perspex, Limacryl, Vitroflex, altuglas, Méthacrylate ou Lucite.

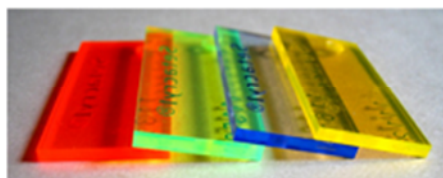


Figure10 : Plexiglas coloré transparent [5]

1.9.2. Propriétés [4] :

Les qualités requises pour une résine acrylique devant être utilisée en art dentaire doivent être physiques, chimiques, biologiques esthétiques et technique. Selon Skinner, les résines acryliques doivent successivement et dans l'ordre d'importance :

- Etre parfaitement tolérées par les tissus ;
- Etre insipides, insoluble et neutre chimiquement avec tous les aliments et toutes les diastases contenues dans la salive ;
- Ne pas subir de distorsion, de dilatation et de contraction à la température buccale, ou sous les pressions résultant des efforts déployés au cours de la mastication ;
- Elles doivent être stables à toute les conditions de leur utilisation ;
- Etre résistantes à l'abrasion, à l'usure provoquée par le frottement des organes ;
- Etre de manipulation aisée au laboratoire te prix de revient peu élevé ;
- Etre facile à réparer en cas de fracture ou d'adjonction.

Le PMMA possède une fluidité remarquable et un aspect très lisse et brillant en surface. Il est, résistant à la corrosion, assez fragile, et brule facilement .il peut être moulé par, compression, injection, coulée, soufflage, extrusion, et soudé par ultra-sons. La résistance à la traction et à la pression d'un tel matériau dépend de son degré de polymérisation. Plus le degré de polarisation est important, plus la masse des molécules géantes ainsi formée est grande, plus les qualités physiques et mécaniques du produit obtenu augmentent. Le tableau 4 donne quelques propriétés de PMMA :

Densité (g/cm ³)	1,17-1,20
Module d'Young (GPa)	1,3-3,5
Coefficient de poisson	0,35-0,4
Température de fusion (°C)	130-140
Température de transition vitreuse (Tg en °C)	90-110
Coefficient de dilatation thermique($\times 10^{-6} \text{K}^{-1}$)	50-90

Tableau 4 : Quelques propriétés de PMMA [5]

Le PMMA a aussi pour avantage d'être recyclable par dépolymérisation : il peut être fondu puis remoulé. Il peut aussi être chauffé, à partir de 180 °C jusqu'à un maximum de 300 °C, pour obtenir son monomère de départ, le MAM, qui sera réutilisé pour une

nouvelle polymérisation. Il est utilisé pour la fabrication des prothèses dentaires. Les plastifiants, tels que les acrylates et les styrènes, sont des additifs organiques, permettant d'obtenir une modification des propriétés physiques des résines acryliques en abaissant le point de durcissement (augmenter la souplesse du polymère). Leur action peut aussi se traduire par une réduction de la viscosité à l'état fondu, un abaissement de la température de transition vitreuse (T_g) ou une diminution de l'élasticité du polymère.

1.9.3. Composition Chimique [7] :

Les résines acryliques se présentent commercialement soit sous la forme d'une pâte dans un tube, prêt à être mis en moufle, soit sous la forme d'une poudre et un liquide, du même produit de base, devant être mélangés au moment de leur utilisation. Les proportions de poudre et de liquide influencent considérablement la structure et les qualités mécaniques du matériau qui en résultera. Plus la quantité de liquide est importante, plus les traces de monomère résiduel après la polymérisation seront conséquentes. Leur existence joue un rôle déterminant dans les irritations, les muqueuses ou les allergies. Plus la qualité de poudre est grande, plus les risques de distorsion de la résine en cours de polymérisation sont élevés.

➤ **Le liquide**

L'ingrédient principal du liquide est le monomère méthacrylate de méthyle (MAM). ce monomère est nécessaire à la phase de polymérisation en raison d'un terrain réactif appelé un double-lien polycérisable.

Le méthacrylate de méthyle est, un liquide peu volatil (sa volatilité est du même ordre que celle de l'eau), généralement pur à 99,8 % transparent, incolore à odeur caractéristique détectable à très faible concentration dans l'air, caractérisé par un point d'ébullition de 100,8°C (semblable à celui de l'eau) très inflammable et ses vapeurs sont exposibles dans l'air, très utile au nettoyage des modèles après retrait de l'empreinte. il s'obtient synthétiquement à partir de l'acétone et des sous-produits de la distillation de la houille, des pétroles ou du gaz naturel.

Un activateur nécessaire à la polymérisation, le di-méthacrylate, agent favorisant le croisement des chaînes, est ajouté au liquide. parfois l'ajout d'un catalyseur est nécessaire. Le liquide est stabilisé par une petite quantité d'hydroquinone 0,006 % (

inhibiteur de polymérisation) dans le but de garantir un produit stable (réduire ou supprimer tout risque d'autopolymérisation) tout au long de sa période de stockage .

➤ La poudre

La poudre est composée de particules sphériques en forme de perles, poly méthacrylate de méthyle (base de poudre). Ces sphérules sont obtenues par dispersion de monomère centrage dans un liquide neutre tel que l'eau portée à une certaine température.

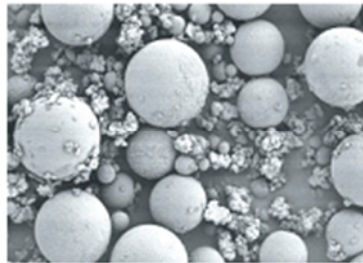


Figure11 : poudre de PMMA [8]

La poudre contient également un initiateur nécessaire pour débiter la phase de polymérisation : le peroxyde de benzoyle, un plastifiant tel que le phtalate de butyle et de façon optionnelle un colorant qui peut être incorporé au stade de la formation des sphérules ou après leur polymérisation. Afin que les propriétés mécaniques, physiques et chimiques de la résine ne soient pas perturbées, la quantité de plastifiant doit être inférieure à 10%.

On donne l'exemple d'une résine Probas Hot IVOCLAR [9].

La poudre contient les composants suivants :

- Poly méthacrylate de méthyle 95,8 % ;
- Plastifiant 3,5 % ;
- Peroxyde de benzoyle 0,6 % ;
- Pigments < 0,1 % ;

Le liquide est composé de :

- Méthacrylate de méthyle 91,9 % ;
- Di méthacrylate (réticulant) 8,0 % ;
- Catalyseur 0,1 %.

1.9.4. Réaction de Polymérisation [10] :

Schématiquement, l'addition du monomère sur le polymère, en présence d'un initiateur et d'un activateur, provoque une réaction de polymérisation. Celle-ci consiste en

une série de réactions chimiques ou la macromolécule (le polymère) se forme à partir d'une seule molécule (le monomère).

Deux types de polymérisation sont à distinguer :

- La polymérisation par condensation ou polycondensation ; donnant lieu à l'élimination d'une molécule, sous-produit de la réaction. les résines dentaires ne sont pas concernées par ce type de transformation ;

- La polymérisation par addition ou polymérisation radicalaire (résine dentaires).

❖ Les quatre phases de la formation de la pâte résine [11] :

Le mélange passe classiquement par plusieurs phases qu'il faut impérativement reconnaître :

- Phase physique de solution : poudre et liquide forment une masse fluide ;
- Phase chimique collante : le monomère attaque la couche externe de chaque sphérule qui commence à perdre sa forme et son intégrité. le mélange devient collant. Il se forme des fils si on l'étire ;

- Phase de gel plastique : la saturation est acquise, la masse devient lisse, plastique, et n'adhère plus au récipient ni au doigt. c'est au cours de cette phase de plasticité que la résine doit être mise en moufle ;

- Quatrième phase : le gel est mis en moufle puis correctement pressé et polymérisé. Cette phase est caractérisée par un durcissement rapide avec formation d'un nouveau matériau propre à la construction des modèles des vertèbres. c'est la résine acrylique.

1.10. Description fonctionnelle du rachis cervical :

1.10.1. Plans de référence

En anatomie, il est nécessaire de définir un système de référence, constitué de 3 plans et 3 axes, permettant d'uniformiser le langage pour le repérage dans l'espace d'une structure anatomique:

Le plan sagittal qui représente le plan de symétrie du corps humain, caractérisé par sa normale Oy ou axe médio-latéral ;

Le plan transversal ou horizontal, orthogonal à l'axe du corps humain, sépare le corps en une partie caudale et une partie craniale, caractérisé par sa normale Oz, axe vertical ascendant ;

Le plan frontal, perpendiculaire au deux autres, qui sépare le corps en une partie antérieure et une partie postérieure, caractérisé par sa normale Ox ou axe postéro-antérieur, voir figure 1.

1.10.2. Mobilités globales du rachis cervical :

Dans le cas du rachis cervical, nous appellerons : flexion-extension le mouvement autour de l'axe Oy et réalisé dans le plan sagittal (Figure 12 a); inclinaison latérale le mouvement autour de l'axe Ox et réalisé dans le plan frontal (Figure 12 b); rotation axiale le mouvement autour de l'axe Oz et réalisé dans le plan horizontal (Figure 12 c).

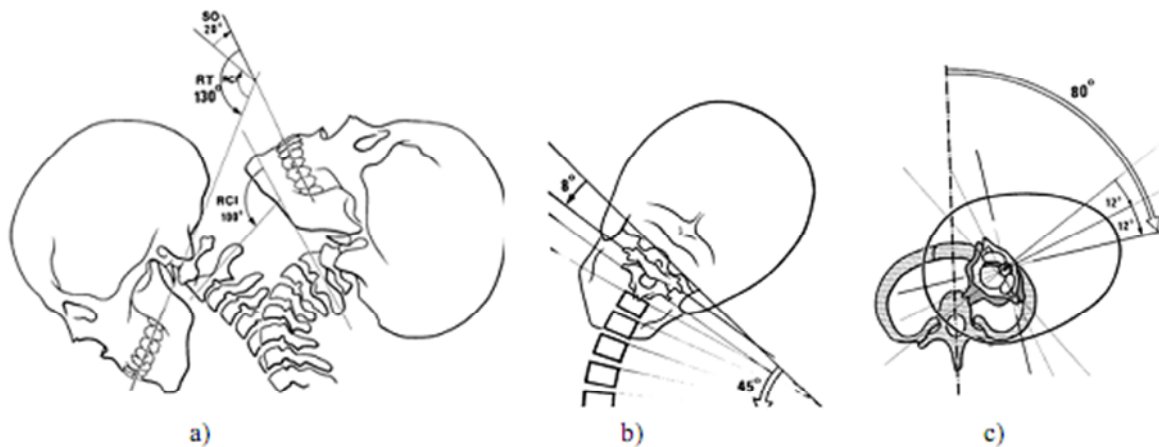


Figure 12 : Amplitude de mobilité du rachis cervical dans les 3 plans de l'espace [19]

Le rachis cervical est le segment le plus mobile du rachis. La mobilité cervicale la plus importante intervient dans le plan horizontal c'est-à-dire pour un mouvement de rotation axiale. Chez un sujet adulte asymptomatique, l'amplitude totale de rotation est d'environ 170°, contre 115° en flexion extension et 80° en inclinaison latérale. Un couplage naturel important entre rotation et inclinaison est la caractéristique majeure de la cinématique asymptomatique du rachis cervical.

