
Université ABBES LAGHROUR Khenchela



جامعة عباس لغرور خنشلة
Faculté de Sciences et Technologie
كلية العلوم والتكنولوجيا
Département de Génie Mécanique
قسم الهندسة الميكانيكية



Mémoire

de fin d'études Pour l'obtention du diplôme
MASTER (LMD)

Spécialité : Génie Mécanique
Option : Génie des Matériaux

Thème

**Simulation numérique d'une prothèse
totale de la hanche**

Réalisé par :

- MENACEUR Nour chérif
- KHOUCHA Hamza

Dirigé par : HANNACHI Bouzid

Année universitaire : 2019-2020

CHAPITRE I

CHAPITRE II

CHAPITRE III

REMERCIEMENTS

Je saisi cette opportunité pour remercier en premier lieu mon Encadreur de mémoire, Docteur **HANNACHI Bouzid** pour tout ce qu'il a fait pour Moi, en me conseillant, en m'aidant et en m'assistant le long du chemin de la mémoire.

Je remercie par la même occasion les membres du Jury, pour intérêt qu'ils ont montré en acceptant de rapporter ma thèse.

Un grand merci pour mes enseignants qui n'ont pas cessé un instant de contribuer à la bonne marche de ma thèse. Pour leurs serviabilités et leurs gentillesse

Mes remerciements chaleureux vont aussi a tous les employés de université **ABBAS Laghrour khenchela** pour ses encouragements et compréhensions, ainsi que toute l'administration du département de Mécanique ait ma haute sympathie, mon respect et mes grands remerciements.

En définitive, je remercie mes parents, mes amis, mon entourage proche, familial et amical.

DEDICACE

Je dédie ce modeste travail

A ma mère

A mon père

A mes frères et mes sœurs et ma famille

A tous mes amis sans exception

A tous les enseignants de département du
Génie Mécanique

Et à tous ceux qui sont présent à moi

Résumé

Le but du présent travail est la caractérisation du comportement au phénomène de d'usure des prothèses totales de hanche (P.T.H.). on utilisé une simulation numérique par la méthode des éléments finis, cette simulation nous a permis de localiser les points chauds, soit au niveau de leurs emplacements ou bien de leurs intensités .A cet effet, nous considérons les comportements tribologique et mécanique des prothèses en question. Considérant les grandes potentialités des biomatériaux dans les applications médicales, une bonne longévité d'une prothèse passe essentiellement par un bon choix des matériaux et par un bon dimensionnement. C'est dans cette perspective que nous avons mené cette étude.

TABLE DES MATIERES

RESUME

TABLE DES MATIERES

LISTE DES FIGURES

LISTE DES TABLEAUX

CHAPITRE I : GENERALITES SUR LA SCIENCE DES BIOMATERIAUX

INTRODUCTION	4
I.1 GENERALITES SUR LA SCIENCE DES BIOMATERIAUX	5
I.1.1 La science des biomatériaux	5
I.1.2 Les biomatériaux	5
I.1.3 Impact et utilisation des biomatériaux.....	6
I.1.4 L'élaboration des biomatériaux.....	7
I.2 LA BIOCOMPATIBILITE.....	8
I.2.1 Introduction.....	8
I.2.2 Définition	8
I.2.3 Les différents types de biocompatibilité.....	8
I.2.3.1 La biocompatibilité structurale.....	8
I.2.3.2 La biocompatibilité des surfaces.....	9
I.3 Classe des biomatériaux	9
I	
I.3.1 Introduction.....	9
I.3.2 Les Céramiques.....	10
I.3.2.1 Les classes des céramiques utilisées dans la médecine.....	11
I.3.2.1.1 Les céramiques inertes.....	11
I.3.2.1.2 Les céramiques réactives (résorbables ou non).....	12
I.3.3 Polymères.....	12
I.3.3.1 polymères fonctionnels	13
I.3.3.2 polymères résorbables	13

I.3.4	Matériaux d'origine naturelle.....	14
I.3.5	Métaux et alliages métalliques.....	14
I.3.5.1	Métaux purs.....	14
I.3.5.2	Alliages métalliques.....	15
I.3.5.2.1	Les alliages cobalt-chrome.....	15
I.3.5.2.2	Les alliages à base nickel.....	16
I.3.5.2.3	Les alliages à base titane.....	16
I.3.5.2.4	Aciers inoxydables	16
I.4	CONCLUSION.....	17
I.5	REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	18

CHAPITRE II : PROTHESES TOTALES DE LA HANCHE

II.1	Introduction.....	22
II.2	Composants de prothèse totale de hanche	22
II.3	Problèmes liés à l'usure mécanique des prothèses totales de hanche.....	23
II.3.1	L'usure.....	24
II.3.1.1	Modes d'usure.....	24
II.3.2	La luxation.....	26
II.3.3	Le Descellement.....	27
II.4	Les différents biomatériaux utilisés pour le P.T.H	27
II.4.1	Polyéthylène.....	27
II.4.1.1	Les modes de dégradation.....	28
II.4.1.2	L'oxydation.....	28
II.4.1.3	Les propriétés mécaniques.....	28
II.4.1.4.1	L'usure du polyéthylène.....	29
II.4.1.4.2	Mécanisme.....	29
II.4.1.4.3	L'usure observée du polyéthylène.....	30
II.4.2	L'Acier inoxydable austénitique 316L.....	31

II.4.2.1	Structure et métallographie des aciers austénitiques.....	32
II.4.2.2	Propriétés mécaniques.....	33
II.4.2.3	Propriétés physiques, thermiques et mécaniques de l'acier 316L.....	34
II.4.2.3.1	Propriétés physiques et thermiques de l'acier 316L.....	34
II.4.2.3.2	Propriétés mécaniques de l'acier 316L.....	34
II.4.3	Les Céramiques.....	34
II.4.4	L'Alumine.....	35
II.4.5	La Zircone.....	37
II.5	Possibilités actuelles.....	39
II.6	Conclusion.....	40
II.7	Références bibliographiques.....	41

CHAPITRE III : SIMULATION NUMERIQUE

III.1	INTRODUCTION	44
III.2	Présentation du code de calcul par méthode des éléments finis.....	44
III.2.1	généralité Modélisation par la méthode des éléments Finis.....	44
III.2.2	Etapes de la méthode des éléments finis.....	46
III.3	PRESENTATION DE LOGICIEL ABAQUS	47
III.3.1	HISTORIQUE ET GENERALITE SUR L'ABAQUS	47
III.3.2	Les Deux solveurs principaux de l'ABAQUS	47
III.3.2.1	ABAQUS/Standard	48
III.3.2.2	ABAQUS/Explicit	48
III.3.3	Les Modules du logiciel ABAQUS CAE	49
III.4	Présentation du problème.....	50
III.4.1	Matériaux utilisés pour inserts	51
III.4.2	Logiciel utilisé	51
III.4.3	Présentation générale.....	51
III.4.4	Résultats et discussions.....	65

III.5	CONCLUSION	68
III.6	Références bibliographiques.....	69

CHAPITRE I

I-1 : Biomatériaux dans un corps.....	6
I-2 : Module de Young de différents biomatériaux en fonction de la porosité... ..	9
I-3 : Classification des biomatériaux	10
I-4 : Cupule en zircon	11
I-5 : Cupule en alumine	12
I-6 : schéma d'un polymère à liaisons croisées.....	13

CHAPITRE II

II-1 : Présentation schématique d'une PTH.....	22
II-2 : Schéma d'une prothèse totale de hanche et des différentes parties de la prothèse.....	23
II-3 : Luxation d'une prothèse de hanche.	26
II-4 : Descellement de la tige ; a) cimentée. b) non cimentée	27
II-5 : Courbe contraintes (en ordonnées)/ déformations (en abscisse) du polymère....	29
II-6 : Montre l'usure linéaire chiffrée sur la radiographie d'une cupule cotyloïdienne d'une Prothèse totale de hanche (en ordonnée), en fonction des années postopératoire (en abscisse)	30
II-7 : Montre l'usure linéaire d'une prothèse totale de hanche telle qu'elle peut apparaître sur une radiographie de face.....	30
II-8 : Cupule en polyéthylène provenant d'une PTH ayant fonctionné plus de 10 ans ..	31
II-9 : Diagramme de Schaeffler	33

CHAPITRE III

III-1 : code de calcul par éléments finis.....	46
III-2 : Structure d'une analyse ABAQUS.....	48
III-3 : la première fenêtre de l'interface ABAQUS.....	51
III-4 : module part.....	52

LISTE DES FIGURES

III-5 :	la géométrie de cupule.....	52
III-6 :	La géométrie de tête fémorale.....	53
III-7 :	Propriété mécanique de Cupule.....	53
III-8 :	Propriété mécanique de tête fémorale.....	54
III-9 :	Les propriétés des matériaux (Section, solide, homogène).....	54
III-10 :	Créates Instance des parties.....	55
III-11 :	Assemblages des parties.....	56
III-12 :	Créates step.....	57
III-13 :	Etape de calcul des parties assemblées	57
III-14 :	créates interaction	58
III-15 :	Interaction de la pièce.....	58
III-16 :	la force appliquée sur la PTH.....	59
III-17 :	create load	60
III-18 :	Conditions aux limites et chargement des parties.....	61
III-19 :	module mesh.....	62
III-20 :	Maillage utilisé.....	63
III-21 :	Module job.....	64
III-22 :	Visualisation de la pièce.....	64
III-23 :	Etat initiale de visualisation	65
III-24 :	Déformation de la pièce	65
III-25 :	Concentration des contraintes	66
III-26 :	Résultat de modélisation	67

CHAPITRE I

I-1 : Quelques domaines d'application des biomatériaux **7**

CHAPITRE II

II-1 : Composition chimique de l'acier X2CrNiMo17-12-2 (316L)..... **32**

II-2 : Propriétés physiques et thermiques en fonction de la température de l'acier 316L..... **34**

II-3 : Caractéristiques mécaniques de l'acier austénitique 316L aux basses températures..... **34**

II-4 : taux de fracture des couples céramique-céramique et céramique-polyéthylène.. **36**

II-5 : Principales propriétés de l'alumine et de la zircone..... **38**

II-6 : couples têtes/insert actuellement utilisés et avantages et inconvénients..... **40**

CHAPITRE III

III-1 : Caractéristique mécanique des matériaux utilisés..... **51**

INTRODUCTION

Les premiers biomatériaux implantés n'étaient pas spécialement adaptés, à l'origine, pour un long séjour en milieu biologique ; ces matériaux étaient au mieux bio tolérés et pouvaient avoir, à long terme, des effets néfastes sur l'organisme.

La plupart des biomatériaux utilisés aujourd'hui viennent d'autres secteurs d'activité et une importante part du travail des laboratoires biologiques consiste à évaluer des matériaux existants, parfois modifiés, de façon à remplir leurs nouvelles fonctions. Des procédures d'évaluation in vitro sur des systèmes de culture cellulaire ou in vivo ont été développées, mais bien des progrès restent à faire dans ce domaine, notamment en ce qui concerne la compréhension des interactions entre biomatériaux et milieu vivant. [1]

Nous allons présenter, dans ce chapitre, le contexte de l'étude. Il porte sur la dégradation des matériaux constituant un type d'implants orthopédiques, i.e. les prothèses de hanche (Composants de prothèse totale de hanche, Types des prothèses, Couples de frottement, problèmes liés à l'usure mécaniques des prothèses totales de hanche).

Dans un premier sous-chapitre, nous essayerons de faire le tour sur les définitions de base de la science des biomatériaux, quelques domaines d'applications des biomatériaux (Chirurgie Orthopédique, Endocrinologie, Cardiovasculaire, Ophtalmologie, Odontologie et Stomatologie, Urologie et Néphrologie) et quelques procédés d'élaboration (frittage, coulée, forgeage, usinage, injection, projection plasma, etc...).

Dans le deuxième et le troisième sous-chapitre on a étudié les notions de biocompatibilité, leur type (structurale et surfacique), et les classes des matériaux biologiques utilisées dans la médecine, (Les métaux et les alliages métalliques ; les polymères et la matière 'molle' ; les céramiques au sens large ; les matériaux d'origine naturelle).

I.1 GENERALITES SUR LA SCIENCE DES BIOMATERIAUX

I.1.1 La science des biomatériaux

La science de biomatériaux s'adresse à la fois aux processus de diagnostic, et aussi aux méthodes thérapeutiques. En incluant à la fois des renseignements du domaine de la biologie, de la physique, de la chimie, et aussi du domaine de génie et celui médical, la science des biomatériaux doit parcourir certaines étapes pour la facilitation de l'utilisation clinique des biomatériaux. Les plus importantes étapes qui devraient être parcourues pour que les biomatériaux soient intégrés dans les dispositifs médicaux sont (1) conception et création des biomatériaux; (2) test in vitro; (3) test vivo sur les animaux et puis sur les gens; (4) l'approbation pour l'utilisation clinique; (5) la production, le développement et la commercialisation industrielle des biomatériaux. [2]

I.1.2 Les biomatériaux

La préservation de l'intégrité corporelle, la réparation des lésions tissulaires et la mise au point de systèmes visant à pallier les déficiences fonctionnelles ont conduit à l'utilisation de matériaux non-vivants au contact de l'organisme. Ces procédures déjà utilisées dans l'antiquité ont amené à définir beaucoup plus récemment le concept de biomatériau [3]. Il n'existe pas une seule définition totalement satisfaisante des biomatériaux. Nous pouvons en retenir deux :

1- matériaux non vivants utilisés dans un dispositif médical destiné à interagir avec les systèmes biologiques [4].

2- tout matériau, naturel ou non, comprenant tout ou partie d'une structure vivante ou d'un appareil biomédical qui exécute ou remplace une fonction naturelle [5].

La définition d'un biomatériau n'inclut pas uniquement les biomatériaux artificiels qui sont construits à base de métaux ou de céramiques. Un biomatériau peut aussi être une autogreffe, allogreffe ou xélogreffe utilisée comme une transplantation de matériaux.

Au-delà de toute définition, la notion de biomatériau est entièrement contenue dans la nécessité de prise en compte du contact de ce matériau avec des tissus ou fluides vivants (sang, synovie, etc...), selon des normes ISO définies.

I.1.3 Impact et utilisation des biomatériaux

La figure I.1 suivante montre les points concernés par l'implantation d'un biomatériau dans un corps humain.