1.11. Conclusion :

Dans ce premier chapitre, nous avons évoqué en premier lieu les vertèbres et leurs compositions d'une façon générale, en prenant compte la mobilité et les propriétés

mécaniques des différents matériaux qui composent ces pièces humaines : l'os cortical et l'os spongieux.

Et en deuxième lieu, la résine acrylique ainsi que ses propriétés mécaniques, cela a été réalisé dans le but de savoir le comportement et les compositions du système étudié.

Pour faire, et afin d'aboutir nous avons choisi le code de calcul ANSYS, logiciel de simulation qui se base sur un calcul avancé basé sur la méthode des éléments finis, d'où la nécessité de présenter un petit rappel sur cette méthode qui sera exposée durant le deuxième chapitre.

Chapitre 2: Méthode des éléments finis.

2. Méthode des éléments finis:

La mécanique de la rupture est basée sur les facteurs d'intensité de contraintes. Il est donc important d'élaborer un modèle numérique capable de déterminer K_I , K_{II} pour différentes géométries et différentes conditions aux limites.

Dans de nombreuses étapes pour déterminer les facteurs d'intensité de contraintes, on a donc besoin de connaître la répartition des contraintes et des déformations dans un milieu continu élastique. Les cas d'applications peuvent s'étendre depuis des problèmes bidimensionnels, tels que les problèmes de contraintes ou déformations planes, de solides de révolutions, de flexions de plaques, de coques, jusqu'aux problèmes complètement tridimensionnels. Le milieu continu est subdivisé en un certain nombre d'éléments finis séparés par des lignes ou des surfaces imaginaires (maillage). Ces éléments sont interconnectés en un nombre fini de points nodaux situés sur leur frontière, dont leurs déplacements seront les inconnues de base du problème. Le choix d'un ensemble de fonctions permettra de définir de façon unique le déplacement en tout point interne à l'élément en fonction des déplacements nodaux. La méthode des éléments finis est l'une des méthodes les plus utilisées pour résoudre les problèmes.

2.1 Les modèles éléments finis

La méthode des éléments finis est basée sur la formulation énergétique de la mécanique des structures et sur les méthodes d'approximation. Cette méthode consiste à approcher la structure réelle par un modèle formé d'éléments finis interconnectés en des points remarquables appelés noeuds. Chaque élément vérifie les conditions de compatibilité et d'équilibre aux noeuds avec les éléments adjacents. Ce concept permet d'unifier le traitement du problème des milieux continus par une discrétisation : on définit un ensemble de points discrets repérés par leurs coordonnées, appartenant au milieu continu.

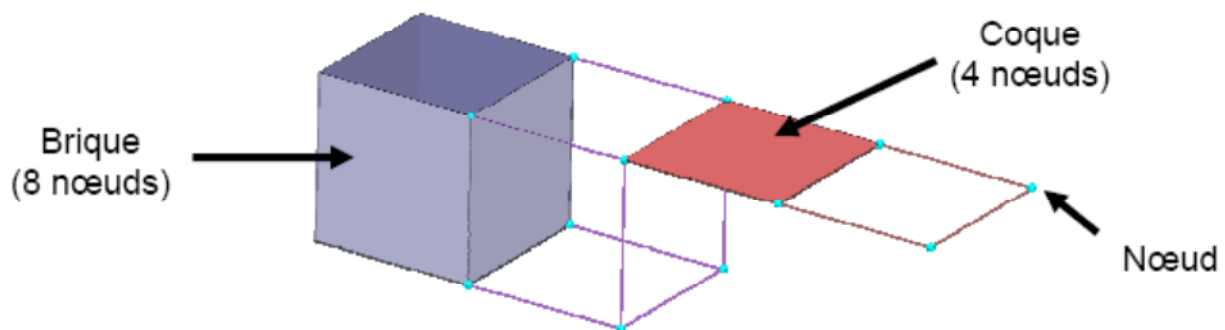


Figure 13. Représentation des éléments et des noeuds en EF.

La simulation numérique pour un chargement donné permet finalement d'obtenir une estimation réaliste du déplacement, des contraintes et de l'énergie de déformation pour

tout élément du modèle. Les résultats des simulations peuvent alors être comparés à des limites de tolérance et le but final étant la prédiction des principales lésions. C'est pour cette raison que les modèles éléments finis ont été largement utilisés, et le sont encore, afin d'optimiser des systèmes de protection et d'établir des normes dans l'industrie en général et dans l'industrie automobile en particulier.

2.1.1 Formes d'éléments classiques :

Nous présentons les formes de quelques éléments classiques correspondant à des domaines à une et à deux dimensions. Chaque élément est identifié par un nom précisant sa forme ainsi que par le type de courbe ou de surface qui en forme la frontière. De plus, nous donnons le nombre de noeuds géométriques nécessaires pour définir l'élément.

2.1.1.a. Éléments à une dimension

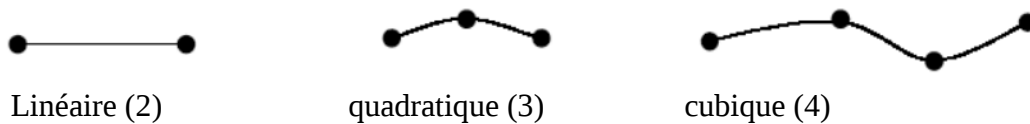


Figure 14. Éléments unidimensionnels

2.1.1.b. Éléments à deux dimensions :

Ce sont des triangles ou quadrilatères

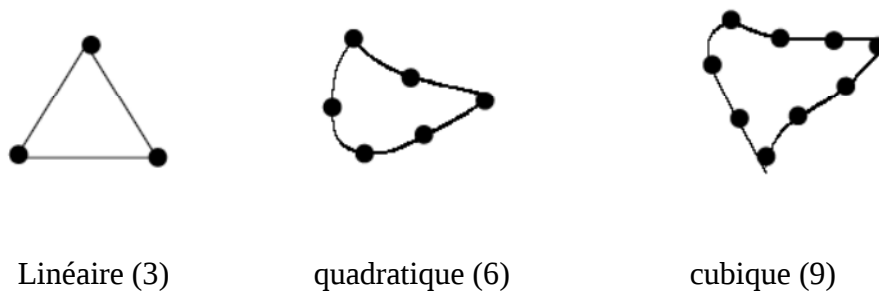


Figure 15. Éléments triangulaires

- ***Éléments quadrilatéraux :***

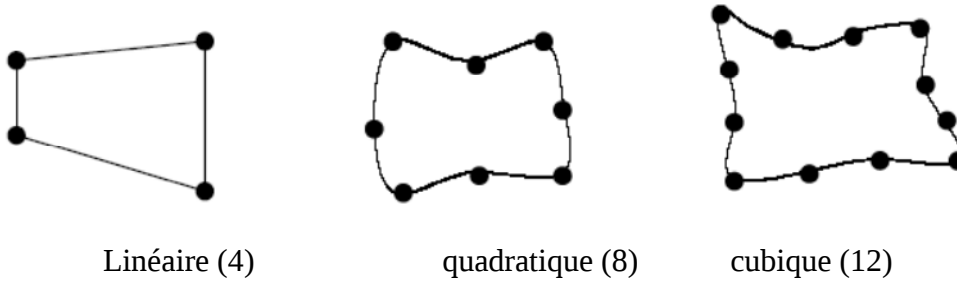


Figure 16. Eléments quadrilatéraux

2.2. Eléments de références :

De manière à simplifier la définition analytique des éléments de forme complexe, introduisons la notion d'élément de référence : Un élément de référence est un élément de forme simple, repéré dans un espace de référence, qui peut être transformé en chaque élément réel.

La transformation définit les coordonnées cartésiennes de chaque point de l'élément réel à partir des coordonnées du point correspondant de l'élément de référence. Les éléments uni, bi ou tridimensionnels seront transformés de coordonnées cartésiennes en éléments curvilignes c'est-à-dire que les relations de transformation peuvent s'écrire sous la forme suivante:

$$\begin{Bmatrix} x \\ y \\ z \end{Bmatrix} = f \begin{Bmatrix} \xi \\ \eta \\ \zeta \end{Bmatrix} \quad (\text{II-1})$$

Une fois de telles relations entre coordonnées déterminées, les fonctions de forme sont écrites dans un système de coordonnées locales, puis par transformation adéquate, les propriétés de l'élément sont établies dans le système de référence global.

2.2.a. Eléments rectangulaires :

Considérons par exemple les éléments de la figure 4 pour chacun d'entre eux, un nombre égal et croissant de noeuds est placé sur les côtés de l'élément

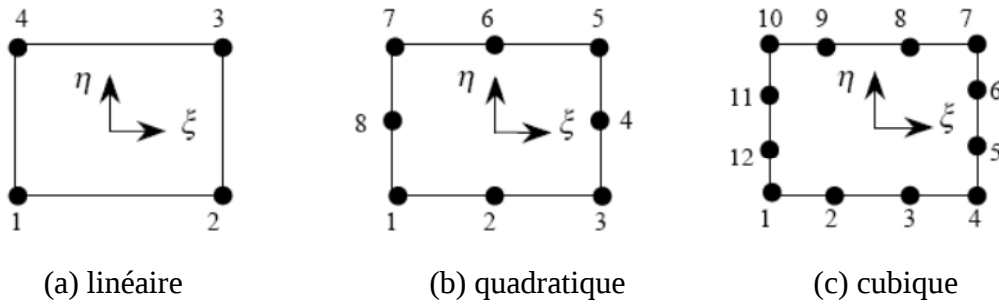


Figure 17. Eléments rectangulaires

Pour obtenir les fonctions de forme du premier élément, remarquons qu'un produit de la forme [20]:

$$\frac{1}{4}(1 + \xi\xi_i)(1 + \eta\eta_i)$$

Vaut 1, au sommet en haut à droite où $\xi = \eta = 1$ et vaut zéro par contre en tous les autres sommets.

Elément linéaire :

$$N_i = \frac{1}{4}(1 + \xi\xi_i)(1 + \eta\eta_i)$$

(II-3)

Les valeurs de ξ et η sont données au tableau (1) pour chaque nœud.

Numéro du nœud	4.N	ξ	η
1	$(1-\xi)(1-\eta)$	-1	-1
2	$(1+\xi)(1-\eta)$	1	-1
3	$(1+\xi)(1+\eta)$	1	1
4	$(1-\xi)(1+\eta)$	-1	1

Tableau 4. Valeurs de ξ et η pour un élément quadratique isoparamétrique à 4 nœuds [21].

Elément quadratique à 8 nœuds.

Pour les nœuds aux sommets: $N_i = \frac{1}{4}(1 + \xi\xi_i)(1 + \eta\eta_i)(\xi\xi_i + \eta\eta_i - 1)$ (II-4)

Nœuds au milieu des côtés:
$$\begin{cases} \xi_i = 0 \dots \dots \dots N_i = \frac{1}{2}(1 - \xi^2)(1 + \eta\eta_i) \\ \eta_i = 0 \dots \dots \dots N_i = \frac{1}{2}(1 + \xi\xi_i)(1 - \eta^2) \end{cases}$$
 (II-5)

Les valeurs de ξ et η pour l'élément à 8 nœuds sont données par le tableau (2) pour chaque nœud.

Numéro du nœud	N	ξ	η
1	$-(1-\xi)(1-\eta)(1+\xi+\eta)/4$	-1	-1
2	$(1-\xi)(1-\eta)/2$	0	-1
3	$-(1+\xi)(1-\eta)(1-\xi+\eta)/4$	1	-1
4	$(1+\xi)(1-\eta^2)/2$	1	0
5	$-(1+\xi)(1+\eta)(1-\xi-\eta)/4$	1	1
6	$(1-\xi^2)(1+\eta)/2$	0	1
7	$-(1-\xi)(1+\eta)(1+\xi-\eta)/4$	-1	1
8	$(1-\xi)(1-\eta^2)/2$	-1	0

Tableau 5: Valeur de ξ et η pour l'élément à 8 nœuds [21-23].**Elément cubique :**

Pour les nœuds aux sommets: $N_i = \frac{1}{32}(1 + \xi\xi_i)(1 + \eta\eta_i)(9(\xi^2 + \eta^2) - 10)$

(II-6)

Noeuds au milieu des côtés:
$$\begin{cases} \xi_i = \pm 1, \dots, \eta_i = \pm \frac{1}{3} \\ N_i = \frac{9}{32}(1 + \xi\xi_i)(1 + \eta^2)(1 + 9\eta\eta_i) \end{cases}$$

(II-7)

Les valeurs de ξ et η pour l'élément à 12 nœuds sont données par le tableau (II-3) pour chaque nœud.

Numéro du nœud	N	ξ	η
1	$(1-\xi)(1-\eta)\lambda$	-1	-1
2	$(1-3\xi)(1-\xi^2)(1-\eta)$	-1/3	-1
3	$(1+3\xi)(1-\xi^2)(1-\eta)$	1/3	-1
4	$(1+\xi)(1-\eta)\lambda$	1	-1
5	$(1+\xi)(1-\eta^2)(1-3\eta)$	1	-1/6
6	$(1+\xi)(1-\eta^2)(1+3\eta)$	1	1/6
7	$(1+\xi)(1+\eta)\lambda$	1	1
8	$(1+3\xi)(1-\xi^2)(1+\eta)$	1/6	1
9	$(1-3\xi)(1-\xi^2)(1+\eta)$	-1/6	1
10	$(1-\xi)(1+\eta)\lambda$	-1	1
11	$(1-\xi)(1-\eta^2)(1+3\eta)$	-1	1/6
12	$(1-\xi)(1-\eta^2)(1-3\eta)$	-1	-1/6

Tableau 6: Valeur de ξ et η pour l'élément à 12 nœuds [21-23].

2.2.b. Eléments triangulaires :

Considérons par exemple les éléments de la figure (5) pour chacun d'entre eux, un nombre égal et croissant de noeuds est placé sur les côtés de l'élément.

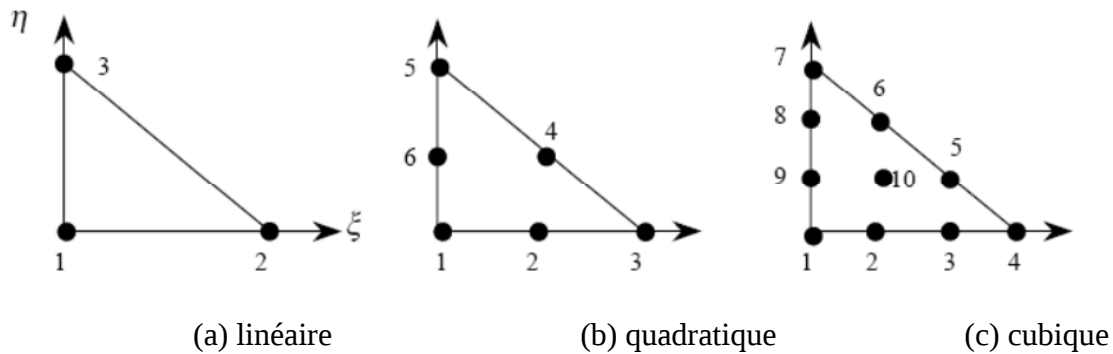


Figure 18. Eléments triangulaires

Elément linéaire

Pour cet élément les fonctions de formes ainsi que les valeurs de ξ et η sont données par le tableau (4).

Numéro du nœud	N	ξ	η
1	$1-\xi-\eta$	-1	-1
2	ξ	1	0
3	η	0	1

Tableau 7: Fonctions de formes et valeurs de ξ et η pour l'élément triangulaire à 3 noeuds [23].

Elément triangulaire à 6 noeuds.

Pour cet élément les fonctions de formes ainsi que les valeurs de ξ et η sont données par le tableau (5).

Numéro du nœud	N	ξ	η
1	$-\lambda(1-2\lambda)$	0	0
2	$4\xi\lambda$	$\frac{1}{2}$	0
3	$-\xi(1-2\xi)$	1	0
4	$4\xi\eta$	$\frac{1}{2}$	$\frac{1}{2}$
5	$-\eta(1-2\eta)$	0	1
6	$4\eta\lambda$	0	$\frac{1}{2}$
$\lambda=1-\xi-\eta$			

Tableau 8. Fonctions de formes et valeurs de ξ et η pour l'élément triangulaire à 6 noeuds [21,23].

Elément cubique :

Pour cet élément les fonctions de formes ainsi que les valeurs de ξ et η sont données par le tableau (6).

Numéro du nœud	N	ξ	η
1	$\lambda(-1+3\lambda) (-2+3\lambda)$	0	0
2	$9\lambda\xi(-1+3\lambda)$	1/3	0
3	$9\lambda\xi(-1+3\xi)$	2/3	0
4	$\xi(-1+3\xi) (-2+3\xi)$	1	0
5	$9\xi\eta(-1+3\xi)$	2/3	2/3
6	$9\xi\eta(-1+3\eta)$	1/3	1/3
7	$\eta(-1+3\eta)(-2+3\eta)$	0	1
8	$9\lambda\eta(-1+3\eta)$	0	2/3
9	$54\xi\eta\lambda$	0	1/3
10		1/3	1/3
$\lambda=1-\xi-\eta$			

Tableau 9. Fonctions de formes et valeurs de ξ et η pour L'élément triangulaire à 10 noeuds [23].

2.2. Méthode des éléments finis en élasticité :

Notre objectif sera d'obtenir pour un élément, une expression de la forme suivante :

$$\{F\}=[K]\{u\}$$

(II-8)

qui relie les forces $\{F\}$ et les déplacements $\{u\}$ aux noeuds par l'intermédiaire de la matrice de rigidité $[K]$.

Les déplacements inconnus $\{u\}$ sont représentés par une combinaison linéaire de fonction de base :

$$\{u\}=[f]\{\alpha\}$$

(II-9)

Où :

$\{\alpha\}$ est un vecteur de coefficient constant et $[f(x, y, z)]$ est une matrice.

Pour formuler un système d'équation exprimant les composantes de déplacement en chaque noeud en fonction des coordonnées nodales du nœud particulier considéré, on utilise l'équation (II-9) pour donner la forme suivante :

$$\{u^e\}=[A]\{\alpha\}$$

(II-10)

Où :

$[A]$ est une matrice carrée de coordonnées nodales.

L'équation (II-10) nous donne : $\{\alpha\} = [A]^{-1} \{u^e\}$
(II-11)

Si l'expression (II-11) est substituée dans (II-9) on obtient :

$$\{u\} = [f][A]^{-1} \{u^e\}$$

(II-12)

Le produit $[f][A]^{-1}$ nous donne les fonctions de forme $[N]$, qui sont données par les coordonnées locales $N = N(\xi, \eta, \zeta)$.

L'équation (II-12) s'écrit :

$$u = \sum_{i=1}^n N_i u_i \equiv Nu \quad \text{et} \quad \delta u = \sum_{i=1}^n N_i \delta u_i$$

(II-13)

où la transformation est définie en fonction des coordonnées des nœuds selon :

$$x = \sum_{i=1}^n N_i x_i, \quad y = \sum_{i=1}^n N_i y_i \quad \text{et} \quad z = \sum_{i=1}^n N_i z_i$$

(II-14)

avec: $\sum N_i = 1$

Où: n est le nombre de noeuds par élément,

u_i : vecteur des déplacements nodaux pour un élément particulier,

N_i : fonction de formes définies pour chaque élément de telle sorte que nous obtenions les bons déplacements nodaux.

A partir des équations (II-9) et (II-12) on peut déterminer la distribution des déformations à travers l'élément sachant que ces composantes sont les dérivées des composantes de déplacement.

D'où :

$$\{\epsilon\} = [B]\{\alpha\}$$

(II-15)

ou :

$$\{\epsilon\} = [B][A]^{-1} \{u^e\}$$

(II-16)

avec : $B=SN$ où S est un opérateur linéaire.

Pour un problème plan d'élasticité, la matrice B est donnée par :

$$[B] = \begin{bmatrix} \frac{\partial N_i}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial y} \\ \frac{\partial N_i}{\partial y} & \frac{\partial N_i}{\partial x} \end{bmatrix} \quad (\text{II-17})$$

Les composantes des contraintes dans l'élément sont reliées à celles des déformations par l'expression suivante :

$$\{\sigma\} = [D]\{\varepsilon\} \quad (\text{II-18})$$

$\{\sigma\}$ est le vecteur des composantes de contraintes et $[D]$ une matrice de coefficients constants qui dépend du matériau considéré.

Si l'expression (II-16) est substituée dans (II-18) la relation suivante est obtenue :

$$\{\sigma\} = [D][B][A]^{-1} \{u^e\} \quad (\text{II-19})$$

Ainsi la matrice de rigidité $[K_e]$ de l'élément peut être obtenue en égalisant le travail externe W_{ext} de forces $\{F\}$ appliquées aux noeuds au travail interne W_{int} dû à un déplacement virtuel $\{du\}$.

$$\text{Soit } W_{ext} = \{du\}^T \{F\} \quad (\text{II-20})$$

Le travail interne est le travail des composantes de contraintes dû à un chargement de déformation $\{d\varepsilon\}$ qui est le résultat d'un déplacement virtuel :

$$W_{int} = \int_V \{d\varepsilon\}^T \{\sigma\} dv \quad (\text{II-21})$$

Si les expressions (II-16) et (II-19) sont substituées dans (II-21), on obtient l'équation suivante :

$$W_{int} = \int_V \{d\varepsilon\}^T \{[B][A]^{-1}\} [D][B][A]^{-1} \{u\} dv \quad (\text{II-22})$$

Or $W_{ext} = W_{int}$

D'où :

$$\{F\} = [A]^{-T} \int_V \{[B]^T [D][B][A]^{-1}\} \{u\} dv \quad (II-23)$$

En comparant les équations (II-23) et (II-8), la matrice de rigidité $[K]$ devient comme suit :

$$[K] = \int_V \{[B]^T [D][B]\} dv \quad (II-24)$$

Quant la matrice de rigidité $[K]$ est déterminée pour un élément, les équations pour tous les éléments doivent être assemblées pour la matrice de rigidité globale.