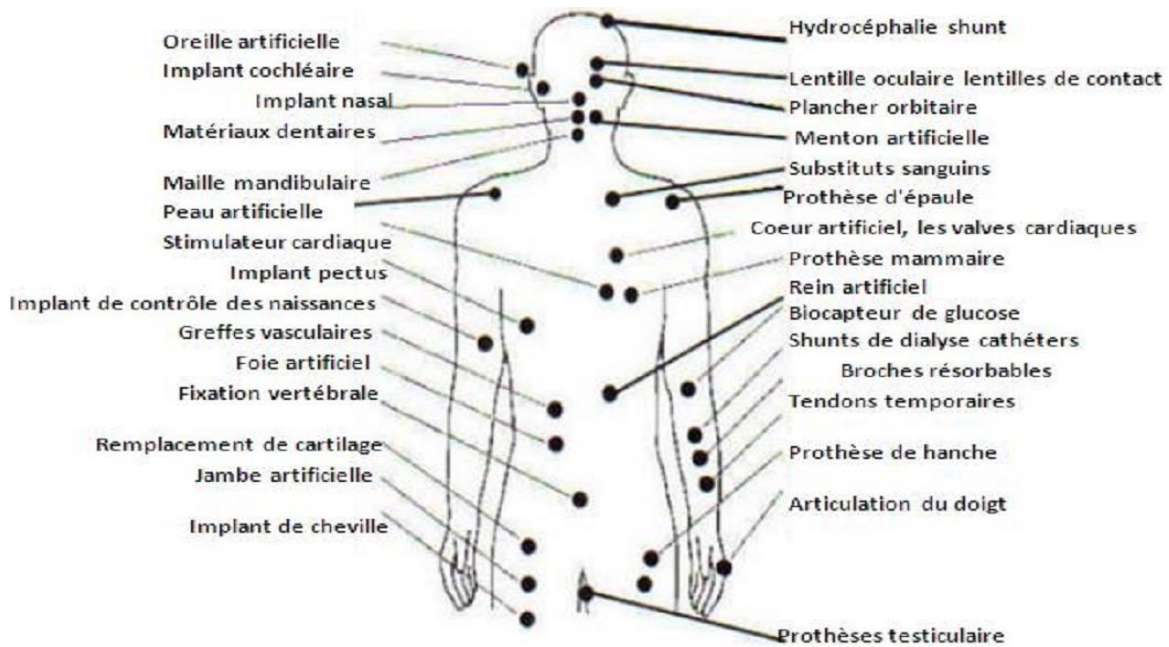


Figure I.1 : Biomatériaux dans un corps [1].

Nous avons paru ainsi utile de rappeler quelques définitions pour mieux cerner ce vaste domaine et ses applications (Tab I.1), et présenter ensuite quelques axes récents sur les recherches en biomatériaux pour prothèses totales de hanche.

Tableau I.1 : Quelques domaines d'application des biomatériaux [6].

Catégories	Domain d'application
Chirurgie Orthopédique	Prothèses articulaires (hanche, coude genou, poignet), orthèses, ligaments, et tendons artificiels, cartilage, matériel de remplacement ou comblement osseux, chirurgie de rachis, réparation de fractures (vis, plaques, clous, broches),
Endocrinologie	Pancréas artificiel, pompes portables et implantables
Cardiovasculaire	artificiel, assistance ventriculaire, stimulateurs cardiaques, prothèses et end prothèses (stents) vasculaires, matériels pour angioplastie lésionnelle, cathéters
Radiologie et imagerie	Produits de contraste, produits pour emboisements, produits pour radiologie interventionnelle
Chirurgie plastique et reconstructive	Matériaux et implants pour chirurgie esthétiques, drains de chirurgie colles tissulaires, peau artificielle, structures résorbables
Ophthalmologie	Implants, lentilles, coussinets de récupération, produits visqueux de chambre postérieure
Odontologie et Stomatologie	Matériaux de restauration, comblement dentaire et osseux, traitements prophylactiques, orthodontie, traitement du parodonte et de la pulpe, Implants, reconstruction maxillo-faciale
Urologie et Néphrologie	Dialyseurs, poches, cathéters et tubulures pour dialyse, rein artificiel Portable, prothèse, matériaux pour l'incontinence.

I.1.4 L'élaboration des biomatériaux

Les procédés d'élaboration et de mise en forme des matériaux biologiques sont très divers en raison de la multitude des produits proposés. Comme pour tous les domaines récemment explorés, les modes de mise en forme des biomatériaux sont inspirés de ceux propres à d'autres domaines (frittage, coulée, forgeage, usinage, injection, projection plasma, etc.). Une attention particulière est portée à la présence d'impuretés ou à toutes formes de contamination ou de pollution qui peuvent avoir, même à de faibles concentrations, une grande influence sur le comportement biologique. Ainsi la stérilisation est une étape obligatoire. Différents procédés sont proposés mais l'irradiation aux rayons gamma sur le matériau préemballé est aujourd'hui recommandée (norme NF/EN 552/A2) [7].

I.2 LA BIOCOMPATIBILITE

I.2.1 Introduction

La récente prise de conscience (*depuis environ 30 ans*) qu'il n'y a pas de matériau complètement inerte dans le corps humain a conduit à définir le concept de biocompatibilité. En effet, la biocompatibilité des matériaux prothétiques humains a longtemps été réduite à l'absence de processus de corrosion et de dégradation. La biocompatibilité apporte les bases d'une appréciation de la sûreté et de l'efficacité à long terme d'un matériau dans la situation thérapeutique envisagée.

Inhérente à l'aspect de contact, la notion de biocompatibilité est essentielle dans le domaine des biomatériaux. Aussi, il peut être intéressant de distinguer la biocompatibilité structurale et celle des surfaces bien que ces deux notions soient souvent intimement liées [8].

I.2.2 Définition

L'étude de compatibilité biologique d'un matériau consiste à étudier les mécanismes interactifs existants entre un biomatériau et le milieu biologique environnant. Plusieurs définitions permettent de clarifier le mot biocompatibilité :

Lors d'une conférence de consensus réunie en Grande Bretagne par *Williams* en 1992, la biocompatibilité a été définie comme « *la capacité d'un matériau à être utilisé avec une réponse appropriée de l'hôte pour une application spécifique* » [9].

Exbrayat propose en 1998 une définition plus détaillée : « *la biocompatibilité d'un matériau est l'ensemble des interrelations entre ce matériau et le milieu environnant, et leurs conséquences biologiques locales ou générales, immédiates ou différées, réversibles ou définitives* ». Mais il précise la difficulté d'appréhender la biocompatibilité à la fois expérimentalement et cliniquement [10].

I.2.3 Les différents types de biocompatibilité

I.2.3.1 La biocompatibilité structurale

La biocompatibilité structurale résulte d'une "*adéquation entre toutes les propriétés de la structure du matériau et les systèmes biologiques*". Si la forme de l'implant apparaît comme un critère évident, son obtention peut nécessiter un processus particulier (forgeage ou coulée des métaux, conditions de frittage des céramiques, paramètres d'injection des polymères,...)

susceptible d'influencer les caractéristiques mécaniques du matériau (raideur, résistance mécanique et résistance à la fatigue) [11].

En effet, à l'interface biomatériau/os, le transfert des contraintes occasionne localement leurs modifications à la fois quantitativement et qualitativement. Or, il a été montré que les ostéoblastes se trouvant en traction stimulent la production de calcium et favorisent ainsi l'ostéo intégration, alors qu'à l'inverse, celles situées en compression meurent et par conséquent ramollissent la structure osseuse.

Un tel phénomène, dû à la différence entre les modules d'élasticité E des implants massifs et de l'os, peut avoir comme conséquence le déchaussement de l'implant. C'est pourquoi, afin d'éviter une telle fin, il convient d'abaisser le module E de l'implant à celui de l'os (concept d'iso élasticité), ou au moins de développer une continuité d'élasticité de l'implant vers l'os [12].

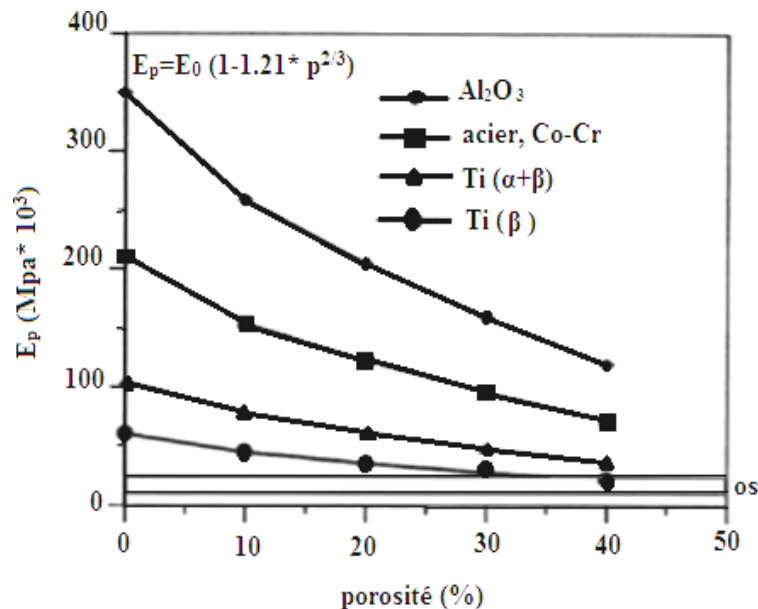


Figure I-2 : Module de Young de différents biomatériaux en fonction de la porosité [12].

I.2.3.2 La biocompatibilité des surfaces

La biocompatibilité des surfaces sous-entend la compatibilité, du point de vue topographique et biochimique, entre le biomatériau et les cellules environnantes. En d'autres termes, elle définit la capacité de la surface de l'implant favoriser ou empêcher l'adhésion et le développement cellulaire. De manière synthétique, il apparaît qu'une phase rapide de liaisons non spécifiques entre les cellules et le matériau (*liaisons ioniques ou de type Vander Waal*) précède une phase d'adhésion plus lente impliquant diverses protéines (protéines de la matrice extracellulaire d'une part, et protéines du cytosquelette d'autre part) qui par leur interaction, induisent l'expression de nouvelles protéines qui favorisent l'ancrage définitif des cellules. [13]

I.3 Classes des biomatériaux

I.3.1 Introduction

Les différents types de biomatériaux La nature (métaux, greffes d'origine biologique, céramiques,...), les applications biomédicales (prothèses, revêtements prothétiques, comblements de défauts osseux,...) et les propriétés des biomatériaux (stabilité à long terme de l'implant, dégradation contrôlée,...) sont très diverses [14]. Il existe donc une grande diversité de biomatériaux que l'on peut classer en quatre grandes catégories suivant leur nature (Fig. I.3) :

- Les biomatériaux métalliques ;
- Les biomatériaux céramiques ;
- Les biomatériaux à base de polymères de synthèse ;
- Les biomatériaux d'origine naturelle.

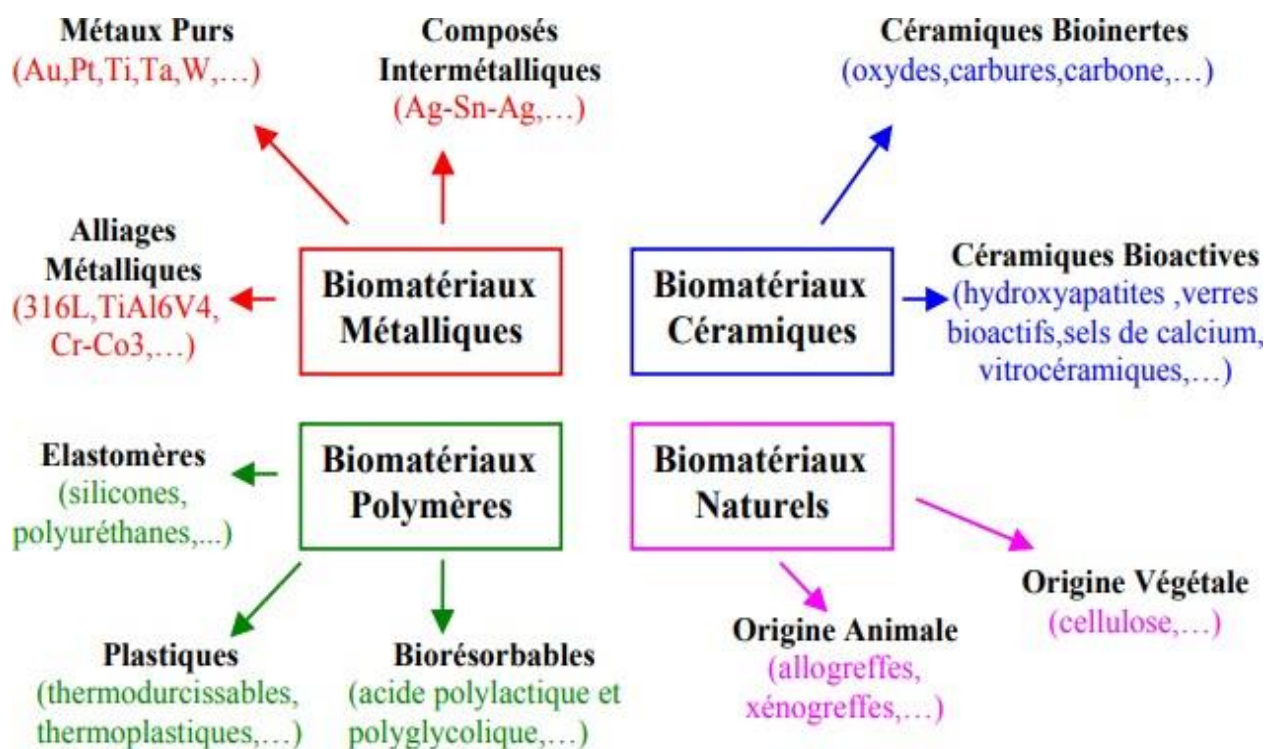


Figure I-3 : Classification des biomatériaux [15].

I.3.2 Les Céramiques

Le terme céramique recouvre des matériaux non métalliques, non organiques, qui lors de leur préparation subissent un traitement en température appelé frittage. On classe parmi les céramiques de nombreux produits chimiquement très différents [16].

I.3.2.1 Les classes des céramiques utilisées dans la médecine

Les céramiques utilisables en chirurgie sont appelées biocéramiques. Suivant leur niveau de réactivité et leur vitesse de dégradation dans l'organisme, on distingue :

I.3.2.1.1 Les céramiques inertes

Essentiellement représentées par l'alumine (Al_2O_3) et la zircone (ZrO_2) partiellement stabilisés. Elles sont insolubles en milieu physiologique.

a) La zircone (ZrO_2)

La zircone est le nom commun de l'oxyde de zirconium (ZrO_2). La zircone est un matériau résistant à l'usure utilisé dans de nombreuses applications. Après cuisson et frittage, il peut être travaillé seulement sur des outils diamantés.

La zircone est sur beaucoup de points semblables à l'alumine, mais offre une résistance à la rupture sensiblement supérieure. Elle est particulièrement indiquée dans les applications où la force mécanique de l'alumine n'est pas suffisante.



Figure I-4 : Cupule en zircon. [17]

b) L'alumine (Al_2O_3)

L'alumine est le nom commun de l'oxyde d'aluminium (Al_2O_3) qui a des propriétés remarquables comme la bonne tenue mécanique aux températures élevées, une grande dureté, une bonne résistance à l'usure et une inertie chimique.



Figure I.6 : Cupule en alumine. [17]

I.3.2.1.2 Les céramiques réactives (résorbables ou non)

Les céramiques réactives non résorbables sont très peu solubles. Les plus intéressantes à l'heure actuelle sont l'hydroxyapatite ($\text{Ca}_{10} [\text{PO}_4]_6[\text{OH}]_2$) et les bioverres à base de SiO_2 , P_2O_5 , CaO . Les céramiques réactives résorbables sont très solubles au PH de l'organisme et disparaissent en quelques semaines. Le principal représentant de ce type de céramiques est le phosphate tricalcique $\text{Ca}_3(\text{PO})_2$.