Dans les problèmes d'élasticité, la matrice $[B]^T [D][B]$ est donc fonction des dérivées premières de N . pour calculer ces matrices, deux transformations sont nécessaires : Premièrement comme N_i est exprimée en fonction des coordonnées locales, nous devons déterminer les dérivées globales analogues à celles de l'équation (II-17), en fonction des dérivées locales.

Deuxièmement, l'élément de volume (ou surface) sur lequel l'intégration s'effectue, doit être exprimée en fonction des coordonnées locales, en modifiant de manière appropriée les bornes d'intégration. Considérons, le triplet de coordonnées locales ξ, η, ζ et le triplet correspondant de coordonnées globales x, y, z . Selon les règles de calcul des dérivées partielles nous écrivons **[1]**:

$$\begin{Bmatrix} \frac{\partial N_i}{\partial \xi} \\ \frac{\partial N_i}{\partial \eta} \\ \frac{\partial N_i}{\partial \zeta} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial \xi} & \frac{\partial y}{\partial \xi} & \frac{\partial z}{\partial \xi} \\ \frac{\partial x}{\partial \eta} & \frac{\partial y}{\partial \eta} & \frac{\partial z}{\partial \eta} \\ \frac{\partial x}{\partial \zeta} & \frac{\partial y}{\partial \zeta} & \frac{\partial z}{\partial \zeta} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \frac{\partial N_i}{\partial x} \\ \frac{\partial N_i}{\partial y} \\ \frac{\partial N_i}{\partial z} \end{Bmatrix} = J \begin{Bmatrix} \frac{\partial N_i}{\partial x} \\ \frac{\partial N_i}{\partial y} \\ \frac{\partial N_i}{\partial z} \end{Bmatrix} \quad (II-25)$$

Où $[J]$ est la matrice Jacobienne.

Afin d'effectuer la transformation des variables et du domaine d'intégration, l'élément de volume ou de surface s'écrit comme suit :

$$dv = dx dy dz = \det J d\xi d\eta d\zeta$$

$$ds = dx dy = \det J d\xi d\eta$$

Pour une épaisseur e bien définie l'élément de volume sera :

$$dv = e dx dy = e \det J d\xi d\eta$$

Le calcul des propriétés de l'élément d'équation (II-24) se ramène au calcul de l'intégrale suivante :

2.3. Modèles biomécaniques

La modélisation consiste à créer un modèle géométrique et mécanique du comportement cinématique et dynamique des vertèbres cervicales. Les modèles nécessitent donc trois informations complémentaires: la géométrie, les propriétés mécaniques et les conditions aux limites et de chargement. Par ailleurs les modèles peuvent être personnalisés. Dans le chapitre comportant la partie de modélisation, nous ferons un modèle de corps déformables par éléments finis.

En engineering, le comportement des matériaux est souvent caractérisé par des équations différentielles que ce soit partielles ou ordinaires qui sont transformées en matrices. La solution à l'équation différentielle partielle (P.D.E.) est connue comme solution « de forme forte ». Une équation de forme forte, exige que la fonction de solution satisfait tous les points de l'équation différentielle. L'analyse par éléments finis divise le domaine de solution en plus petites sections nommées des éléments et de rapprocher le domaine en utilisant certaines fonctions formes (linéaires ou non). Plus le nombre d'éléments utilisés dans la fonction est grand, plus l'exactitude de la solution numérique est importante.

2.4. Type des éléments à considérer dans notre simulation

On est important de signaler que le nombre des éléments utilisés dans un domaine est critique ; cependant, le type des éléments utilisés est également important en caractérisant la géométrie de notre modèle qui est complexe. En modélisant les structures tridimensionnelles, il y existe plusieurs différents types des éléments : tétraédrique (éléments de 4 nœuds) ou hexaèdre (éléments de 8 nœuds). Tandis que ces deux types d'élément sont capables de modéliser la géométrie irrégulière mais ils sont limités parce que les frontières des éléments entre les noeuds sont droites et ne peuvent pas être plié. Ceci limite leur application en structures biologiques tel que l'os. Par conséquent des éléments tétraédriques (10 nœuds) ou hexaèdres (20 nœuds) sont créés en plaçant au milieu des éléments permettant leur courbature et puis une meilleure représentation de la géométrie complexe. Plus de détaille sera aborder dans le chapitre de la modélisation de la vertèbre.

2.5. Conclusion :

Puisque la méthode des éléments finis c'est la base des calculs du code de calcul que nous avons adopté dans notre étude, c'est la raison pour

laquelle nous avons étayé cette méthode et montré son importance pour le calcul des différentes variables dans les systèmes mécaniques.

La complexité des calculs de notre modèle nous a contraint de faire intervenir la méthode des éléments finis afin de faciliter la modélisation et aboutir à des résultats exacts concernant les déformations, les déplacements et les contraintes en utilisant le logiciel ANSYS , objet du troisième chapitre .

Chapitre 3: Calculs et Résultats.

3.1 Introduction :

La complexité des systèmes physiques ou technologiques destinés à être conçus ou étudiés a conduit à employer des méthodes numériques basées sur le principe d'approcher une solution nominale le plus possible, mais celles-ci exigent de grands calculs nécessitant des calculateurs efficaces.

3.4 Méthode Des Eléments Finis :

La méthode des éléments finis permet de résoudre numériquement un certain nombre de problèmes mettant en jeu des associations de structures. Les réactions de ces structures soumises à des efforts ne peuvent être analysées qu'au prix d'une certaine approximation. En revanche la méthode des éléments finis permet de rendre compte des situations lorsque les chargements et les déplacements seraient difficilement traitables par les méthodes classiques. Elle peut également trouver son intérêt dans les possibilités qu'elle offre pour prendre en compte des hypothèses variées et donc , de comparer l'influence des différents paramètres , tels que les matériaux prothétiques, le nombre de points d'appui , la configuration géométrique des vertèbres ...

Cette méthode permet par exemple d'étudier le comportement :

- Des os
- Des implants et de la structure osseuse
- Du matériel sportif...

3.3 CODE DE CALCUL ANSYS :

Pour l'analyse de la structure (vertèbre), nous utilisons les performances du logiciel ANSYS. Toutes les applications destinées aux calculs par éléments finis nécessitent d'importantes connaissances dans le domaine du calcul alors qu'ANSYS est conçu pour être utilisé par tous sans qu'il y ait besoin de formation préalable sur les éléments finis. Grâce à son interface intuitive, il permet une prise en main très rapide du logiciel avec l'option d'automatisation de la reconnaissance des zones de contacts et la génération du maillage.

Le programme ANSYS a de nombreuses capacités d'analyse des éléments finis, allant d'une simple analyse statique linéaire à une analyse statique complexe non linéaire. Les guides d'analyse de la documentation ANSYS décrivent les procédures à suivre pour effectuer des analyses pour différentes disciplines de l'ingénierie.

Le but ultime d'une analyse par éléments finis est de recréer mathématiquement le comportement d'un véritable système d'ingénierie. En d'autres termes, l'analyse doit être un modèle mathématique précis d'un prototype physique. Au sens le plus large, ce modèle se compose de tous les nœuds, les éléments, les propriétés des matériaux, de véritables constantes, des conceptions aux limites, et d'autres caractéristiques qui sont utilisés pour représenter le système physique.

3.3.1 procédure générale (application) :

Comme le logiciel ANSYS est de grande capacité, afin d'y profiter il a été nécessaire de formuler une modélisation adéquate (convenable). Nous réalisons donc la modélisation sur le logiciel SolidWorks (figure 18a) prévue pour le but, ensuite sur ANSYS V12 (figure 18b) qui effectue à son tour la solution suivant les conditions bien définies.

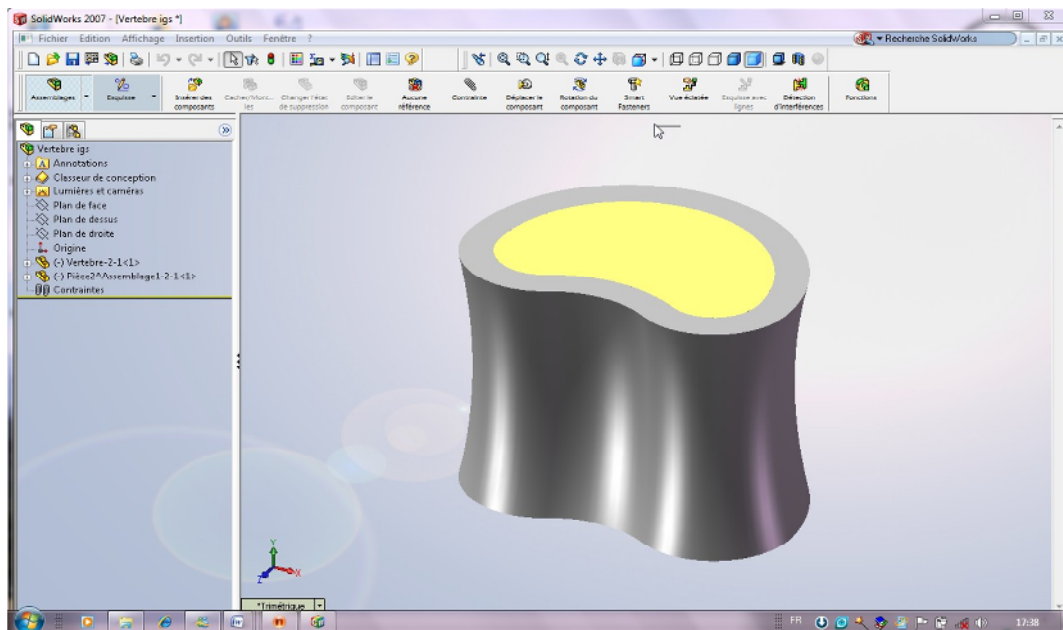


Figure 18a : le Corps. vertébral par SolidWorks .

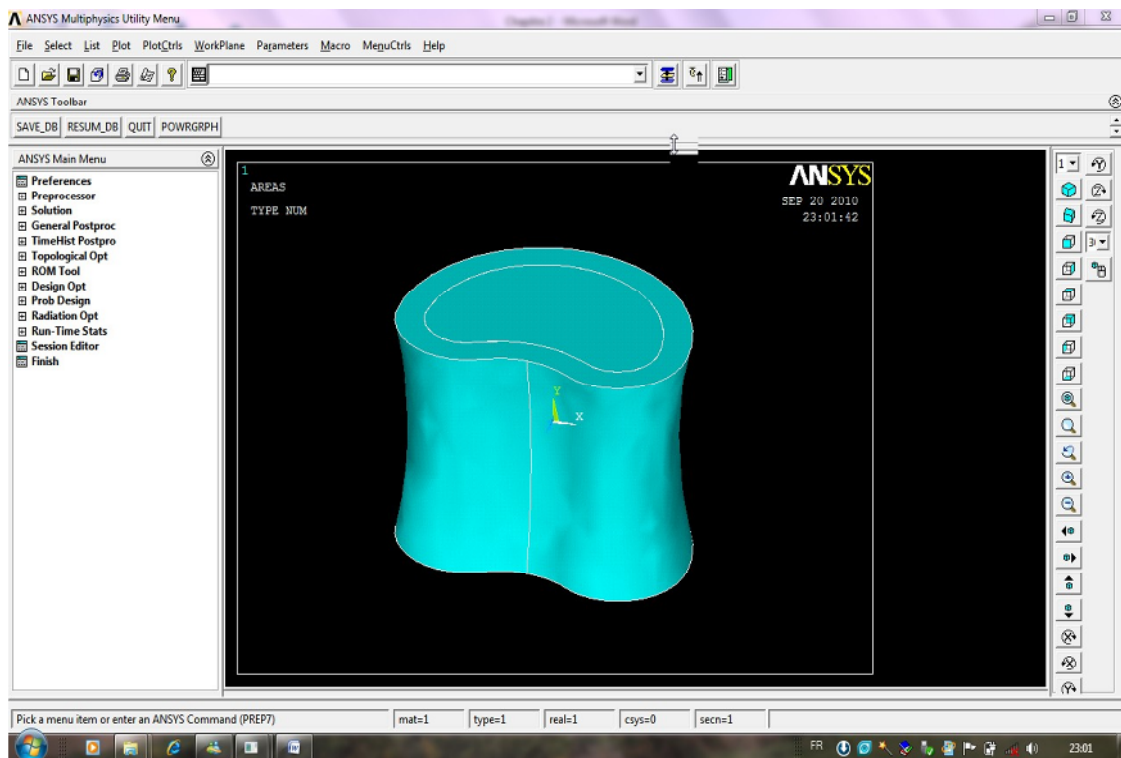


Figure 18b : le Corps vertébral par ANSYS.

Dès qu'on importe le modèle sur ANSYS, on doit suivre certaines étapes avant d'exécuter le programme ; en premier lieu on choisit le type d'analyse du modèle qui bien le statique, puis le type d'élément, puisque il s'agit d'un modèle en 3D on doit choisir un solide a 10 nœuds (figure 19) qui a une relation avec le choix du maillage.

Après qu'on effectue le maillage (figure 20) en choisissant le nombre des éléments de division, on applique par la suite les forces et on assure la fixation du disque dans la face interieur .

Une fois les données sont installées , il ne reste qu'à lancer la résolution . le choix d'un résultats parmi tant d'autres obtenus, il se fait selon le besoin de l'étude à effectuer , il ne reste qu'à varier certains paramètres (caractéristiques physiques) par rapport à certains autres afin de déterminer les plus influents .

3.3.1.1 Choix du maillage :

L'élément de maillage choisis est un tétraèdre quadratique iso paramétrique à 10 nœuds

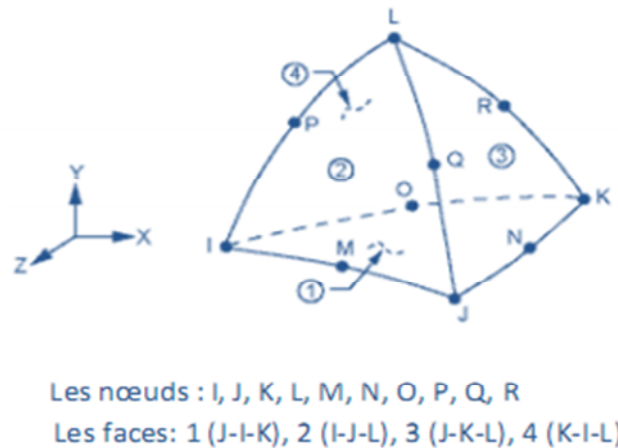


Figure19 : éléments tétraèdre quadratique iso paramétrique à 10 nœuds.

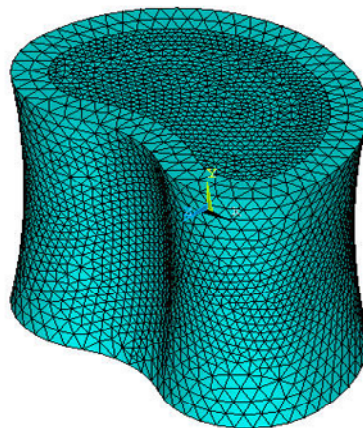


Figure 20: maillage du disque intervertébral [4].

3.3.1.2 choix du chargement :

La base est chargée par une force verticale. Cette charge est répartie sur une surface moyenne d'environ 150 mm^2 , les propriétés élastiques choisies sont celles du disque intervertébral. Concernant les conditions aux limites, l'encastrement a été placé au niveau de l'extrémité de la base du modèle pour empêcher la rotation et la translation.

3.3.2. Données et résultats :

Par hypothèse on suppose que les matériaux sont homogènes, élastiques, linéaires et isotropes. Les propriétés élastiques (le module de Young et le coefficient de Poisson) sont présentées dans le tableau suivant :

Matériaux	Module de Young (MPa)	Coefficient de Poisson
Annulus	450-550	0,3 – 0,45
Nucleus	1 – 4	0,3

Tableau 10: Propriétés élastiques des matériaux qui composent le disque intervertébral [3].

En exécutant le programme avec trois charges différentes on obtient les résultats suivants :

3.3.2.1. Déplacements :

3.3.2.1.1. Déplacement suivant X :

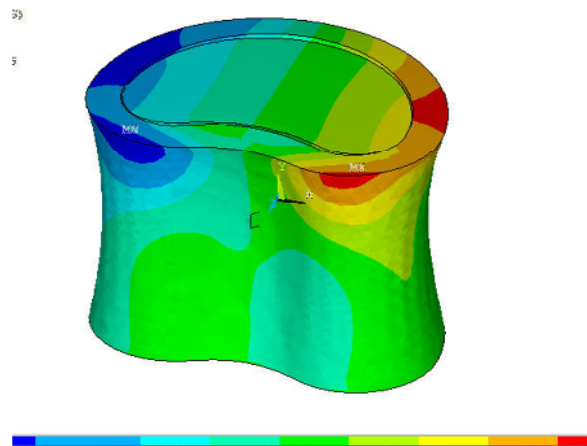


Figure 21 : déplacement pour la charge 60N

Nous constatons que le déplacement est maximal sur la face supérieur du disque côté droit est minimal sur le côté opposé. De plus sur les autres parties du disque les déplacements sont de niveau moyen. Ceci est dû à notre sens à ce que la charge est uniformément répartie sur la face supérieure et à l'écart important du module de Young entre l'annulus et le nucleus.

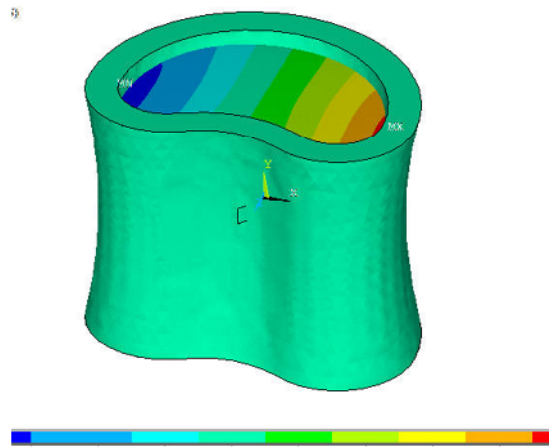


Figure 22 : déplacement pour la charge de 100 N .

Dans le cas d'une charge répartie de 100 N sur le disque intervertébral, on voit bien que les déplacements sont maximales au niveau de nucleus dans le côté gauche du disque d'une valeur de 0,01722 mm à cause du module de Young de l'ordre de 41 MPa .

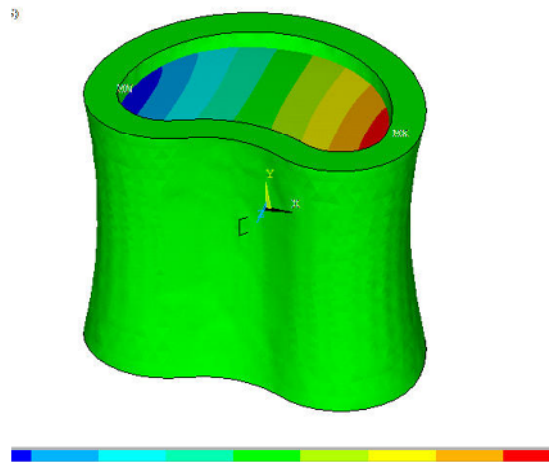


Figure 23 : déplacement pour la charge de 150 N .

3.3.2.1.2 Déplacement suivant Y:

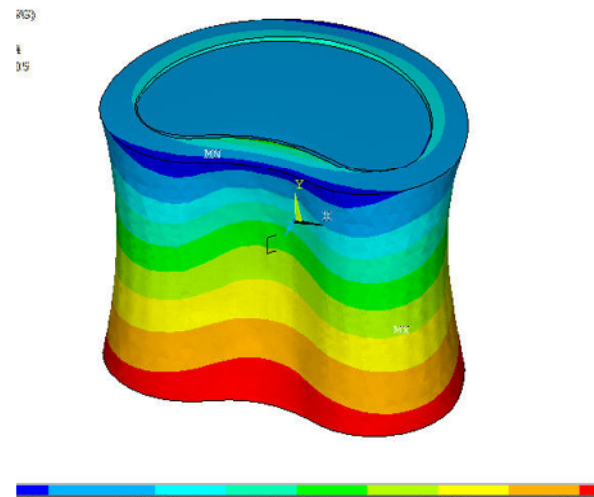


Figure 24 : déplacements pour la charge de 60 N

La direction de déplacement est verticale par rapport au disque, ce qui nous donne une compression axiale sur le disque. Nous obtenons un déplacement négatif sur la face inférieure du disque. Autrement dit le disque subira un écrasement après application de la charge répartie sur la face supérieure. Nous affirmons que ce résultat est tout a fait logique puisque il y a une sollicitation de compression.