I.3.3 Polymères

Un polymère est constitué de molécules géantes produites par la répétition d'une molécule de base ou monomère. Le nombre de monomères peut aller de quelques centaines à quelques milliers d'unités par molécule géante. Un polymère peut être fait d'un seul type de monomère ou de deux types de monomères, dans ce cas on parle de copolymère. [18]

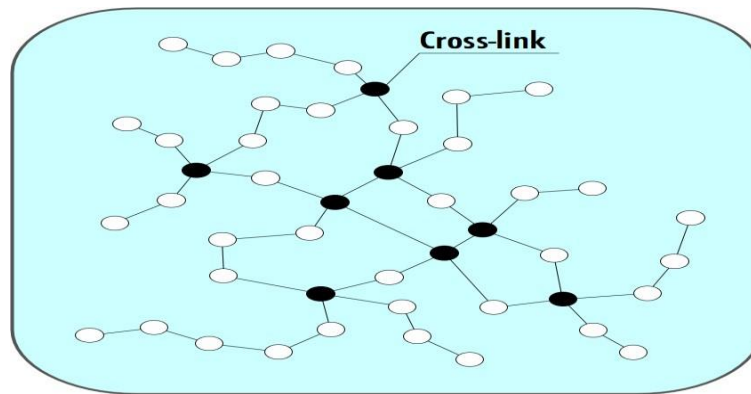


Figure I.7 : schéma d'un polymère à liaisons croisées [19].

1.3.3.1 polymères fonctionnels

C'est-à-dire susceptibles d'avoir une fonction chimique particulière à l'interface matériau tissu vivant, à savoir par exemple la capacité d'interaction avec les ostéoblastes (et/ou les fibroblastes) qui favorise la repousse osseuse ou ligamentaire. Ceci est envisagé par la fixation sur le polymère de groupements ionisés tels qu'orthophosphate, carbonate, carboxylate, etc. La "fonctionnalité" peut notamment être obtenue par la modification de l'état de surface du polymère par implantation ionique ou par greffage de substances fonctionnelles

1.3.3.2 polymères résorbables

Les polymères résorbables, Aujourd'hui, on s'oriente vers l'utilisation de matériaux dits biorésorbables. En effet, les implants permanents dans l'organisme occasionnent le plus souvent une inflammation chronique correspondant à la réponse de l'organisme au corps étranger. Elle se traduit par la formation d'une couche de tissu fibreux peu vascularisée. La biorésorbabilité de certains polymères permet de s'affranchir de la seconde opération chirurgicale liée au retrait de l'implant. Enfin les polymères sont des matériaux radiotranslucides, permettant ainsi le suivi médical par imagerie. Un polymère est dit biorésorbable. S'il est susceptible après implantation dans l'organisme d'être totalement dégradé sous forme de produits simples, éliminés par les voies métaboliques. La biodégradabilité des polymères est liée à la présence de liaisons chimiques hydrolysables. Par ordre décroissant de vitesse de dégradation [20].

Des exemples de polymères biorésorbables sont les copolymères d'acide lactique et d'acide glycolique qui sont utilisables en chirurgie orthopédique traumatologique, ou les polyanhydrides qui sont utilisés dans les formes retard de médicaments [21].

I.3.4 Matériaux d'origine naturelle

Le souci de biocompatibilité des implants a orienté les chercheurs vers des matériaux logiquement biocompatibles puisque d'origine naturelle. Parmi ces matériaux, les plus courants sont : les tissus biologiques, valves porcines, carotide de bœuf ...

Les applications existantes ou envisageables de ces matériaux d'origine naturelle sont très nombreuses : *Cosmétologie et chirurgie esthétique, pansements et éponges hémostatiques, implants oculaires et pansements ophtalmologiques, reconstitution de tissus ou peau artificielle (derme)* [1].

I.3.5 Métaux et alliages métalliques

Les métaux et les alliages métalliques présentent une grande dureté, une grande résistance à la fatigue et une surface finale de faible rugosité avec une grande tolérance. Actuellement, on retrouve trois alliages métalliques d'utilisation courante dans le domaine des prothèses de hanche ; l'acier inoxydable, l'alliage Chrome-cobalt et l'alliage de titane.

Ces matériaux présentent un comportement corrosif dans le milieu physiologique, de ce fait, la réduction du taux de corrosion est indispensable pour ne pas endommager la fonction mécanique de l'implant ou provoquer des réactions biologiques défavorables. La passivation de ces métaux se réalise par l'accumulation d'une couche d'oxyde sur la surface du métal

Les développements récents des biomatériaux; céramiques ou polymères pourraient donner une forte impression, mais fausse, qu'il n'y a pas d'avenir pour les biomatériaux métalliques. En fait, si les céramiques et les polymères présentent des caractéristiques intéressantes, ils souffrent néanmoins de lacunes, spécialement dans leurs propriétés mécaniques. C'est pour cette raison qu'il demeure important de penser en terme de biomatériaux métalliques, pour lesquels le savoir-faire en matière de modulation des propriétés mécano-chimiques peut être utilisé afin de compenser leurs faiblesses [22].

I.3.5.1 Métaux purs

Les métaux purs fréquemment utilisés sont :

a) **Le fer** : manque de résistance à la corrosion et présente à l'état isolé un cytotoxique certain (qui disparaît lorsqu'il est mis en alliage). Il faut noter que pour la fixation des fractures, les ligatures à base de fil de fer ont été les premières utilisées et décrites déjà par *Fabricius*.

b) **Le cuivre** : est hautement cytotoxique et manque des propriétés mécaniques nécessaires.

c) *Le nickel*: a été considéré pendant de longues années comme intéressant en couche mince en particulier, *Lambrotte* de Bruxelles recommandait l'utilisation d'acier nickelé en 1909. En 1924 *Zierold* a reconnu que si le nickel provoquait une légère irritation des tissus, il déclenchait en revanche une accélération de l'ostéogenèse. Mais la démonstration d'effets carcinogènes et allergisants l'ont fait tomber en défaveur dans ce type d'application.

d) *L'argent* : a été utilisé avec succès pour la fixation des fractures. Il n'est pas toxique pour l'os, mais sa limite élastique est insuffisante. En implantation intramusculaire, il provoque une réponse locale similaire à celle produite par l'acier inoxydable, avec une légère réaction inflammatoire au début et une épaisse capsule collagénique vasculaire après 5 mois (actif chimiquement).

e) *L'or* : a été utilisé par *Petronius* dès le *XVI^e siècle* pour la réparation des fentes palatines. Sa ductilité est élevée. Mais, bien qu'il soit résistant à l'attaque par l'environnement biologique, ses très médiocres propriétés mécaniques le font écarter des matériaux destinés à l'implantation. [23]

I.3.5.2 Alliages métalliques

De nos jours, les biomatériaux métalliques sont spécialement utilisés en dentisterie (plombage, prothèses, pièces de dentiers), en orthopédie (clous, vis, plaques, articulations) et aussi dans les instruments chirurgicaux [24].

Les alliages métalliques utilisés en arthroplastie se subdivisent en trois groupes :

I.3.5.2.1 Les alliages cobalt-chrome

Les alliages cobalt-chrome [25] sont principalement utilisés en chirurgie cardiovasculaire et orthopédique [26] (ex : Vitallium : Co-Cr :28%, Mo : 6%, Ni : 2%). La formulation des alliages Co-Cr est directement liée aux procédés de fabrication. En effet, si la présence de carbone (<0.35%) améliore la coulabilité des alliages, elle doit être minimisée dans le cas d'alliages forgés du fait de la formation de carbures qui réduisent la ductilité du matériau. Une teneur en Cr voisine de 25-30% confère aux alliages Co-Cr une bonne résistance à la corrosion du fait de la formation spontanée d'une couche superficielle d'oxyde stable Cr_2O_3 alors que l'addition de 4 à 7.5 % de Mo ou de Ni provoque un durcissement par substitution (dû aux différences des rayons atomiques avec le Co).

Toutefois, il a été remarqué, dans les zones d'implants soumises à des frottements, l'arrachement de particules (0.5-35 μm) contenant des ions toxiques Cr^{6+} et Co^{2+} [27] susceptibles de conduire au relâchement spontané des tissus entourant la prothèse.

I.3.5.2.2 Les alliages à base nickel

Les alliages Ni-Cr ont longtemps été appréciés pour la confection de prothèses dentaires, [28] du fait de la ductilité de ces alliages à base de Ni qui les rendait facile à travailler. Toutefois, si l'addition de Cr (< 12%) et de Mo permet d'améliorer la résistance à la corrosion, la couche de passivation devient instable en présence d'acide. Les matériaux à base nickel ainsi susceptibles d'être sujets à la corrosion fissurant sont dorénavant peu employés. Certains alliages Ni-Ti [29] présentent l'intérêt exceptionnel de la mémoire de forme. Une application spectaculaire concerne la fabrication de filtres sanguins qui, injectés dans une veine sous forme compacte, se déploient au cours de la mise en équilibre thermique dans l'organisme. Malgré une amélioration de la résistance à la corrosion liée à la formation d'une couche stable de TiO₂, ces alliages restent utilisés pour des implantations de courte durée d'application, ou dans le cas d'utilisation extracorporelle comme les actionneurs d'orthèses dynamiques programmables [30].

I.3.5.2.3 Les alliages à base titane

Le titane et ses alliages sont largement utilisés, en raison de leurs propriétés intéressantes, en particulier leur excellente résistance à la corrosion du fait d'une grande inertie chimique, associée à une faible densité comparativement à l'acier. Ils possèdent de plus de bonnes caractéristiques mécaniques ainsi que des températures de fusion relativement élevées. De fait, ce sont des matériaux qui trouvent de larges applications dans les domaines aéronautique et spatial ainsi que dans l'industrie automobile, spécialement l'alliage Ti6Al4V. On les utilise également dans les réacteurs chimiques en raison de leur inertie vis-à-vis de nombreux milieux agressifs tels que les milieux chlorurés.

De plus, grâce à leur biocompatibilité avec les tissus humains, les alliages de titane constituent des matériaux de choix en orthopédie et en implantologie (prothèse de la hanche, implants dentaires, visserie chirurgicale,...). Tant dans l'eau de mer que dans le corps humain, son excellente tenue à la corrosion est due à la formation d'une couche naturelle autopassivante et autorégénérative d'oxyde de titane de quelques dizaines d'angströms d'épaisseur. [31]

I.3.5.2.4 Aciers inoxydables

Les aciers inoxydables jouent un grand rôle dans d'innombrables domaines : vie quotidienne, industrie mécanique, agroalimentaire, chimie, transports, médecine, chirurgie, etc. Ce sont des aciers, alliages de fer et de carbone, auquel on ajoute essentiellement le chrome qui, au-delà de 12 à 13 %, produit la résistance souhaitée à l'oxydation.

D'autres éléments peuvent être ajoutés, notamment le nickel qui améliore les propriétés mécaniques en général et la ductilité en particulier, et d'autres éléments comme le molybdène ou le titane qui améliore la stabilité de l'alliage pour des températures autres que l'ambiante ainsi que des éléments à hauts points de fusion comme le vanadium et le tungstène accompagné en général d'une augmentation de la teneur en chrome, pour obtenir la résistance aux hautes températures au contact d'une flamme (aciers réfractaires).

Le choix d'un acier inoxydable est basé sur une série de critères dont certains sont en relation directe avec son excellente résistance à la corrosion. Cette propriété donne au matériau inoxydable une durée de vie quasi exceptionnelle dans la très grande majorité de milieux et donc des applications [32].

I.4 CONCLUSION

Nous avons reporté dans ce chapitre, quelques aspects généraux sur les différents biomatériaux ont été brièvement recensés, les définitions de base de la science des biomatériaux, quelques domaines d'applications des biomatériaux, les notions de biocompatibilité et les classes des matériaux biologiques utilisées dans la biomécanique.

I.5 Référence bibliographique

- [1] Iken M, Boutamine H, « *Etude métallurgiques et tribologique d'une prothèse totale de hanche (PTH) en alliage à base de titane : ti-6al-7nb* », mémoire master, Université d'Abbes Laghrour, Khenchela, (2016).
- [2] B. D. Ratner, A. S. Hoffman, F. J. Schoen, J. E. Lemons (2013) *Biomaterials Science: An Evolving, Multidisciplinary Endeavor* in B. D. Ratner, A. S. Hoffman, F. J. Schoen, J. E. Lemons (Eds.) *Biomaterials Science. An Introduction to Materials in Medicine*, 3rd Edition, Academic Press, Elsevier Inc.
- [3] K. Biotteau, " *Elaboration et caractérisation de composites Alumine/Zircone pour application orthopédique* ". INSA de Lyon, France, (2012). <https://tel.archives-ouvertes.fr>
- [4]. La Conférence de Chester de la Société Européenne des Biomateriaux en 1986 : averousl.free.fr/fichiers/Bio-materiaux.pdf
- [5]. B.D. Ratner, A.S. Hoffman, F.J. Schoen and J.E. Lemons. *Biomaterials Science - An Introduction to Materials in Medecine*, Eds. Elsevier Academic Press, 2nd edition, 2004
- [6] A. Mokaddem, A. Boutaous, Cours en ligne, " *Structures et Propriétés des Biomateriaux*". U.S.T.H.B (2015).
- [7] C. Wirth, " *Influence de l'état de surface de l'alliage nickel-titane sur le comportement cellulaire*". Thèse, Ecole Pratique Des Hautes Etudes, Sciences de la Vie et de la Terre.
- [8] B. Rahal, " *Elaboration d'un biomateriau à base de titane par frittage et sa caractérisation électrochimique en comparaison avec un implant classique* ". Thèse, université d'Annaba (2009).
- [9] M. Fellah, O. Assala, M. labaz, I. ALAIN, " *Comportement électrochimique de deux prothèses totales de hanche en acier AISI 316L et en alliage de Ti-6A-7Nb*". Congrès Matériaux, Fédération Française des Matériaux (FFM) Montpellier, France (24-28 novembre 2014).
- [10] M. Fellah, " *comportement métallurgie et tribologique d'une prothèse totale de hanche en acier AISI 316l* ". Mémoire de magister Annaba janvier (2010).
- [11] Y. Li, L.J. Rong, Y.Y. Li et V.E. Gjunter, " *Synthesis of porous Ni-Ti shape-memory alloys by self-propagating high-temperature synthesis: reaction mechanism and anisotropy in pore structure*". *Acta Materialia*. 48 (2000), 3895-3904.