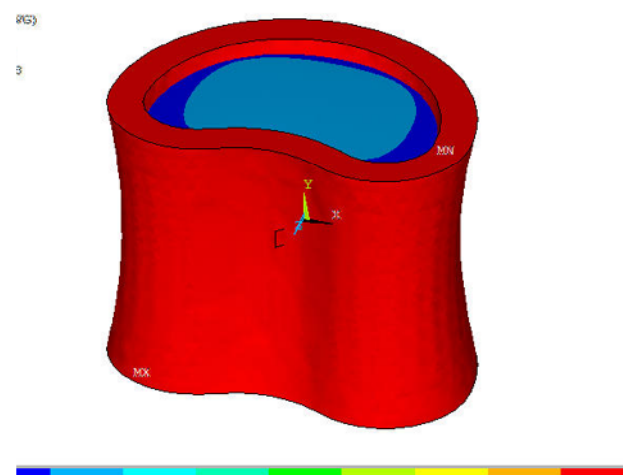


Figure 24 : déplacements pour la charge de 100 N

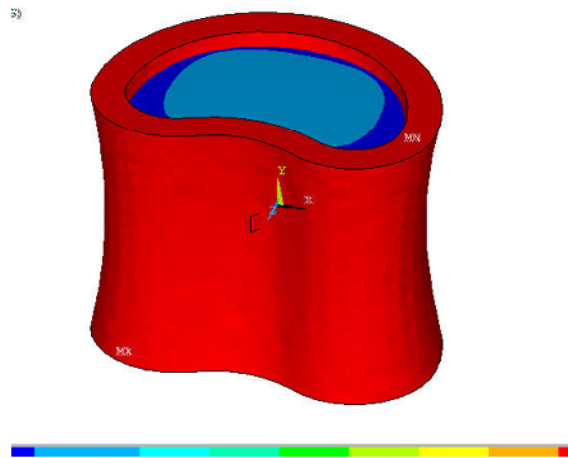


Figure 25 : déplacements pour la charge de 150 N

En appliquant les deux charges différentes de 100 et 150 N sur le disque intervertébral, les résultats sont peu identiques. Les déplacements sont maximales sur l'annulus plus que dans nucleus mais qu'on est sur l'axe OY, donc cette compression est due à la différence entre le module de Young des deux matériaux et aussi de la charge forte qui résulte une résistance de ses matériaux.

3.3.2.1.3. Déplacement suivant Z :

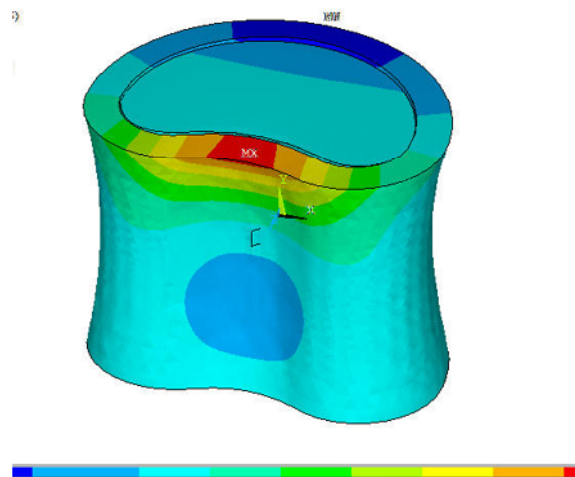


Figure 26 : déplacements pour la charge de 60 N

Les résultats pour ce cas nous donne une répartition des déplacements ou on constate les maximaux sont situés sur l'axe Z et sont de l'ordre de 0,0029 mm. Sur la partie opposée on retrouve les déplacements minimaux, ce

qui nous laisse dire que les déplacements sont directement opposés suivant l'axe considéré. Cela est dû à la différence notable des caractéristiques du biomatériau.

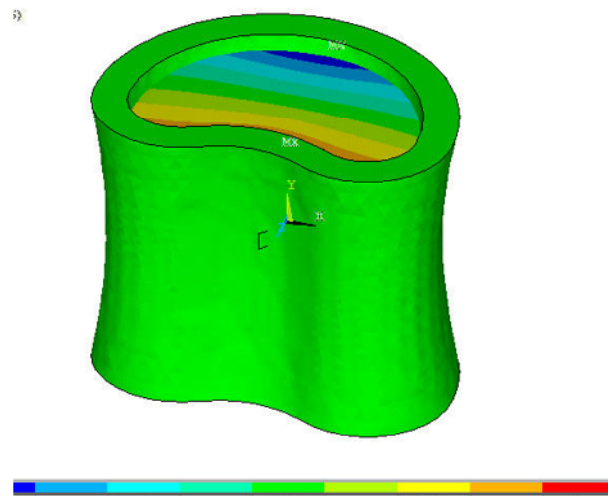


Figure 26 : déplacements pour la charge de 100 N

Les déplacements sont opposés suivant l'axe de OZ, ou on trouve les valeurs minimales de l'ordre de $-0,000711$ sur la face supérieure du disque et de $0,00569$ mm comme une valeur maximale ça on c qui concerne le nucleus .pour l'autre biomatériau qui compose le disque, le déplacement est $0,0074$ mm, ces résultats sont logique vois que la charge est supérieur de la normale (60 N).

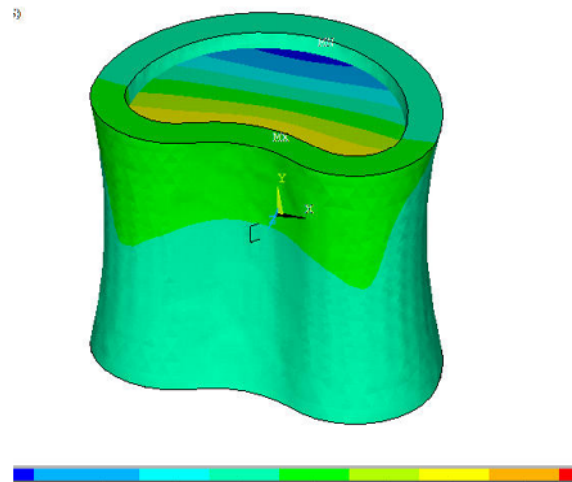


Figure 27 : déplacement pour la charge de 150 N.

Dans le cas d'une charge de 150 N, les déplacements s'oscillent entre les valeurs de -0,00111 mm et 0,00129 mm pour l'annulus d'une manière symétrique. Pour le nucleus on trouve une valeur maximal de 0,00853 mm et le minimum dans l sens opposé par apport à l'axe OZ de -0,01076 mm.

3.3.2. 2. Les contraintes :

3.3.2. 2.1. Contrainte suivant X :

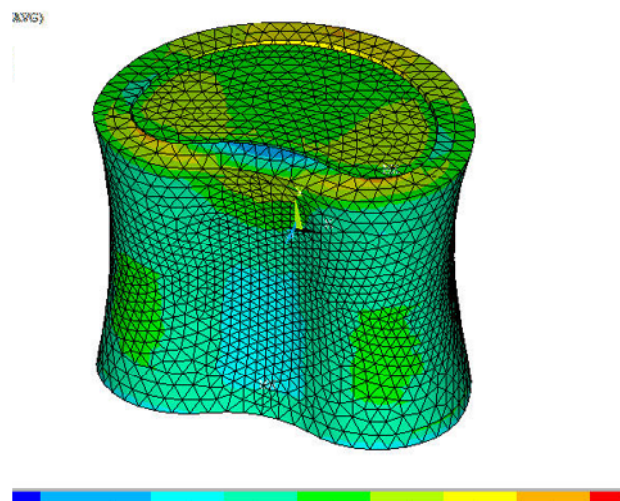


Figure 28 : contrainte résultante pour la charge de 60 N.

Le travail de simulation nous a permis de trouver globalement des valeurs de contraintes identiques sur toutes les parties du disque intervertébral. Ces valeurs oscillent entre les valeurs de -2,278 MPa et 1,84

MPa. On retrouve ces valeurs sur la face supérieure car elle est directement sollicitée par la charge répartie.

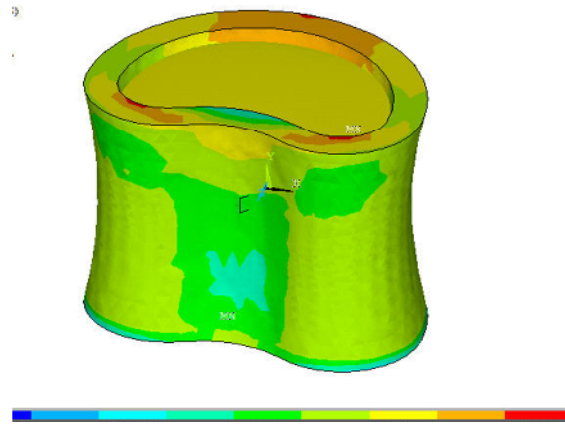


Figure 29 : contrainte résultante pour la charge de 100 N.

En augmentant la charge de 60 N à 100 N les résultats des contraintes se changent automatiquement suivant l'axe considérable, ou les valeurs maximales se trouvent dans la face supérieure entre 2,62 MPa , et le minimum de 166 ,93 MPa . les autres résultats varient entre -1, 49 MPa et 0,56 MPa .

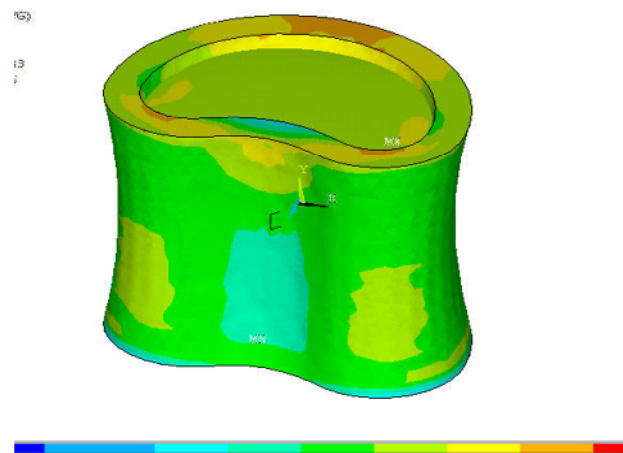


Figure 30 : contrainte résultante pour la charge de 150 N.

Pour une charge de 150 N , les valeurs des contraintes résultantes sur le disque intervertébral et exactement sur l'annulus sont moyennes entre -2,24 MPa et 1,06 MPa , la valeur maximal se trouve sur la

face supérieure du disque son valeur est 3,93 MPa, le minimum est de -6,87 MPa.

3.3.2.2.2. Contrainte suivant Y:

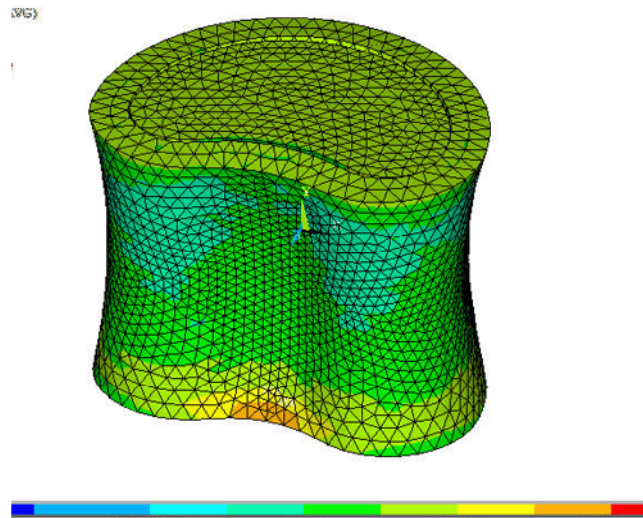


Figure 31 : contrainte résultante pour la charge de 60 N .

Suivant cette direction verticale les valeurs des contraintes sont maximales au niveau de la face intérieure car elle subit tout le poids de la charge répartie, la valeur maximale est de l'ordre de 0,5258 MPa, donc elle subit un écrasement important d'où des valeurs maximales dans cette région du disque. Si les valeurs des charges appliquées atteindront des valeurs plus grandes, ceci pourra dépasser la capacité de raideur du biomatériau, ce dernier subira carrément un endommagement.