- [12] M. FELLAH, ABDUL SAMAD Mohammed, LABAÏZ Mohamed, ASSALA Omar, «*Sliding friction and wear performance of the nano-bioceramica-Al₂O₃ prepared by high energymilling* ». Tribology International, 91 (2015)151-159
- [13] M. FELLAH, « *Hot isostatical pressing of the nano-bioceramica-Al₂O₃, Improvement of mechanical proprieties* ». Proceedings of the 14th International Conference on Tribology SERBIATRIB'15, published by Serbian Tribology Society, Kragujevac. Edited by A. Vencel (13-15 Mai 2015) 485-498 <http://tribolab.mas.bg.ac.rs/proceedings.html>
- [14] S. F. Hulbert, L. L. Hench, D. Forbers and L. S. Bowman, History of bioceramics, Ceramics International, Volume 8, Issue 4, October-December 1982, p. 131-140
- [15] Mourad ARIOUA. « *ELABORATION ET CARACTERISATION D'UN SUBSTITUT OSSEUX POREUX A BASE DE VERRE BIOACTIF* ». L'INSA de LYON, (2007).
- [16] A. Milles, « *Les biomatériaux propriétés, applications et perspectives* ». Mémoire d'ingénieur d'état, Université de BATNA, (2007).
- [17] N.T.C. Oliveira, E.A. Ferreira, L.T. Duarte, S.R. Biaggio, et Al, « *Corrosion resistance of anodic oxides on the Ti-50Zr and Ti-13Nb-13Zr alloys* ». Electrochemical Acta, 51 (2006) 2068-2075.
- [18] Y. Li, L.J. Rong, Y.Y. Li et V.E. Gjunter, « *Synthesis of porous Ni-Ti shape-memory alloys by self-propagating high-temperature synthesis: reaction mechanism and anisotropy in pore structure* ». Acta Materialia. 48 (2000), 3895-3904
- [19]. Verrier S, Blaker JJ, Maquet V, Hench LL, Boccaccini AR. PDLA/Bioglass® composites for soft-tissue and hard-tissue engineering: an in vitro cell biology assessment.. Biomaterials 2004, 25:3013-3021.
- [20] Techniques de l'ingénieur, Traité Matériaux non métalliques - A2010 et A 2011 «*Céramiques à usages mécaniques et thermomécaniques* » Jean Denape Paris, 1996.
- [21] J.-M. Poujade, C. Zerbib. D. Serre. Céramiques dentaires. EMC-Dentisterie. (2004), 101-117
- [22] **Guillemot F.**, Etude métallurgique d'alliages de titane pour applications biomédicales. Thèse de doctorat en science des matériaux. Institut national des sciences appliquées de Rennes, **2000**
- [23] N. Passuti, M. Baquey, M. Guillot, M. Reach, « *Les biomatériaux* ». Fondations pour la recherche medicale. (2000), 1. www.frm.org.

- [24] Schmidt, Comportement des matériaux dans les milieux biologiques traité des matériaux. Presses Polytechnique et Universitaires. Romandes, **1999**, (7).
- [25] C. Wirth, « *Influence de l'état de surface de l'alliage nickel-titane sur le comportement cellulaire* ». Mémoire magister Présenté dans Ecole pratique des hautes études sciences de la Vie et de la Terre. (2004).
- [26] A. Blaga, « *Propriétés et comportement des matières plastique* ». Archivé CBD-157-F http://irc.nrc-cnrc.gc.ca/pubs/cbd/cbd157_f.html.
- [27] H.F. Hildebrand & J.C. Hornez, « *Biological response and biocompatibility* ». Metals as Biomaterials. éd. Wiley and Sons. (1998), 265-290
- [28] G. Nicolas, D. Geiger, C. Oddou, C. Hamonet, « *Des fils d'alliages à mémoire de formes utilisés comme actionneurs d'orthèses dynamiques programmables* », Proceedings du Colloque Mécano-Transduction. (2000), 123-130.
- [29] H.J. Breme, V. Biehl et J.A. Hielsen, « *Metals and implants* ». Metals as Biomaterials, éd. Wiley and Sons. (1998), 36-71.
- [30] B. Gelas, M. Armand, L. Seraphin, R. Tricot, « *Titane et alliages de titane* », Techniques de l'Ingénieur, M 557, (1976).
- [31] J.H. Qiu, « *Passivity and its breakdown on stainless steels and alloys* ». Surface and Interface Analysis. 33 (2002), 830-833
- [32] C- E.B. Marino, L-H.Mascaro, "*E.I.S. characterization of a Ti-dental implant in artificial saliva media-Dissolution process of the oxide barrier*", Journal of Electroanalytical Chemistry. 568 (2004), 115-120.

II. PROTHESES TOTALES DE HANCHE

II.1 Introduction

Le mot prothèse désigne un objet une pièce mécanique implantée à l'intérieur du corps vivant. Cette prothèse est destinée à remplacer et restaurer une fonction mécanique défectueuse dans l'organisme. [1]

Une prothèse totale de hanche (PTH) remplace l'articulation du bassin, elle se compose de deux parties :

- Une pièce remplace la cotyle située sur le bassin
- Une autre pièce remplace la partie de l'articulation constituée par l'extrémité supérieure du fémur.

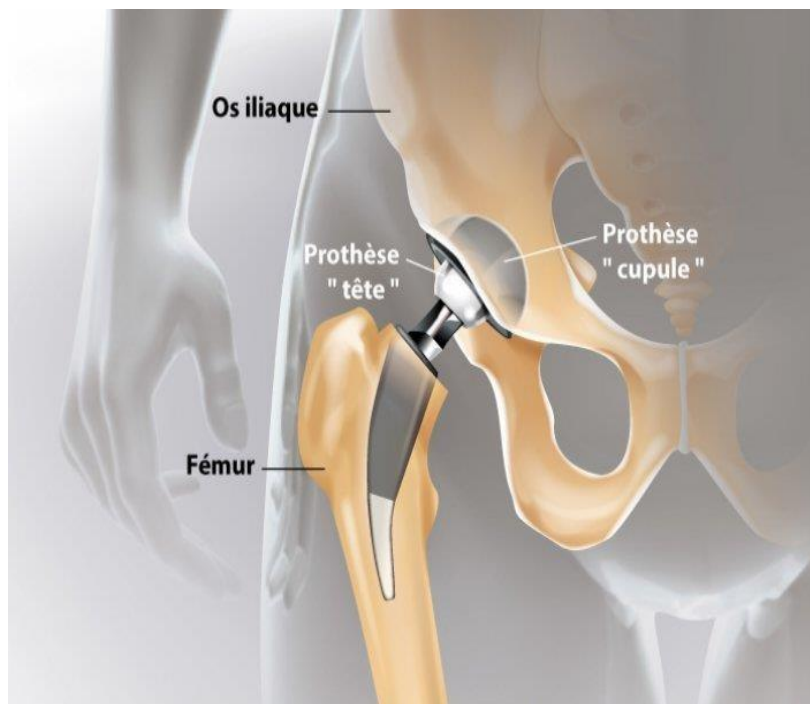


Figure II-1 : Présentation schématique d'une PTH. [1]

II.2 Composants de prothèse totale de hanche

Une *PTH* se compose de 3 parties : la cupule, la tige fémorale, et la tête fémorale intercalée entre la cupule et la tige.

La cupule : Il s'agit d'une pièce creuse qui est scellée dans le bassin recevant la tête prothétique. Elles peuvent être cimentées ou non cimentées avec différentes techniques des scellements.

La tête fémorale : c'est l'extrémité de la prothèse fémorale qui s'articule avec la cupule pour former l'articulation prothétique. Elle peut être indépendante de la tige ou non. On les différencie par leur diamètre : 22mm, 38mm, 32mm et leurs compositions (couple de frottement).

La tige fémorale : partie basse de la PTH c'est celle qui prend en charge les contraintes. Elle est introduite dans le fémur après préparation de celui-ci. Elle peut être scellée dans le fémur à l'aide de ciment acrylique, c'est le cas des tiges dites droites, ou bloquée en force dans le canal du fémur, c'est le cas des tiges anatomiques qui épousent la morphologie de l'os, et qui peuvent être non cimentées et recouvertes d'Hydroxyapatite ou cimentée. [1]



Figure II-2 : Schéma d'une prothèse totale de hanche et des différentes parties de la prothèse. [2]

II.3 Problèmes liés à l'usure mécanique des prothèses totales de hanche

La prothèse de hanche doit supporter un effort lié au poids du corps, et au cours d'un cycle de marche (correspondant à la durée d'un pas, soit environ 1 seconde), la force maximale s'appliquant alors sur la tête fémorale peut atteindre jusqu'à 3 fois le poids du corps, i.e. 3 *kN*.

Cette évolution de la force *F* appliquée sur la tête fémorale est donnée pour une marche lente. Lors d'une marche plus rapide ou simplement lors d'une montée d'escaliers, la force appliquée peut atteindre une valeur comprise entre 7 et 8 fois le poids du corps.

Il existe plusieurs causes d'échec des implants, pouvant entraîner des dégâts plus ou moins importants et allant jusqu'à une réintervention). [3]

II.3.1 L'usure

L'usure est due au frottement de la tête de la prothèse fémorale habituellement métallique à l'intérieur de la cupule en polyéthylène. Ce couple de frottement Métal/Polyéthylène est le plus utilisé dans le monde. Il détient avec les prothèses type Charnley, le record de longévité. [4]

II.3.1.1 Modes d'usure

➤ *L'usure par abrasion :*

Elle se caractérise par la présence dans le contact d'un état de surface rugueux ou par pénétration dans le matériau le plus tendre de particules dures provenant des débris d'usure du contact ou lié à la pollution du milieu. Ce mécanisme de dégradation qui fait intervenir dans les premiers instants uniquement les corps antagonistes, devient rapidement une usure à trois corps. Cette forme d'usure se manifeste par des polissages, des griffures, des micro-labourages, des arrachements de particules. Le microlabourage (ou micro-usinage) se manifeste par des rayures à la surface du matériau le plus tendre sans arrachement de matière mais provoquant sur les bords du sillon une déformation plastique. Le plus souvent pour lutter contre l'usure abrasive, on cherche à durcir les matériaux (au moins leur surface).

➤ *L'usure par transfert ou adhésion :*

Elle se caractérise par un transfert de débris d'un des deux antagonistes vers l'autre soit par un mécanisme d'origine purement mécanique, soit suite à une réaction physico-chimique. Pour le transfert mécanique, plusieurs hypothèses ont été développées. Les micro-aspérités présentes dans le contact peuvent conduire à la diminution des zones en contact et générer aux jonctions des énergies très élevées qui peuvent favoriser les réactions physicochimiques

Lors du frottement, il existe entre les matériaux antagonistes une multitude de microcontacts qui supportent l'ensemble de la charge normale. En effet, dans ces régions, une constriction des lignes de forces engendre des concentrations de contraintes et l'augmentation de la température. L'évolution de ces aspérités dépend des conditions de sollicitations et de l'environnement.

Un équilibre est atteint dès que l'adhérence des films de transfert est supérieure à la force de frottement. Sinon, les contraintes de cisaillement générées provoquent la rupture à l'interface surface/film transféré et forme des débris.

Ces derniers peuvent être progressivement évacués du contact en laissant une surface très réactive siège d'un nouveau processus de dégradation. Si les débris restent piégés dans le contact,

les aires réelles de contact s'accroissent et assurent un rôle de portance (effet de séparation des antagonistes, les débris supportent les pressions, l'usure et le coefficient de frottement sont moindres).

➤ *L'usure par fatigue :*

Elle est liée à l'action d'un mouvement cyclique et à la capacité des matériaux à absorber les énergies de déformation et les contraintes thermiques générées par frottement. L'usure par fatigue se manifeste par des fissures, des écailles et des changements de structure métallurgique. Les comportements face à ce mécanisme d'usure dépendent de la nature du matériau. Dans le cas de matériaux ductiles (matériaux métalliques ou polymères), la rupture par fissuration (ou mécanisme de délaminage) a lieu en sous couche, parallèle à la surface de frottement, dans les zones où les contraintes de cisaillement sont maximales. La théorie d'Hertz indique la répartition des contraintes de cisaillement en sous-couche.

L'analyse des transferts thermiques sur la microstructure (déplacement des lacunes, des dislocations, des plans de glissement, l'effet des joints de grains...) explique la formation de fissure associée à un écrouissage ou à un adoucissement de la surface. Ce phénomène peut se décomposer en plusieurs phases. Dans un premier temps, il y a augmentation de la densité de dislocations en surface provoquant un écrouissage superficiel.

Dans un deuxième temps, l'énergie de frottement transmise à la surface de ce matériau a pour effet de redistribuer cette densité de dislocations en un réseau plus stable par glissement ou montée de dislocations. Il existe alors un déséquilibre entre les contraintes internes. En surface, suite à une densité plus élevée de dislocations, des contraintes de compression sont générées alors qu'en sous-couches, la densité de dislocations étant moindre, des cavités se forment, favorisant la fissuration.

➤ *L'usure par réactions tribochimiques :*

C'est un système à trois composantes, où interviennent la réactivité chimique entre les surfaces, la réactivité chimique avec le milieu environnant et la réactivité physico-chimique avec les débris. Ce type de dégradation résulte d'une seule ou de plusieurs réactions chimiques sous l'effet d'agent corrosif (environnement, lubrifiant) et des contraintes mécaniques pendant le frottement. Suivant l'état structural superficiel, il se crée des oxydes réactionnels dépendant de l'environnement. Suite au frottement entre les surfaces, la rupture des aspérités qui s'oxydent, forme des débris en général très stables et très durs. Ces derniers jouent alors un rôle abrasif et viennent dégrader les surfaces antagonistes et donc entretenir l'usure. Par contre, il est possible de

rencontrer une configuration moins agressive par la formation de films d'oxydes adhérents à la surface d'un des antagonistes et suffisamment résistants au cisaillement pour jouer un rôle protecteur. [5]

II.3.2 La luxation

La luxation est définie par une perte totale de contact des surfaces articulaires d'une articulation, se produisant lors d'un traumatisme.

➤ La luxation à la suite d'une arthroplastie (prothèse de hanche) est la cause la plus commune (à la suite d'une erreur de positionnement des pièces par exemple).

➤ La luxation sur hanche saine est observée lors d'accidents de la route, des sports de contact (football, rugby, hockey, lutte) et lors de certaines chutes.

➤ Les signes et symptômes sont : douleur en arrière de la cuisse et de fesse, la jambe paraît plus courte. La hanche est en position de flexion, adduction et rotation interne. La luxation postérieure est la plus fréquente soit de 85 à 90 %. Le mécanisme de cette luxation est un mouvement de flexion et d'adduction de hanche ainsi qu'une flexion de genou, ce qui crée une force qui entraîne la tête fémorale à sortir de l'*acetabulum* vers l'arrière. Les mouvements luxant sont alors la flexion, l'adduction et la rotation interne. Pour la luxation antérieure, les mouvements luxant sont l'extension et la rotation externe. [6]

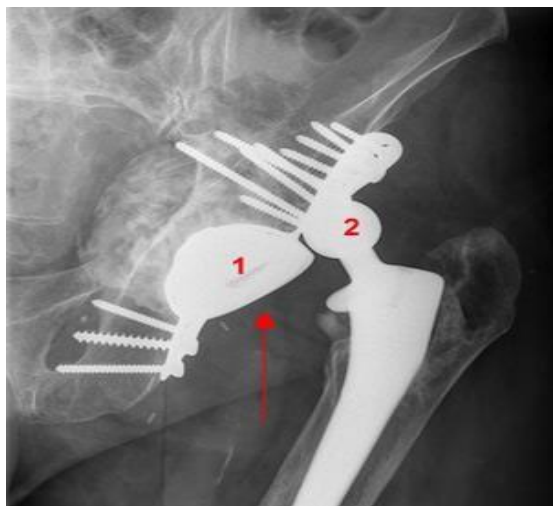


Figure II-3 : Luxation d'une prothèse de hanche. [6]

II.3.3 Le Descellement

Le descellement d'une prothèse est, au sens strict du terme, la perte de la fixation cimentée (à l'aide de ciment) d'une prothèse. Depuis le développement des prothèses non cimentées (sans ciment), ce terme s'est étendu à la perte de fixation en général des composants prothétiques (implants). [7]

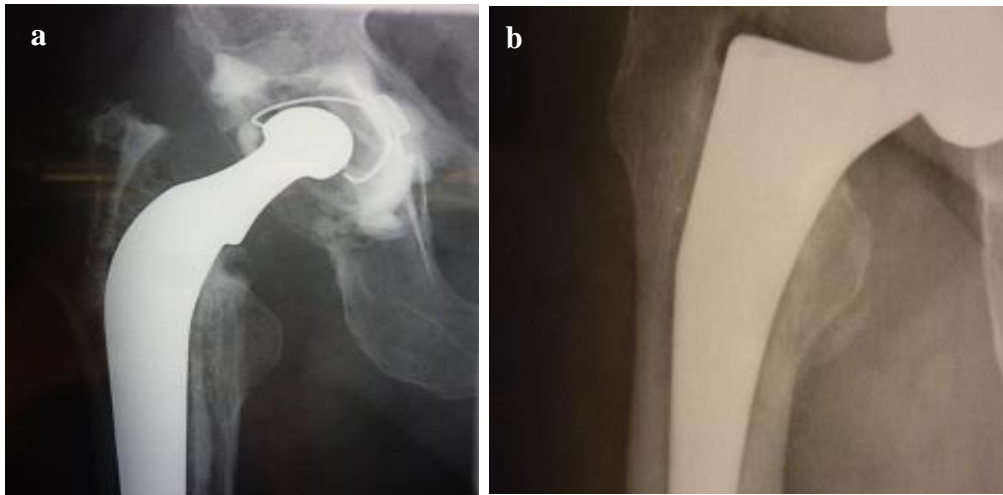


Figure II-4 : Descellement de la tige ; a) cimentée. b) non cimentée. [7]

Le descellement peut concerner un ou les deux composants prothétiques. Le descellement peut être d'origine mécanique (descellement aseptique) ou infectieuse (descellement septique). Le descellement aseptique est le plus souvent la conséquence d'une réaction inflammatoire conduisant à l'altération (endommagement) du tissu osseux situé autour de la prothèse (ostéolyse péri-prothétique) par le biais des particules d'usure (plastique, métal, céramique, etc.). Le descellement se traduit par des douleurs et par la migration des implants, appréciée par le chirurgien, qui compare vos clichés radiologiques successifs. [7]

II.4 Les différents biomatériaux utilisés pour le P.T.H

II.4.1 Polyéthylène

Le polyéthylène fut introduit en Orthopédie par John Charnley en 1960 [9], qui le proposa comme deuxième composant du couple de frottement dans les prothèses totales de hanche. Le polyéthylène a donc fait son entrée en chirurgie orthopédique comme composant de la cupule cotyloïdienne cimentée opposée à la prothèse fémorale. Il succéda ainsi au Teflon, autre matériau doté d'un excellent coefficient de frottement, mais qui avait donné lieu à des usures précoces et massives.

En fait, le polyéthylène a été obtenu pour la première fois dans les années 40, fortuitement par polymérisation de monomères d'éthylène en Grande Bretagne (Imperial Chemical Industry). Les premières chaînes linéaires d'éthylène ont été obtenues à Dupont de Nemours dans les années 50 aux USA. Enfin, plusieurs compagnies aux USA ont réussi à produire du polyéthylène à haut poids moléculaire et à obtenir une polymérisation avec des catalyseurs à basse pression (Low Pression Polyethylene) : Phillips Petroleum Company, Standard Oil Indiana. C'est ainsi que du polyéthylène à haut poids moléculaire a pu être produit, puis utilisé pour les implants prothétiques humains. Depuis maintenant plus de 30 ans, son emploi s'est généralisé aux différentes prothèses articulaires (genou, cheville), avec des résultats à moyen et long terme étonnants. Mais des inconvénients existent, avec la survenue d'une usure inéluctable du polymère au bout de quelques années. Cette usure est très variable et dépend de nombreux facteurs encore mal contrôlés. Elle peut dans certains cas engendrer des réactions biologiques d'ostéolyse dans le corps humain, dévastatrices pour le support osseux. C'est ce qui a justifié la recherche de nouveaux couples de frottement, soit en conservant le polyéthylène, soit en le remplaçant par du métal ou de la céramique. Il est néanmoins trop tôt pour " enterrer " le polyéthylène qui reste un des meilleurs matériaux du couple de frottement des prothèses articulaires, à condition d'en connaître ses points faibles. [9]

II.4.1.1 Les modes de dégradation.

La dégradation survient lors de l'exposition à une énergie plus haute que celle de la liaison de Van der Waals liant les atomes de la chaîne polymérique entre eux. Cette énergie peut être mécanique, thermique. Elle peut provenir aussi d'énergie radique (gamma irradiation, irradiation à haute énergie), utilisée pour la stérilisation. Il en résulte la libération de radicaux libres. [9]

II.4.1.2 L'oxydation

Elle survient lorsque la dégradation du polyéthylène s'effectue en présence d'oxygène. Il s'agit d'une réaction en chaîne, qui persiste tant qu'il persiste de l'oxygène. Elle donne lieu à des produits de dégradation : esters, acides, cétones, et aboutit à une détérioration des propriétés physico-chimiques du polymère avec diminution de sa masse moléculaire. Elle peut être limitée ou retardée par l'adjonction d'anti-oxydants (Vitamine E). Pour des raisons de toxicité, ces derniers ne sont pour le moment pas autorisés. [9]

II.4.1.3 Les propriétés mécaniques

Elles sont étudiées par la courbe contrainte/déformations celle-ci isole une phase de déformation élastique, au cours de laquelle l'éprouvette se déforme sous une force de traction,

puis retrouve sa forme initiale à l'arrêt de la force. Vient ensuite une phase de déformation plastique au cours de laquelle l'éprouvette soumise à une force de traction se déforme, mais elle ne retrouve pas exactement sa forme initiale à l'arrêt de la traction.

Finalement, lorsque la traction persiste survient une rupture de l'éprouvette au point de rupture. L'aire du schéma située sous la courbe représente l'énergie absorbée par l'éprouvette testée, et reflète sa dureté ou sa résistance mécanique.

Le polyéthylène de très haut poids moléculaire (Ultra High Molecular Weight Polyethylene) a une dureté très élevée et partant, une résistance mécanique élevée à la fatigue. [9]

Son point de déformation plastique et le point de rupture sont très élevés.

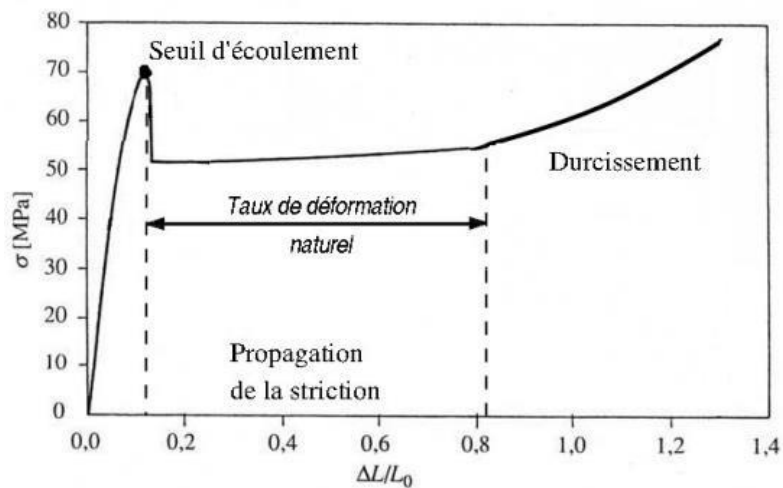


Figure II-5 : Courbe contraintes (en ordonnées)/ déformations (en abscisse) du polymère. [9]

II.4.1.4.1 L'usure du polyéthylène

II.4.1.4.2 Mécanisme

C'est un phénomène complexe défini comme une perte de substance au niveau de contact entre les deux matériaux du couple de frottement, relevant de deux mécanismes :

- la dégradation du polymère provoquant une altération de ses propriétés physico-chimiques, et donc une diminution de sa résistance mécanique au frottement. (Mode 1)
- une perte de substance par action mécanique sans altération des propriétés physicochimiques. (Mode 2)

II.4.1.4.3 L'usure observée du polyéthylène

L'usure des cupules cotyloïdiennes des arthroplasties totales de hanche est un phénomène constant, qui semble se développer à partir de la 7^{ème} année après implantation. Elle se manifeste par l'excentration de la bille fémorale dans la cupule cotyloïdienne sur la radiographie de face. Il s'agit donc d'une usure linéaire sur une incidence. Les mesures de l'usure volumétrique ont montré que l'usure linéaire donnait une bonne évaluation de l'usure globale [10]. Elle a été chiffrée à 0,2 mm/an lorsque la bille fémorale est en acier inoxydable [11].

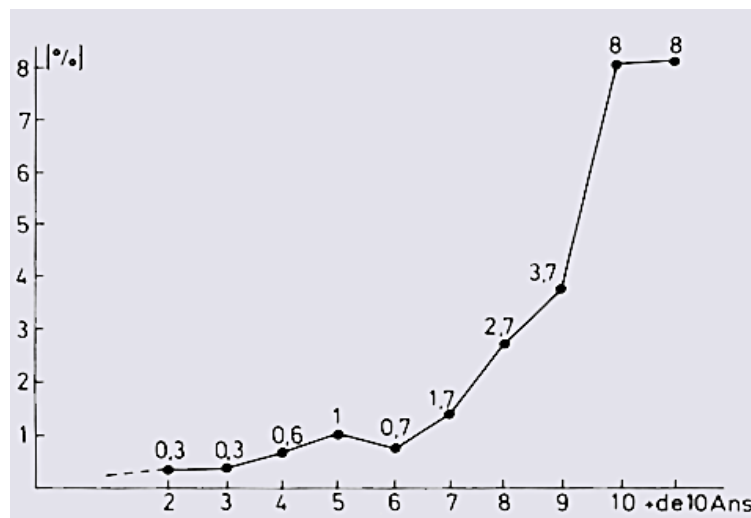


Figure II-6. Montre l'usure linéaire chiffrée sur la radiographie d'une cupule cotyloïdienne d'une Prothèse totale de hanche (en ordonnée), en fonction des années postopératoire (en abscisse). [10]

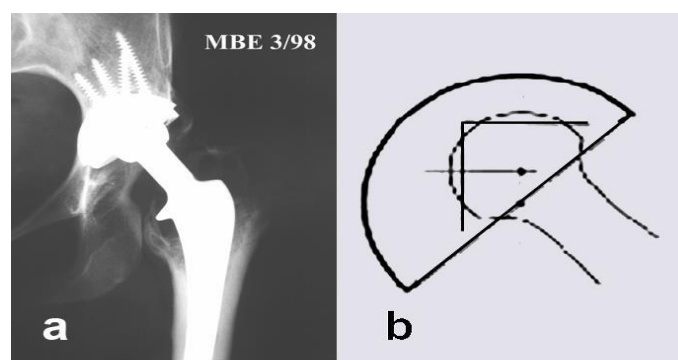


Figure II-7. Montre l'usure linéaire d'une prothèse totale de hanche telle qu'elle peut apparaître sur une radiographie de face. [10]

L'observation des spécimens récupérés après fonctionnement "in vivo" (Figure III-4) a montré que l'usure était :

➤ soit une abrasion (frottement d'une surface métallique éraillée sur le polyéthylène, interposition de fragments de ciment entre les 2 éléments du couple de frottement). Il s'agirait alors d'une usure de Mode 1.

➤ soit une délamination plus ou moins profonde, qui résulterait du frottement sur un polyéthylène ayant subi des phénomènes de dégradation. On en rapproche des fractures de fatigue. Dans ces deux derniers cas, l'usure se produirait selon le Mode 2, c'est-à-dire par action mécanique sur un polyéthylène ayant subi auparavant des phénomènes de dégradation. [12]

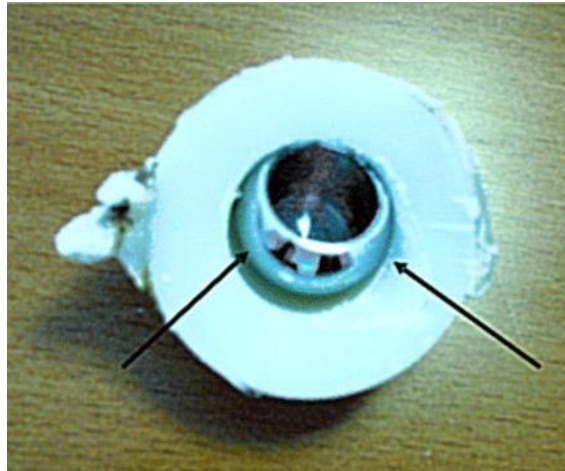


Figure II-8. Cupule en polyéthylène provenant d'une PTH ayant fonctionné plus de 10 ans. [12]

II.4.2 L'Acier inoxydable austénitique 316L

Les aciers inoxydables sont des alliages à base de fer et de chrome dont la teneur en chrome est supérieure à 11% (cette valeur est nominale). Leur résistance à la corrosion est due à la présence de Cr qui, dans un milieu oxydant, forme à la surface une couche complexe, invisible mais protectrice, qui rend le métal passif en l'isolant du milieu environnant. Cette résistance à la corrosion croît donc avec la teneur en Cr, mais est sensible aux effets des éléments d'alliages ajoutés à l'acier. C'est la résistance de la couche protectrice qui détermine les qualités d'inoxidabilité de l'acier. Enfin, en cas de destruction accidentelle (rayure), le film possède la propriété de se reformer spontanément dans un grand nombre de milieux.

L'acier inoxydable austénitique X2CrNiMo17-12-2 en norme européenne (EN) a aussi pour désignation en norme AFNOR NF Z3 CND 17-12-03, et AISI 316L selon la norme américaine. Nous avons choisi d'utiliser cette dernière appellation 316L pour l'ensemble du mémoire. Dans tous les cas, il correspond à la composition chimique suivante (Tableau II-1)

Tableau II-1: Composition chimique de l'acier X2CrNiMo17-12-2 (316L) [13].

Élément (% en poids)	C	Mn	P	S	Si	Ni	Cr	Mo
X2CrNiMo17-12-2	0.03	2	0.04	0.03	0.75	10 à 12	16 à 18	2 à 2.5

Cet acier inoxydable se différencie de la nuance mère 304 (X5CrNi18-10) par un apport en molybdène Mo pour renforcer le film passif et par conséquent pour améliorer la résistance à la corrosion, une faible teneur en carbone pour réduire sa sensibilité à la corrosion intergranulaire, et d'un apport complémentaire en nickel pour compenser l'effet alphagène de Mo et conserver la structure austénitique à l'état hypertrempe [13].

II.4.2.1 Structure et métallographie des aciers austénitiques

L'austénite est l'une des 3 structures principales des aciers inoxydables. Cette structure est compacte, cubique à faces centrées (cfc). Les principaux éléments d'alliage utilisés pour l'élaboration des aciers inoxydables austénitiques, sont le chrome, le nickel, le molybdène entre autres. Du fait de cette structure cristallographique, seuls les éléments de très petits diamètres atomiques comme le carbone ou l'azote, peuvent s'insérer en position interstitielle. Pour les aciers inoxydables en général et les aciers austénitiques en particulier, les teneurs en carbone et en azote, même faibles, jouent un rôle important. Ces deux éléments sont dits gamma gènes (γ -gènes) car ils favorisent la formation et la stabilité de la phase austénitique dite « phase γ ». Les effets des éléments de l'alliage peuvent être résumés ainsi :

- Le chrome de structure cubique centrée, favorise la formation d'une phase ferritique de même structure (cc), cet élément est dit alpha gène (α -gène). Le molybdène améliore la tenue à la corrosion, il est également α -gène.
- Le nickel de structure cubique à faces centrées, favorise la formation de la phase austénitique, il est dit γ -gène comme le carbone et l'azote.