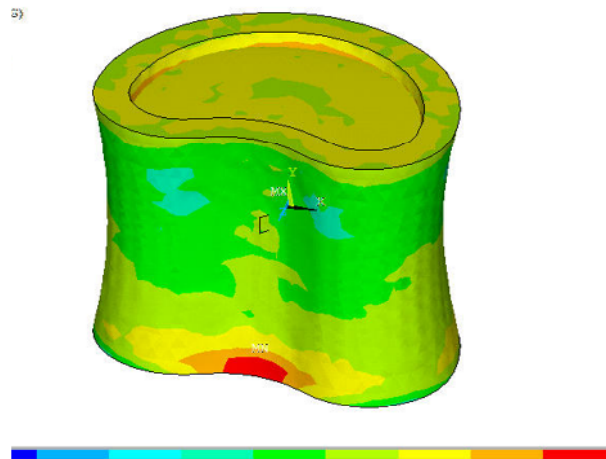


Figure 32 : contrainte résultante pour une charge de 100 N.

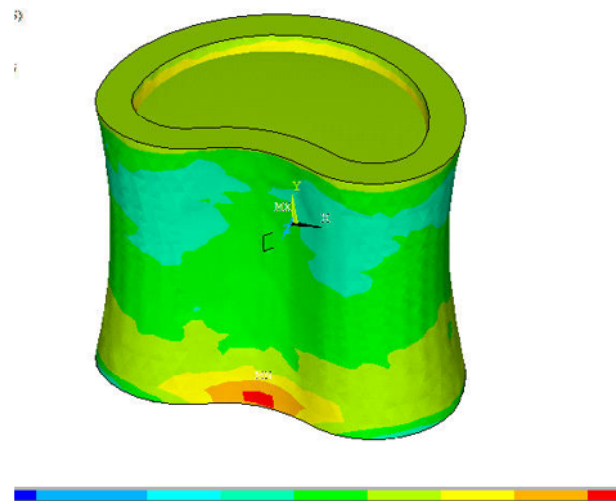


Figure 33 : contrainte résultante pour une charge de 150 N.

Le disque intervertébral subit une compression due aux charges supérieures à 60 N, dans ce cas et pour les deux charges 100 N et 150 N, les résultats obtenus sont presque les mêmes, d'où on trouve la valeur maximale au dessous du disque, dans la face intérieure des valeurs de 0,165 MPa, 0,248 MPa pour les deux charges, et des valeurs minimales de -8,59 MPa et 11,24 MPa

3.3.2.2.3. Contrainte suivant Z :

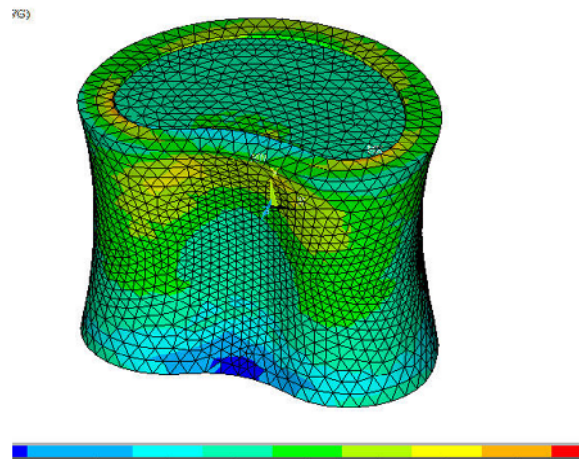


Figure 34 : contrainte résultante pour une charge de 60 N.

Nous pouvons affirmer que les valeurs des contraintes obtenues sont pratiquement homogène sur tout le disque et les valeurs sont doublées par à l'axe X, ceci est due à ce que la surface du disque suivant l'axe Z est plus petite par rapport à l'axe X. Cependant les valeurs restent tout à fait acceptable au regard de la charge appliquée directement sur le biomatériau.

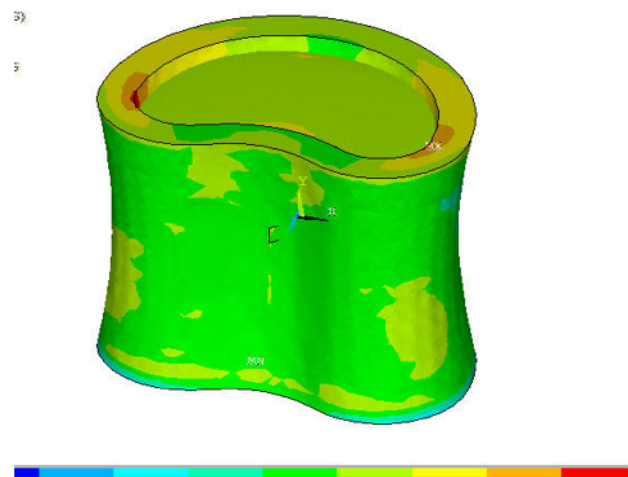


Figure 34 : contrainte résultante pour une charge de 100 N.

3.3.2.4 Contrainte de Von Mises :

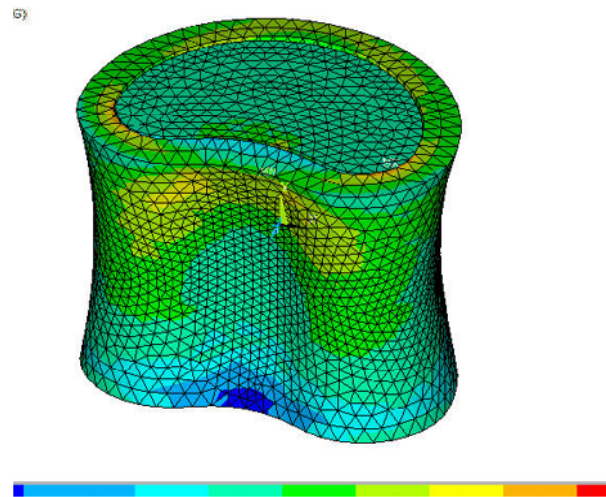


Figure 36 : contrainte du Von mises pour une charge de 60 N .

Les résultats de simulation tenue montrent des contraintes totalement positives, maximales sur la surface latérale du disque de l'ordre de 3,94 MPa, ce qui paraît assez important mais cela s'explique par le fait que la charge est directement appliquée sur le biomatériau composé de 2 parties ayant des caractéristiques de rapport 500/1.

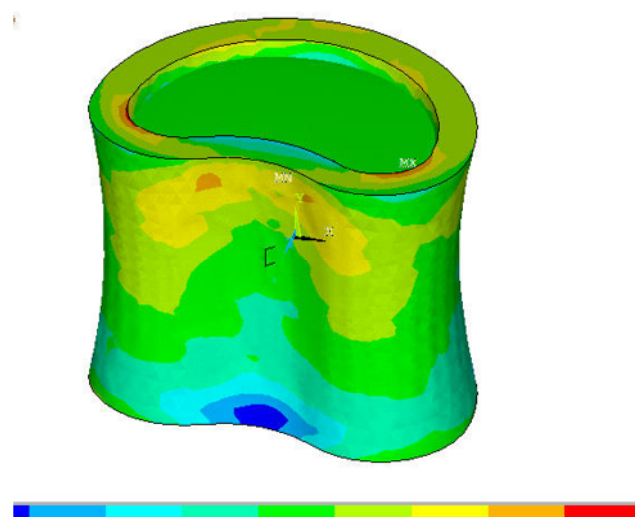


Figure 36 : contrainte du Von mises pour une charge de 100 N.

Les résultats pour cet valeur du charge sont tous positifs, entre une valeur maximale de 6,099 MPa et un minimum de 0,173 MPa, les autres valeurs se varient entre 1,677 MPa et 2,695 MPa répartie sur l'annulus .

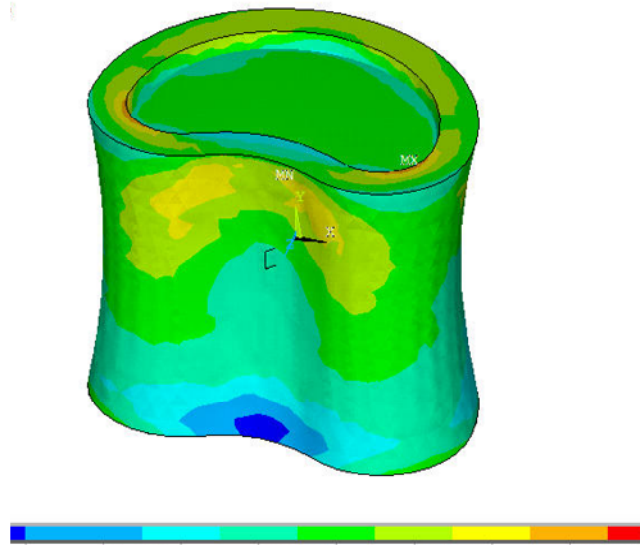


Figure 36 : contrainte du Von mises pour une charge de 150 N .

3.3.2.5. LA Déformation :

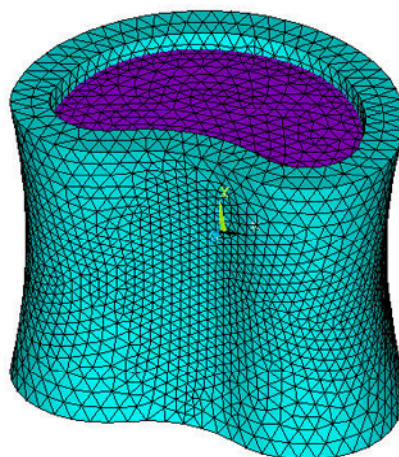


Figure 37 : La déformation de disque après l'application des charges.