La structure cfc des aciers austénitiques est stable à haute température. À température ambiante ou lorsque la température diminue, la nature austénitique issue souvent d'une hypertrempe peut devenir instable ou métastable, et peut être ainsi le siège de transformation martensitique ($\gamma \rightarrow \alpha$ ou ϵ). De faibles variations en éléments alliés (chute de la teneur en éléments γ -gènes C ou N ou augmentation des éléments α -gènes) peuvent contribuer à déstabiliser la phase austénitique cfc. Le diagramme de Schaeffler [14] illustre cette instabilité de phase dans le cas du soudage, c'est à dire pour une structure brute de solidification.

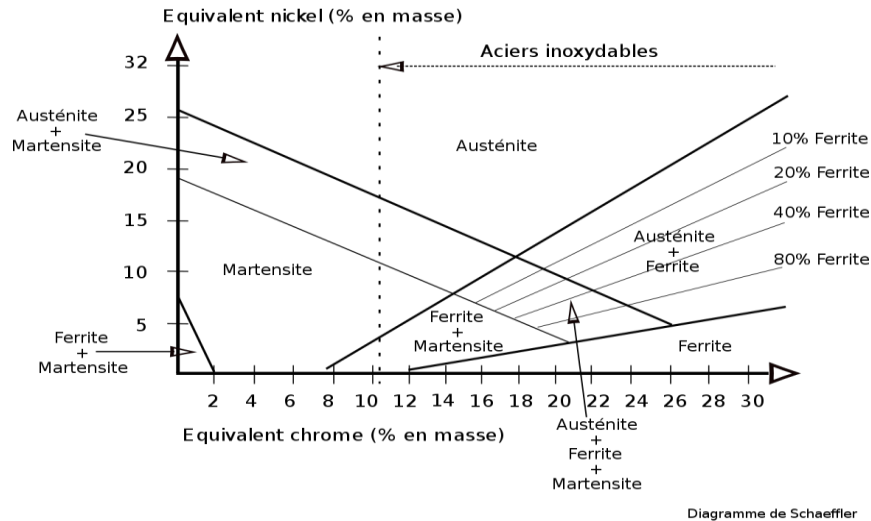


Figure II-9 : Diagramme de Schaeffler. [14]

II.4.2.2 Propriétés mécaniques

De nombreux travaux ont été effectués sur les aciers austénitiques pour prédire leurs caractéristiques mécaniques à partir de leur composition chimique. Ainsi Pickering [15] et Breinlinger [16] ont établi chacun des formules différentes montrant l'influence de la composition chimique sur les paramètres mécaniques. Ainsi par exemple :

- Le nickel et le cuivre diminuent fortement la résistance à la rupture, et favorisent la stabilisation de l'austénite.
- Le chrome, le molybdène et le silicium augmentent la résistance soit par durcissement de solution solide soit en diminuant l'énergie de faute d'empilement, donc en favorisant $\gamma \rightarrow \alpha$.
- Le carbone et l'azote en insertion octaédrique durcissent fortement les aciers inoxydables austénitiques, l'azote augmente aussi leur limite d'élasticité.

Mais, les mécanismes de déformations sont variés et leurs influences sur le comportement du matériau sont marquées par :

- un faible taux d'érouissage lorsque la déformation est provoquée par le glissement de dislocations parfaites avec du glissement dévié, le réarrangement en cellules de dislocations.
- un fort taux d'érouissage lorsque la déformation est provoquée par le glissement de dislocations dissociées, l'empilement de dislocations, la formation des phases martensitiques et la formation des macles mécaniques. Or, tous ces modes de déformation dépendent de la température, de l'E.D.E. de l'acier et de la vitesse de déformation. [17]

II.4.2.3 Propriétés physiques, thermiques et mécaniques de l'acier 316L

II.4.2.3.1 Propriétés physiques et thermiques de l'acier 316L

Le tableau suivant présente les propriétés physiques et thermiques de l'acier 316 L au cours de l'augmentation de la température de 20 à 1450 °C

Tableau II-2: Propriétés physiques et thermiques en fonction de la température de l'acier 316L.

Température °C	Densité ρ (kg/m ³)	Conductivité λ (W/mK)	Chaleur spécifique Cp (J/Kg/K)	Chaleur latente AH (J/Kg)
20	7.96	15.5	452	/
400	7.7	20.5	561	/
800	7.6	25.1	628	/
1000	7.5	27	722	/
1200	/	29	900	$2.7 \cdot 10^5$
1450	/	/	/	$2.7 \cdot 10^5$

II.4.2.3.2 Propriétés mécaniques de l'acier 316L

Le tableau suivant présente les propriétés physiques et thermiques de l'acier 316 L au cours de l'augmentation de la température de -196 à 20 °C.

Tableau II-3 : Caractéristiques mécaniques de l'acier austénitique 316L aux basses températures

Acier 316L	-196°C	-140°C	-100°C	-50°C	-20°C	0°C	20°C
Limite d'élasticité $R_{e0.2}$ (MPa)	444	417	383	336	287	216	234
Résistance R_m (MPa)	1360	1136	1005	832	722	697	584
Allongement A%	56	59	67	84	87	80	60
Résilience (DaJ/cm ²)	20	19	23	23	24	24	21

II.4.3 Les Céramiques

Les céramiques se caractérisent par une température de fusion élevée et un comportement fragile, qui déterminent leurs domaines d'application. Elles incluent des oxydes, des sulfures, des borures, des nitrures, des carbures, des composés Inter métalliques.

Deux céramiques sont actuellement utilisées comme matériau des têtes fémorales: l'alumine Al₂O₃ et la Zircone ZrO₂. Ils sont utilisés dans les têtes de prothèses de hanche, ainsi qu'en odontologie pour les implants dentaires. Il faut signaler tout particulièrement les utilisations et les développements de deux céramiques à base de phosphate de calcium : l'hydroxyapatite (HAP) et le phosphate tricalcique (TCP). En effet, ces matériaux présentent l'avantage d'être ostéo-conducteurs, c'est-à-dire de favoriser la repousse osseuse au contact et la colonisation par l'os.

[18]

L'une des différences essentielles entre les métaux et les céramiques est le caractère «fragile» des céramiques. Les céramiques ne peuvent pas s'adapter à une déformation de plus de quelques micromètres. Contrairement aux métaux, les céramiques ne présentent pas de plasticité (aptitude à la déformation). Elles se caractérisent par un comportement purement élastique, avec un module de Young élevé, et ce jusqu'à ce que la contrainte à rupture soit atteinte. Bien que les céramiques présentent une rupture de type «fragile», certaines d'entre elles peuvent résister à des contraintes très élevées et on ne peut plus alors les considérer comme des matériaux fragiles, même si leur absence totale de plasticité ne leur permet pas d'accommoder par déformation les concentrations de contraintes. [19]

II.4.4 L'Alumine

C'est Boutin qui, dès 1970, a développé cette idée originale. La première céramique monocristalline massive utilisée a été l'alumine. D'abord associée au polyéthylène puis associée dans un couple alumine – alumine. Il s'agit d'une alumine obtenue par HIP à 1600°, dont les grains de 3 à 5 microns assurent une densité supérieure à 3,94, d'une pureté initiale de 95 %, atteignant ce jour plus de 99 %. L'alumine est une céramique très dure dont la nano dureté est très proche de 23 giga pascal. La résistance en compression est égale à 4500 méga pascal, avec un coefficient de frottement de 0,07 et les premiers essais tribologiques ont montré un taux d'usure 50 fois meilleur que l'acier, néanmoins, ce type de céramique comporte les défauts de ses qualités, à savoir :

➤ un module de Young à 400 GPa, qui ramène sa résistance à la flexion à 380 méga pascal et crée une fragilité non négligeable;

Par contre, l'alumine possède une très bonne mouillabilité puisque son angle thêta est de 45° et qu'elle est hyper saturée, ce qui peut apparaître intéressant dans le milieu biologique saturé en ions calcium. Plusieurs études ont clairement démontré que le taux d'usure du polyéthylène face aux têtes alumine était nettement inférieur au taux d'usure observé face à l'acier inoxydable ou aux alliages Co-Cr. Semlisch et al ont démontré que l'usure du polyéthylène était 20 fois inférieure pour des têtes en alumine comparé aux têtes en alliage Co-Cr. Ce résultat a été confirmé par plusieurs résultats cliniques.

Les couples céramiques – céramiques ont conduit à de nombreux problèmes tels que des fractures de cupules ou une usure inexplicée rapidement évolutive dès la libération des premiers débris de céramique. Par ailleurs, la pureté de l'alumine doit être maximale pour éviter les fissures entre les grains et la sphéricité de la tête doit être parfaite au micromètre près. Dans quelques cas,

la qualité de la céramique d'alumine a été considérée comme origine de la fracture. La céramique d'alumine n'était pas conforme à la norme ISO 6474 (1979), en particulier concernant la taille des grains trop importante. Plusieurs articles de synthèse existent sur les fractures de têtes en céramique. Ces études sont intéressantes pour une estimation statistique du taux de fracture en raison du plus grand nombre de PTH considéré dans ces études. Une de ces études, réalisée par F.P. Castro et al. [20], est basée sur les rapports médicaux à la FDA et analyse le taux de fracture aux USA. Sur un total de 1717 rapports médicaux sur les prothèses de hanche entre 1984 et 1993, 1327 concernaient les PTH et 18 traitaient d'une fracture de tête céramique, soit un taux de fracture de 1,35%. Deux fractures ont été observées pendant l'implantation, lors de l'impaction, les autres fractures étant observées en moyenne au bout de 26 mois, avec une étendue de 1 à 115 mois. Aucune information n'est fournie sur le type de céramique utilisée, mais compte tenu de la période analysée, il s'agit probablement d'alumine.

E.W. Fritsch et M. Gleitz ont publié une étude plus large sur les fractures des têtes céramique dans les PTH, en analysant 4341 têtes en alumine associées, soit à des cotyles en polyéthylène (1464 cas) ou à des inserts en alumine (2693 cas). L'analyse couvre une période de 20 ans entre 1974 et 1994 et est résumée dans le Tableau II.4.

Tableau II-4 taux de fracture des couples céramique-céramique et céramique-polyéthylène [20]

/	Période d'implantation	Nombre d'implants	Nombre de fractures	Taux de fracture	Etendue
Céramique céramiques	1974-1994	5530	40	0.7 %	0-13 %
Céramique UHMWPE	1974-1994	5170	12	0.2 %	0-1.6 %

Ces données montrent clairement que, pour les séries considérées, le taux de fracture est nettement supérieur pour les couples céramique-céramique à celui des couples céramique polyéthylène. L'une des raisons de cette différence pourrait être la forte réduction de la surface de contact tête/cupule dans le cas d'une cupule en céramique, entraînant des contraintes de traction plus importantes dans la tête céramique. Une modélisation par Analyse par Eléments Finis (FEA) a confirmé que les contraintes de traction dans les têtes céramique étaient plus élevées pour les couples céramique-céramique que celles observées pour les couples céramique-polyéthylène, conduisant ainsi à une probabilité de rupture plus élevée. Toutefois, il faut aujourd'hui promouvoir les couples céramique-céramique, en raison de la durée de vie potentielle plus élevée, en particulier chez les patients jeunes. Cet avantage contrebalance considérablement le risque de fracture plus élevé par rapport aux couples céramique-polyéthylène. [18]

Ces données montrent également que le taux de fracture pour les systèmes céramique-céramique comme pour les systèmes céramique-polyéthylène varie dans une très large étendue (0 à 13%). Il dépend en effet de facteurs tels que : l'hôpital, l'origine de la céramique, le design et les caractéristiques physiques de la céramique. Dans le cas des couples céramique-céramique, les niveaux de fracture les plus élevés ont été plus fréquemment observés avec des têtes en céramique dites «à jupe» avec un col en céramique, plutôt qu'avec des têtes de type «boule». Le seuil de rupture a été considérablement abaissé grâce à l'amélioration de la qualité de l'alumine. Ainsi, les têtes implantées après 1987 présentent des niveaux de rupture plus faibles. Sur une base de plus de 4 000 têtes en céramique, E.W. Fritsch et M. Gleitz ont observé un taux de fracture de 0,07% seulement après un suivi moyen de 6 ans pour le couple céramique-céramique, et de 11 ans pour le couple céramique polyéthylène.

Un article récent de L. Sedel, R. Nizard, P. Bizot et A. Meunier confirme, pour le couple alumine/alumine, la forte réduction du niveau de rupture après optimisation de la céramique et du design. Avec une expérience de plus de 20 ans, ils ont rapporté un taux de fracture très faible de 0,07% (2 pour 3000), en accord avec les résultats d'E.W. Fritsch et M. Gleitz.

L'alumine, même avec une microstructure fine et une grande pureté chimique, présente une résistance à la rupture modeste, bien inférieure à celle des métaux. Elle est donc sensible aux défauts et présente une faible résistance aux concentrations de contraintes. Pour cette raison, afin de conserver un niveau de fiabilité élevé, les têtes fémorales en alumine sont réalisées essentiellement avec un diamètre égal ou supérieur à 28 mm et avec un nombre limité de designs de cône. Malgré ces restrictions, de nombreuses fractures de têtes alumine ont été rapportées au cours de ces 20 dernières années. Ces ruptures constituent un problème majeur, qui a limité l'utilisation des têtes alumine.

Afin de palier ce problème, la céramique de zirconium a été introduite avec succès en orthopédie, d'abord en Europe à partir de 1985, puis aux USA à partir de 1989.

II.4.5 La Zirconium

Nous nous sommes intéressés très tôt à une autre céramique massive : la zirconium, et avons débuté, dès 1993, l'implantation de billes 22.2 mm, associées à des cotyles polyéthylène type Charnley.

Propriétés mécaniques :

La zirconium a une dureté inférieure à l'alumine mais ses grains sont inférieurs à un micron, elle possède une résilience à 9 et une résistance bien supérieure à l'alumine, ce qui a permis la

production de têtes diamètre 22,2 mm permettant de pouvoir comparer les séries de low-friction acier et céramique de même diamètre de tête.

Lorsque l'on examine les différentes propriétés inhérentes à l'alumine et à la zircone (Tableau II-5), on s'aperçoit que l'intérêt fondamental de la zircone est certainement un module de Young deux fois moins important, avec une très bonne résistance à la flexion et une ténacité largement supérieure à l'alumine, ce qui apparaît incompatible avec les propriétés de l'alumine. Par contre, la zircone possède une très mauvaise conductivité thermique, ce qui en fait un très bon isolant mais ce qui n'est pas obligatoirement une qualité pour un couple de frottement. Les tests tribologiques ont montré que les têtes 22,2 et 28 en zircone, induisaient une usure 2,4 moins importante que les meilleures têtes cobalt [21].

Tableau II-5. Principales propriétés de l'alumine et de la zircone. [18]

Propriétés	Al ₂ O ₃	ZrO ₂
Masse vol (g/cm ³)	3.9	5.9
Module de Young (GPa)	400	200
Resistance a la flexion (MPa)	380	800-1500
Ténacité (MPa)	2 à 3	7 à 13
Conductivité thermique	25-35	1.2-3

La céramique de zircone se caractérise par un mécanisme de renforcement par transformation de phase, qui est à l'origine de ses propriétés mécaniques exceptionnelles. La résistance à la rupture peut atteindre quatre fois celle de l'alumine. La zircone est considérée comme le meilleur matériau céramique pour la résistance à la rupture. Ainsi, les propriétés mécaniques de la zircone, associées à une excellente biocompatibilité et résistance à l'usure, font de ce matériau le meilleur candidat pour les PTH de nouvelle génération. Les têtes fémorales en zircone sont maintenant couramment utilisées en orthopédie pour remplacer les têtes alumine et, surtout, les têtes métalliques. Sur la base des diverses fabrications de têtes en zircone, on estime à plus de 350 000 le nombre de prothèse de hanche utilisant des têtes en zircone qui ont été implantées dans le monde à ce jour, principalement en Europe et aux Etats- Unis. Grâce à leurs performances mécaniques élevées, on s'attend à un très faible niveau de rupture, mais aucune analyse n'a encore été publiée à ce jour.

Elle semble avoir une bonne biotolérance massive et sous forme de fines particules, qui reste cependant à confirmer. Des cas de rupture fragile de têtes fémorales ont été rapportés. Des phénomènes de rupture de têtes en zircone par instabilité au cours du temps ont également été observés. [19]

L'introduction, en 1993, d'une opération de compaction isostatique à haute température (HIP) a constitué une amélioration majeure du processus de fabrication des têtes zircone. Cette opération élimine totalement les défauts résiduels ou en réduit fortement la taille. D'autres améliorations du processus de fabrication ont également été apportées et, en particulier, un test d'épreuve unitaire à partir de 1990. Une conséquence directe de la mise en place du test d'épreuve unitaire est la forte diminution du taux de rupture à partir de 1990. Le niveau de rupture de 1990 à 1996, soit pour 233 000 têtes, a considérablement diminué pour passer à 0,002% (2 pour 100 000 têtes). Il est probablement encore inférieur ces dernières années, puisque aucune fracture de tête ayant subi l'opération de HIP et fabriquées après 1994 n'a été signalée à ce jour.

II.5 Possibilités actuelles

Plusieurs couples de frottement ont été utilisés et analysés :

Le couple métal – polyéthylène reste le couple de référence compte tenu de son recul clinique et de son taux de survie. Le maillon faible est le polyéthylène dont le taux d'usure linéaire est de l'ordre de 0,1 mm par an et est à l'origine de libération de particules qui favorisent l'ostéolyse.

Le couple céramique-polyéthylène permet de diminuer le taux d'usure du polyéthylène. Le couple céramique – céramique a été développé par Boutin en 1970. Il connaît actuellement un succès grandissant avec l'augmentation de diamètre des têtes qui peut atteindre 36 mm, augmentant ainsi la stabilité. L'usure est très limitée. L'introduction de céramique biphasée doit permettre d'améliorer la longévité de ce couple.

Le couple métal – métal connaît un regain d'intérêt depuis quelques années qu'il s'agisse de prothèses traditionnelles ou de prothèses de resurfaçage. Le taux d'usure est également extrêmement faible. Le diamètre des têtes limite le risque de luxation. Le relargage d'ions métalliques est l'objet de beaucoup d'attention voire de polémiques. Cependant il n'existe aucune pathologie démontrée liée au relargage ionique. [21]

Le tableau II-6 montre les principaux couples utilisés actuellement et met en évidence les problèmes liés à ces couples

Tableau II-6: couples têtes/insert actuellement utilisés et avantages et inconvénients. [21]

Couple	Avantages	Problèmes liés
Métal-Métal (1956 : 1 ^{er} génération) (1987: 2 ^{eme} génération) Alliage Co-Cr	<ul style="list-style-type: none"> - Usure très faible pour la 2^{eme} génération. - Résistance à la fracture très élevée. 	<ul style="list-style-type: none"> - Réaction allergique type métallos - Ostéolyse induite par les débris d'usure
Métal-UHMWPE (polyéthylène ultra haute densité)(1962)	<ul style="list-style-type: none"> - Bonne fiabilité jusqu'à 10 ans - Peu coûteux - Couple le plus utilisé historiquement 	<ul style="list-style-type: none"> - Usure importante et délamination du polyéthylène (limite le durée de vie de l'implant) - Particules induisant de l'ostéolyse
Alumine-Alumine (1970)	<ul style="list-style-type: none"> - Usure très faible - Durée de vie importante - Pas ou peu d'ostéolyse 	<ul style="list-style-type: none"> - Risque de ruptures fragiles - Prix élevé
Alumine-UHMWPE (1976)	<ul style="list-style-type: none"> - Moins d'usure que les têtes métalliques. - Bon fiabilité jusqu'à 10 ans. 	<ul style="list-style-type: none"> - (faible) risque de rupture fragile - Particule de PE induisant l'ostéolyse.
Zircone- UHMWPE (1986)	<ul style="list-style-type: none"> - Moins d'usure que les têtes métalliques. - Meilleure résistance à la rupture que l'alumine. 	<ul style="list-style-type: none"> - Vieillessement de la zircone pouvant conduire à des ruptures prématurées des têtes et à des dégradations de surface

II.6 conclusion

La prothèse totale de hanche réduite à sa simple expression c'est-à-dire la mise en contact de ces surfaces articulaires (la tête et la cupule), elle ne fonctionne intrinsèquement qu'au prix inévitable d'un frottement. Ce dernier entraîne au fil des années d'usage prothétique une usure de ces surfaces articulaires, elle est certes extrêmement subtile et discrète, mais elle devient cumulative au fil du temps et atteindra un niveau mécaniquement significatif. Différents types de matériaux (acier inoxydable, alliage de titane, alliage de cobalt), céramique (alumine, zircone), ou plastique (polyéthylène de très haut poids moléculaire) sont combinés avec des résultats souvent variables selon l'état de surface et la forme des composants

Le comportement tribologique des couples Métal/Métal est influencé par plusieurs facteurs à savoir les facteurs géométriques (le diamètre et le jeu articulaire), les facteurs métallurgiques (le type de l'alliage, la composition en carbone...), le régime de lubrification, le régime de chargement et la cinématique à laquelle la prothèse est soumise.

II.7 Références bibliographiques

- [1] **S. HICHEM**, « *étude de comportement en rupture des prothèses totale de hanche de type scaper* ». Université de SIDI BEL ABBES, (2018).
- [2] http://www.monnier-ortho.com/Prothese_Totale_de_Hanche_Mini_Invasive.html
- [3] **S.D. Cook, G.J. Gianoli, A.J. Clemow, R.J.Haddad**, « *Fretting corrosion in orthopedic alloys* », Biomaterials, medical devices, and artificial organs. 11 (1983-1984), 281-292.
- [4] **Y. Li, L.J. Rong, Y.Y. Li et V.E. Gjunter**, *Synthesis of porous Ni-Ti shape-memory alloys by self-propagating high-temperature synthesis: reaction mechanism and anisotropy in pore structure*. Acta Materialia. 48 (2000), 3895-3904.
- [5] **O. BARRAU**, Etude tribologique de revêtement en régulation de turbines, Rapport de stage Turboméca-ENIT (1999)
- [6] **Maan A, Kenneth G. Conroy, Anna M. Fenelon, Sinead T. Farrell, Carmel B. Breslin**, « *Electrochemical studies on the stability and corrosion resistance of titanium-based implant materials* », Biomaterials. 22 (2001), 1531-1539.
- [7] **Naili Mokhtar** « *modalisation géométrique d'une prothèse totale de hanche* » mémoire de magister, Université de BATNA, (2008).
- [8] **DJABA Faiza** 'FROTTEMENT ET USURE DES TETES PROTHÉTIQUE' Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme de MAGISTÈRE UNIVERSITÉ DE BATNA 2009
- [9] **D. F. MOORE**, Principles and applications of tribology, edit. PERGAMON PRESS 1975.
- [10] **G. ZAMBELLI, L. VINCENT**, Matériaux et Contacts – une approche tribologique (1998), Presses polytechniques et Universitaires Romandes.
- [11] **J. DENAPE**, Science Friction – introduction à la tribologie, DEA sciences des matériaux (2001).
- [12] **D. A. HILLS, D. NOWELL et A. SACKFIELD**, Mechanics of Elastic Contacts
- [13] **HORST CZICHOS**, Tribology series, 1. Tribology, edit. ELSEVIER 1978.
- [14] **H. ISHIGAKI, I. KAWAGUCHI, M. IWAZA et Y. TOIBANA**, Friction and wear of hot pressed silicon nitride and other ceramics, Inter. Conf. On wear of materials, ASME, Vancouver, Canada 1985
- [15] **F. BORIK et W.G. SCHOLZ**, Guoging abrasion test for materials used in ores and rock crushing: Part II- effect of metallurgical variables on gouging wear, ASTM, Journ. of materials, n°3, 6, 1971.

- [16] **D. E. JOHNSON et C.C. WU**, Toughness and hardness dependence of wear in silicon carbides, Intersociety symposium on machining of advanced ceramic materials and composites, R.E. BARK edition Westerville, 1989.
- [17] **T.E. FISCHER, M.P. ANDERSON et JAHANMIR**, Influence of fracture toughness on the wear resistance of yttria-doped zirconium oxide, Journ. of Amer. Ceram. Society, n° 2, 72, 1989.
- [18] **J. DENAPE, N. LARAQI**, Aspect thermique du frottement : mise en évidence expérimentale et éléments de modélisation (2000), Méc. Ind., Vol. 1, pp. 563-579.
- [19] **F. ROBBE-VALOIRE, B. BAFFONI, R. PROGRI**, Load transmission by elastic, elasto-plastic or fully plastic deformation of rough interface asperities (2001), Mechanics of Materials, Vol. 33, pp. 617-633.
- [20] **S. DESCARTES, Y. BERTHIER**, Frottement et usure étudiés à partir de la rhéologie et des débits de 3ème corps issu d'un revêtement de MoSx (2001), Matériaux et Techniques, Vol. 1-2, pp. 3-12.
- [21] **O. BARRAU**, Etude du frottement et de l'usure d'acier à outils de travail à chaud, Thèse de Doctorat de l'Institut National Polytechnique de Toulouse France, 2004

III.1 INTRODUCTION

Les logiciels de conception et de calculs assistés par ordinateur effectuent les mêmes tâches, c'est à dire qu'ils génèrent des structures, ses caractéristiques et celles du problème étudié (par exemple une table avec 8 pieds de différentes longueurs en liège et devant soutenir une charge de 2T en son centre), ensuite ils calculent le devenir de cette structure (déformations, ruptures, plastification...) et enfin ils permettent de traiter ces résultats afin d'en sortir des données utilisables et exploitables.

La plupart des entreprises utilisent un assortiment de ces logiciels qui sont plus ou moins performants Dans l'une ou l'autre de ces tâches, par exemple, dessiner avec Catia, calculer avec ABAQUS et faire du Post traitement avec Nastran. Il vous sera donc certainement demandé dans le monde de l'entreprise une maîtrise de plusieurs de ces outils, d'où l'intérêt de commencer avec ABAQUS. Si vous voulez plus d'informations sur les différents logiciels de CAO/DAO [1]

La simulation numérique est l'un des outils permettant de simuler des phénomènes réels. Elle repose sur la mise en œuvre de modèles théoriques utilisant souvent la technique dite des éléments finis. Elle est donc une adaptation aux moyens numériques de la modélisation mathématique, et serve à étudier le fonctionnement et les propriétés d'un système modélisé ainsi qu'à en prédire son évolution. On parle également de calcul numérique. Les bases théoriques de la MEF reposent d'une part sur la mécanique des structures de la formulation énergétique et d'autre part sur les méthodes d'approximations

III.2 PRESENTATION DU CODE DE CALCUL PAR ELEMENTS fini

III.2.1 généralité Modélisation par la méthode des éléments Finis

La MEF est mise au point en 1953 chez Boeing (Seattle, USA, calcul des structures d'ailes d'avion) ; On y développe le premier élément fini, sa matrice de rigidité, l'assemblage et la résolution par la méthode des déplacements (publié par Turner, Clough, Martin et Topp en 1956) [2].

Quant aux bases théoriques générales, alliant l'analyse des structures en barres et poutres avec celle des solides, elles sont étudiées de 1954 à 1960 (Argyris, Kelsey) [3], Certaines idées apparurent auparavant, en particulier chez les mathématiciens pour résoudre divers problèmes aux limites par exemple celui de la torsion de Saint Venant en divisant la section en triangles, mais elles restèrent sans suite Elle commencé comme méthode d'analyse des contraintes Aujourd'hui les éléments finis sont également employés pour analyser des problèmes du transfert thermique, champs de lubrification de flux de fluide, électriques et magnétiques et beaucoup d'autre Les

problèmes qui étaient précédemment tout à fait insurmontables sont maintenant résolus par habitude. Les procédures des éléments finies sont employées dans la conception des bâtiments, des moteurs de chaleur de moteurs électriques, des fuselages des bateaux et du vaisseau spatial. [4]

Cette technique de calcul numérique fondée sur la formulation vibrationnelle d'un problème, il s'agit de résoudre de manière discrète des équations aux dérivées partielles, afin de trouver une solution approchée. L'hypothèse fondamentale est l'existence et l'unicité de la solution exacte du problème continu initial. Cette méthode nécessite la définition d'un espace de fonctions tests locales, espace dans lequel la solution de la formulation vibrationnelle des équations est exacte. Ceci conduit à la discrétisation du domaine physique en un maillage constitué d'éléments finis.

Ces éléments sont connectés entre eux par des nœuds, dont les déplacements constituent les inconnues du problème. La démarche est d'analyser la réponse de chaque élément en construisant des matrices de rigidité élémentaires et des vecteurs chargements. Ensuite, ces matrices élémentaires sont assemblées dans une matrice de rigidité globale. L'équation matricielle ainsi obtenue relie les déplacements nodaux aux chargements nodaux pour l'intégralité du domaine physique. Enfin, après avoir pris en compte les conditions aux limites, il reste à résoudre l'équation matricielle afin de trouver les déplacements nodaux et ainsi la déformation de la structure. Ensuite, les contraintes peuvent être calculées à partir de ces déformations et de la loi de Hooke [5]

L'idée fondamentale de cette méthode est de discrétiser le problème en décomposant le domaine matériel à étudier en éléments de forme géométrique simple. Sur chacun de ces éléments il sera plus simple de définir une approximation [6]

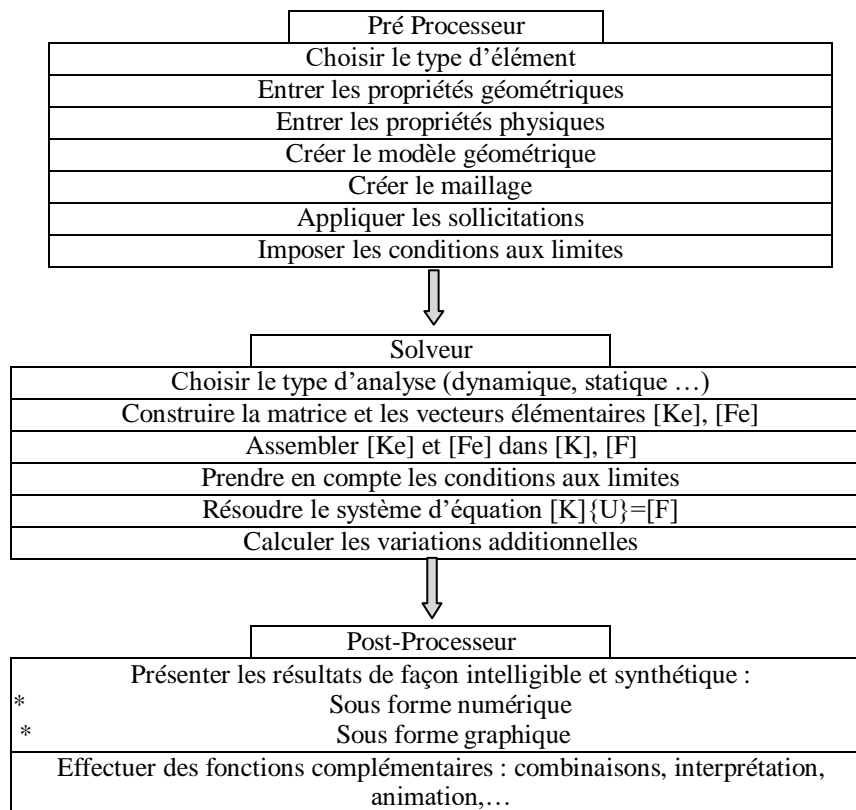


Figure III.1 : code de calcul par éléments finis [7]

III.2.2 Etapes de la méthode des éléments finis

Les principales étapes de construction d'un modèle éléments finis, qui sont détaillées par la suite, sont les suivantes :

- Discrétisation du milieu continu en sous domaines.
- Construction de l'approximation nodale par sous domaine.
- Calcul des matrices élémentaires correspondant à la forme intégrale du problème.
- Assemblage des matrices élémentaires.
- Prise en compte des conditions aux limites.
- Résolution du système d'équations [8].