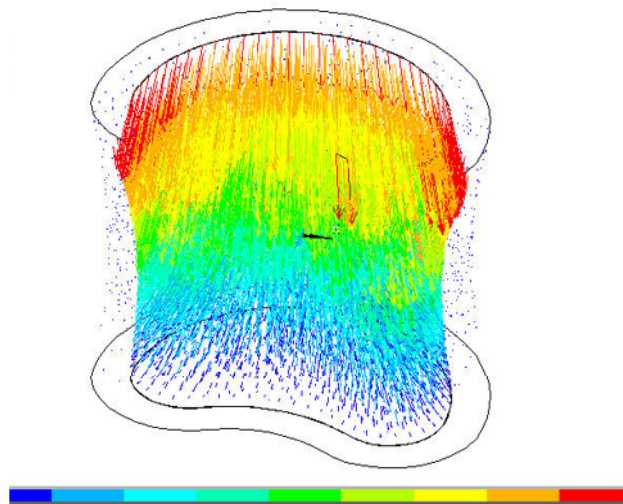


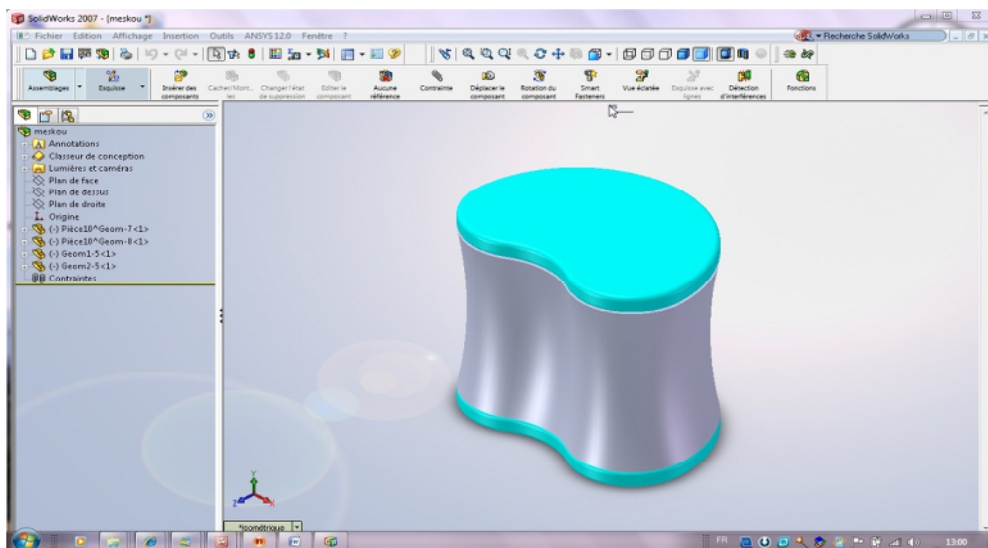
Figure 38 : vecteur déplacement sur l'axe OY pour la charge de 100N.

La figure 38 montre que les vecteurs déplacements suivant Y pour une charge supérieure à 60 N ont le même sens que les charges avec des valeurs maximales de l'ordre de 0,055 mm dans la face supérieure du disque qui est bien sollicitée directement par la charge. La valeur minimale est 0,00691 mm est calculée dans la face inférieure.

3.3 Cas de deux os avec un disque intervertébral :

3.4.1. Simulation par SOLIDWORKS :

Pour trouver des résultats sur ANSYS, on doit passer par cette étape vu la complexité de la modélisation sur ce logiciel.



Figure

39 : deux os avec un disque intervertébral par SolidWorks .

3.4.2. Simulation par ANSYS :

Pour transporter le modèle sur ANSYS on doit l'enregistrer sous forme IGS, SAT, ASSM .la figure 40 montre le modèle sur ANSYS avec les différents volumes de la pièce qui sont désignés par les couleurs.

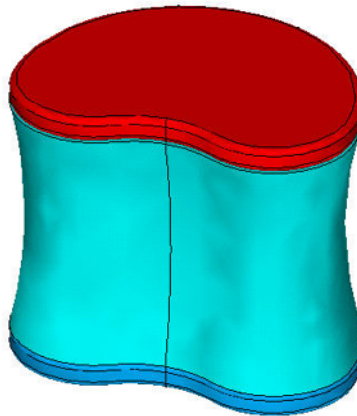


Figure 40 : deux os avec un disque intervertébral par ANSYS.

3.4.2.1. Procédure générale (solution) :

Suivant la même procédure de solution qu'a celui dans la partie 3.3.1 ; les résultats du maillage sont montré sur la figure suivante :

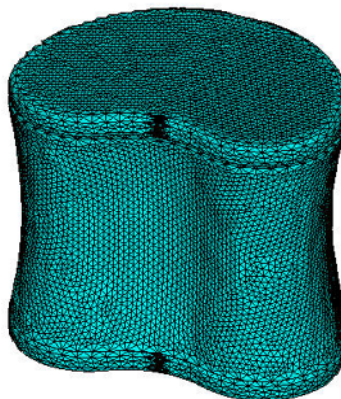


Figure 41 : maillage du modèle par ANSYS.

3.6. Message d'erreur :

Après l'exécution du programme en entrant les conductions aux limites, et les propriétés des matériaux, le logiciel envoie des messages d'erreurs :

Job:mesk at:Mon Sep 20 23:39:13 2010

*****PCGLSS Error*****

Status:6

This model requires more scratch space than available. ANSYS has currently allocated 1056 MB and was not able to allocate an additional 13 MB in order to proceed. Please increase the virtual memory on your system and/or increase the work space memory and rerun ANSYS. Problem terminated.

Version: 6.0:PCGLSS0055:Source File:..\source\getelements.c:Line:567

*****PCGLSS Error*****

*** WARNING *** CP = 27.425 TIME= 00:54:31

Previous testing revealed that 9 of the 53302 selected elements violate shape warning limits. To review warning messages, please see the output or error file, or issue the CHECK command.

0***** process error reported by subroutine xdsolvf

see xdsolvf abstract (ier = -410)

*** ERROR *** CP = 65.505 TIME= 00:55:20

Input/output error on unit = 9. The disk is possibly full.

```
*****
**

The above error is non-recoverable by ANSYS

ANSYS run terminated by the indicated error

Current data base saved if possible.

*****
**
```

3.7 .Conclusion:

Notre étude consiste à comparer les matériaux osseux avec la résine appliquée à une unité vertébrale fonctionnelle à l'aide du logiciel ANSYS.

Dans ce chapitre on a fait des essais sur un disque intervertébral qui est directement sollicité par une force répartie d'une valeur de 60 N représentant le poids de la tête (la charge appliquée directement sur les vertèbres). Les résultats obtenus semblent logiques au vue a de la charge et les propriétés mécaniques des deux biomatériaux composants le disque (le module de Young et le coefficient de poisson).

Conclusion Générale et Perspectives.

Conclusion Générale Et Perspectives

Notre objectif de départ était de comparer deux matériaux utilisés au niveau humain. A savoir l'os et la résine, cela dans le but d'essayer de voir la différence entre ces deux matériaux utilisés dans des expérimentations. Autrement dans notre pays et on ne peut utiliser des matériaux naturels humains formant des parties du corps (cadavériques) afin de mener des expériences dans le cadre de la recherche, nous pouvons citer à titre d'exemple les fémurs, les vertèbres, les os formant les avant bras, etc...

La matière telle que la résine est disponible dans notre pays, elle est généralement utilisée par les prothésistes dentaires, mais la contrainte qui nous a obligé d'abandonner la partie expérimentale c'est la confection de ces parties avec cette matière. En effet nous ne possédons pas les moyens adéquats afin de réaliser certaines pièces sur lesquelles nous aurions mené une campagne expérimentale.

Notre présent travail nous a permis en premier lieu d'aborder une nouvelle discipline inconnue par nous en tant que mécanicien, à savoir, l'anatomie humaine. En second lieu nous avons parcouru la littérature afin de mettre en évidence les matériaux osseux naturels, nous avons découvert une partie corticale et une partie spongieuse ou les caractéristiques mécaniques sont très divergentes.

Concernant la résine, nous avons trouvé divers types de résines applicables dans plusieurs domaines de l'industrie et surtout comme prothèse au niveau humain.

A défaut de la partie expérimentale prévue, nous avons abordé la partie modélisation numérique sur laquelle nous réalisé un travail de simulation sur le disque en appliquant une charge de 6 kg correspondant au poids moyen des têtes humaines. Pour cela, nous avons passé en revue la théorie des éléments finis laquelle nous a permis de procéder au maillage du disque intervertébral importé à partir de solidworks.

Le code de calcul utilisé et ANSYS qui nous a permis de réaliser le maillage et la simulation a été faite afin de trouver la répartition des déplacements et des contraintes suivant les différents axes.

Les résultats trouvés semblent en adéquation avec la logique en premier lieu de même que les niveaux des valeurs trouvées semblent acceptables. La confrontation des résultats avec la bibliographie est globalement la même, sauf en quelque cas. Ceci s'explique par le fait de la complexité de la formation du biomatériau ayant des caractéristiques mécaniques très différentes de l'ordre de 500 fois.

Pour ce qui des perspectives, nous avons l'espoir à ce que ce travail continu dans le sens de la simulation d'une unité vertébrale fonctionnelle formée d'un matériau osseux et d'un matériau résineux. En plus procéder à un travail expérimental aussi.

BIBLIOGRAPHIE

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Kamina, P., 2006. Anatomie clinique. Tome 2, [Tête, cou, dos]. ed 3.
- [2] Thomas Mosnier, **déc2008**, Contribution A L'analyse Biomécanique Et A L'évaluation Des Implants Rachidiens.
- [3] Emilie Sapin, nov 2008, Personnalisation des propriétés mécaniques de l'os vertébral à l'aide d'imagerie a basse dose D'irradiation : prédiction du risque de fracture.
- [4] Mansouri Naima, nov. 2009, Contribution a l'étude du comportement mécanique des prothèses dentaires totales.
- [5] http://fr.wikipedia.org/Polym%C3%A9thacrylate_de_m%C3%A9thyle
- [6] Hélène Follet ,Caractérisation Biomécanique et Modélisation de l'os spongieux humain .
- [7] <http://www.dentalespace.com/patient/soins-dentaires/3-barre-retention-sur-implants.htm>
- [8] www.maitrise-orthop.com/.../index.php4
- [9] http://www.ivoclarvivadent.fr/content/products/detail.aspx?id=prd_t1_912141165&product=ProBASE+Hot
- [10] <http://www.medix.free.fr/sim/prothese-partielle-suite.php>
- [11] prothèse complète.J.le joyeux.Tome3.
- [12] <http://www.cite-sciences.fr/biomateriaux.URL>
- [13] MatsuzakaK,Yoshinari M,Shimono M, and inoue T .2004.Effects of multigrooved surfaces on osteoblast-like cells in vitro : Scanning electron microscopic observation and m RNA expression of osteopontin .j biomed Mater Res 68A: 227-34 .
- [14]<http://www.rfm.org>. PASSUTI N orbet . les biomatériaux . fondation pour la recherche médicale . URL ;

- [15] Etude expérimentale d'optimisation de procédés de modifications de surface de l'acier inoxydable 316 pour application aux dispositifs endovasculaires . Thèse présentée par Marie Haidopoulos, 2005
- [16] influence de l'état de surface de l'alliage nickel-titane sur le comportement cellulaire. Mémoire présenté par Carine WIRTH
- [17] [http:// www.futura-sciences.com/fr/definition/t/chimie-2/d/polymère_803/](http://www.futura-sciences.com/fr/definition/t/chimie-2/d/polymère_803/)
- [18] <http://fr.wikipedia.org/wiki/proth%C3%A8se>
- [19] Céline LANSADE, 25 juin 2009, Analyse cinématique tridimensionnelle du rachis cervical sain et pathologique *in vivo* .
- [20] O.C.ZENKIEWICZ, R.L.TAYLOR, The finite Element Method. Basic Formation and Problems (tomes 1 et 2), 1991.
- [21] K.J.NATHE & E.L WILSON, Numerical methods in finite element analysis, New Jersey Prentice Hall Inc, 1976.
- [22] E.HINTON & D.R.J. ORWEN, Finite element programming, London Academic Press London, 1977
- [23] G.DHATT, G.TOUZOT, Une présentation de la méthode des éléments finis, Maloine SA (Edition), Paris 1981