III.3. PRESENTATION DE LOGICIEL ABAQUS :

III.3.1 HISTORIQUE ET GENERALITE SUR L A'BAQUS

Fondé en 1978, **ABAQUS**, est l'un des premiers fournisseurs mondiaux de logiciels et services pour l'analyse par éléments finis. La gamme de logiciels d'ABAQUS est particulièrement réputée pour sa technologie, sa qualité et sa fiabilité. Elle s'est imposée comme partie intégrante des processus de conception de sociétés de renommée mondiale dans tous les secteurs industriels.

Il offre les meilleures solutions pour des problèmes linéaires, non linéaires, explicites et dynamiques. Le logiciel fournit un environnement inégalé pour l'analyse par éléments finis, proposant un grand nombre de choix aux opérations impliquant des fournisseurs et des produits multiples

ABAQUS est un ensemble de programmes de simulations par éléments finis. Ayant une vocation généraliste, il peut simuler aussi bien des problèmes relativement classiques de calculs de structures que des problèmes de thermique, d'acoustique, de fluidique et de piézoélectricité Il est assez simple à mettre en œuvre étant donné que l'utilisateur n'a besoin de définir que la géométrie de son modèle, les caractéristiques mécaniques des matériaux employés, ainsi que les conditions aux limites et de chargement. En particulier, lors d'une analyse dynamique non linéaire, ABAQUS calcule automatiquement les incréments de chargement et les tolérances de convergence. De plus, il ajuste ces derniers en permanence afin de s'assurer de la précision et de l'efficacité du calcul de la solution. Par conséquent, l'utilisateur a rarement à intervenir pour **contrôle** la simulation numérique du problème. En 2005 a été acquise par Dassault Systèmes et est devenue SIMULIA [9]

Il est très largement utilisé dans les industries automobiles et aéronautiques. En raison du large spectre de ses capacités d'analyse et de sa bonne ergonomie, il est également très populaire dans les milieux universitaires, pour la recherche et l'éducation. Il fut d'abord conçu pour analyser les comportements non-linéaires. Il possède en conséquence une vaste gamme de modèles de matériau. Ses modélisations d'élastomères, en particulier, méritent d'être reconnues.

III.3.2 Les Deux solveurs principaux de l'ABAQUS :

Le programme d'éléments finis que nous utilisons dans l'espace MEF est *ABAQUS / CAE*, une interface utilisateur inspirée et similaire pour l'ensemble du système. ABAQUS est une suite de modules d'analyse par éléments finis. Les modules d'analyse, *ABAQUS / Standard* et *ABAQUS / Explicit*, constituent le cœur des outils d'analyse complémentaires et intégrés

ABAQUS/CAE intègre les modules d'analyse dans un environnement ABAQUS complet pour la modélisation, la gestion et la surveillance de l'analyse ABAQUS et la visualisation des résultats. [10]

III.3.2.1. ABAQUS/Standard

Algorithme implicite

- Code général d'analyse par éléments finis (discrétisation spatiale)
- Résolution basée sur l'algorithme de Newton-Raphson et la méthode de Riks.
- Problèmes linéaires et non linéaires.
- Géométrie 1D, 2D, 3D et Axisymétrique.
- Nombreuses procédures d'analyse dans le domaine temporel et fréquentiel.

III.3.2.2. ABAQUS/Explicit

Algorithme « dynamique » explicite

- Analyse non linéaire (discrétisation spatiale et temporelle)
- Problème transitoire et dynamique des structures
- Résolution basée sur la méthode explicite d'intégration en temps.

Mais possibilité d'analyses quasi-statiques où il existe un comportement non linéaire important.

La version que nous avons utilisée permet de traiter des problèmes couplés (hydromécanique, thermomécanique ...) dans les divers domaines (mécaniques, thermiques, électriques ...). Un très large choix d'éléments (plus de 100) en 2D ou 3D est proposé dans le code pour des analyses statiques, dynamiques, linéaires et non-linéaires. La structure d'une analyse ABAQUS est présentée sur la figure III.2. [7]

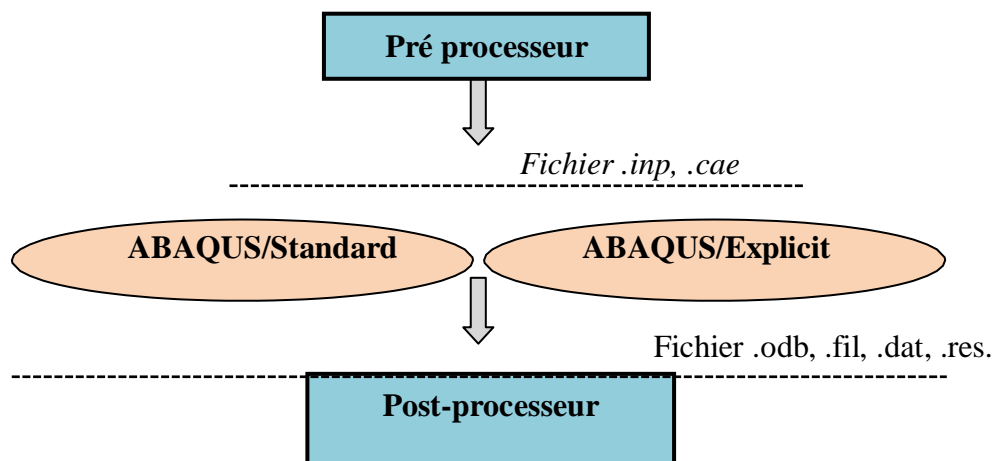


Figure III.2 Structure d'une analyse ABAQUS

Le pré-processeur lit le fichier d'entrée qui définit la géométrie du modèle, sa discrétisation, les conditions aux limites, les chargements appliqués et les résultats demandés. Ensuite ABAQUS exécute le calcul, le post-processeur se charge de récupérer les résultats et permet aux utilisateurs de les visualiser puis de les exploiter. Plus de détails concernant l'utilisation d'ABAQUS seront donnés par la suite. [7]

- *Domaines physiques* : Mécanique, Thermique, Électrique, Problèmes couplés.
- *Problèmes* : Statique et dynamique, Linéaires et non linéaires.
- *Catégories d'éléments* : Milieu continu (2D et 3D), Poutres, plaques, coques, Éléments spéciaux (ressorts, masses,...)
- *Géométries* : Approximations linéaires et quadratiques, Triangles, quadrangles, hexaèdres, tétraèdres, pentaèdres
- Un très large choix d'éléments (plus de 100).
- Beaucoup moins d'éléments disponibles sur ABAQUS/Explicit.
- Possibilités de programmer de nouveaux éléments (en FORTRAN, sur ABAQUS/Standard)

III.3.3 Les Modules du logiciel ABAQUS CAE

ABAQUS CAE est divisé en unités fonctionnelles appelées modules. Chaque module contient les outils qui sont propres à une partie de la tâche de modélisation.

A. Le module « PART »

Le module Part permet de créer tous les objets géométriques nécessaires à notre problème, soit en les dessinant dans ABAQUS CAE, soit en les important d'un logiciel de dessin tiers.

B. Le module « PROPERTY »

Le module Property permet, comme son nom l'indique, de définir toutes les propriétés d'un objet géométrique ou d'une partie de ces objets.

C. Le module « ASSEMBLY »

Ce module permet d'assembler les différents objets géométriques créés dans un même repère de coordonnées global. Un modèle ABAQUS contient un seul assemblage.

D. Le module « STEP »

Ce module permet de définir toutes les étapes et les requêtes pour le post traitement, c'est à dire le moment (temps) à partir duquel une force est appliquée et jusqu'à quand, il est aussi possible de créer des forces ou des conditions limites qui s'activent à des moments donnés.

E. Le module « INTERACTION »

Grâce ce module, il est possible de spécifier toutes les interactions entre les différentes parties et régions du modèle, qu'elles soient mécaniques, thermiques ou autres. Il faut savoir qu'ABAQUS ne prend en compte que les interactions explicitement définies, la proximité géométrique n'étant pas suffisante.

F. Le module « LOAD »

Le module Load permet de spécifier tous les chargements, conditions limites et champs. Il faut savoir que les chargements et les conditions limites sont dépendants des steps, par exemple une force est appliquée au step 1 mais inactive au step 2.

G. Le module « MESH »

Ce module contient tous les outils nécessaires pour générer un maillage élément fini sur un assemblage.

H. Le module « JOB »

Une fois que toutes les tâches de définition du modèle ont été réalisées, il faut utiliser le module Job pour analyser ce modèle. ABAQUS va alors réaliser tous les calculs nécessaires et en tirer des résultats.

I. Le module « VISUALIZATION »

Ce module permet de visualiser le modèle et les résultats, les courbes de charges, les déformations... [11]

III.4 PRESENTATION DU PROBLEME

Dans ce chapitre en changera les formes de la pièce fémorale et calcul les contrainte et étudier l'influence du changement pour cela nous utilisons les données suivantes :

III.4.1 MATERIAUX UTILISE POUR LES INSERTS

Tableau III.1 : Caractéristique mécanique des matériaux utilisés.

Insert	matériaux	Module d' Young (MPa)	Coefficient de Poisson	Masse volumique (g/ cm ³)
Cupule	Zircone	240000	0.28	6.02
Tête fémoral	UHMWPE	1000	0.3	0.92-0.95

III.4.2 LOGICIEL UTILISE :

Dans cette étude nous avons utilisé le logiciel de calcul des structures, logiciel des éléments finis ABAQUS, Il est avant tout un logiciel de simulation par éléments finis de problèmes très variés en mécanique. Il est connu et répandu, en particulier pour ses traitements performants de problèmes non-linéaires.

III.4.3 PRESENTATION GENERALE :

- Chaque étape de modélisation :
- Nouveau menu
- Arborecence des différentes étapes. (À gauche)
- Fenêtre en bas : feedback
- Partie centrale : visualisation de la structure

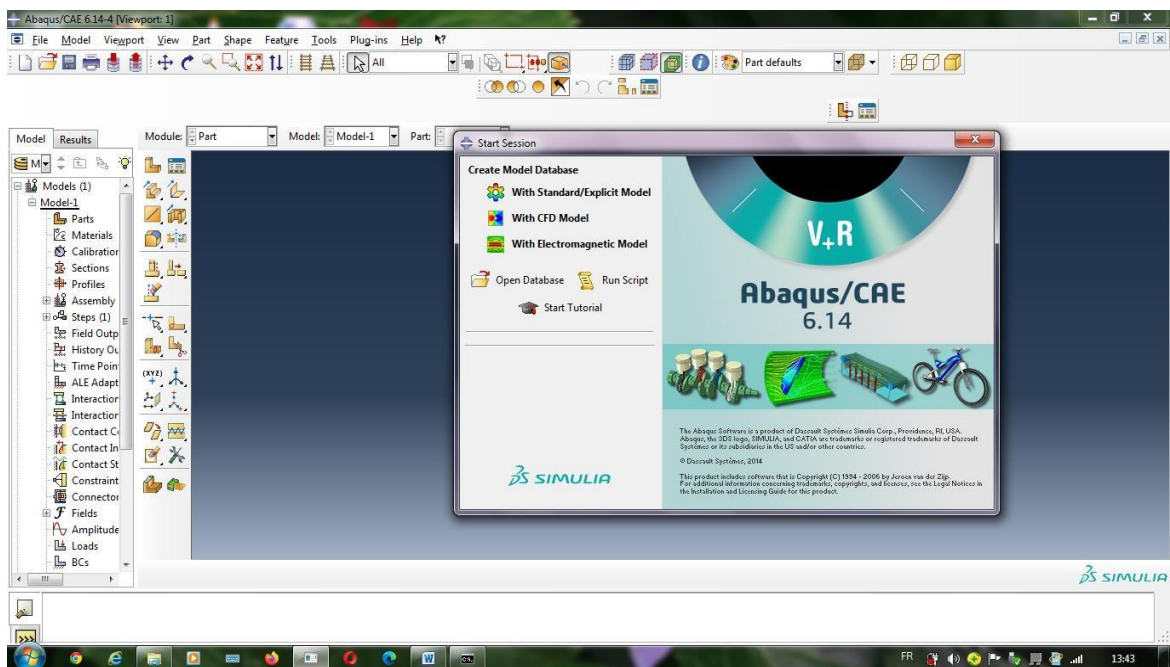


Figure III.3 : la première fenêtre de l'interface ABAQUS

PART

Dans cette première étape, l'utilisateur dessine toutes les pièces du problème. Chaque pièce est créée grâce à l'outil 'Créates Part'. Elles sont définies en fonction de leur nom (par défaut, le logiciel utilise le mot Part suivi d'un numéro, correspondant au nombre de pièces). Il faut ensuite entrer d'autres caractéristiques importantes

- Création de la géométrie
- Dimensions de l'espace (1D.2D.3D)
- Type : rigide, déformable...
- Forme : barre, coque, massif...
- Géométrie.

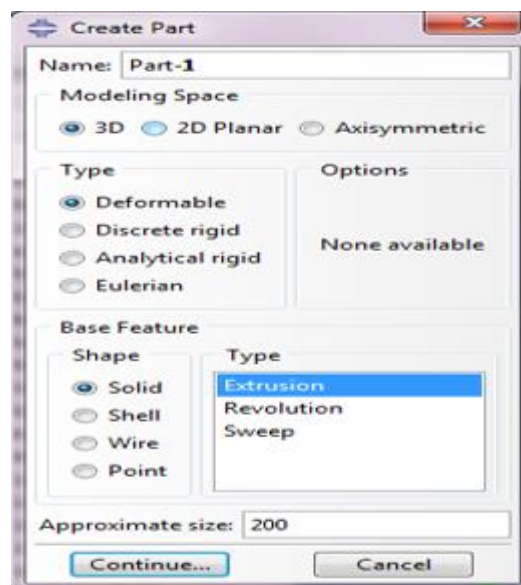


Figure III.4 module part

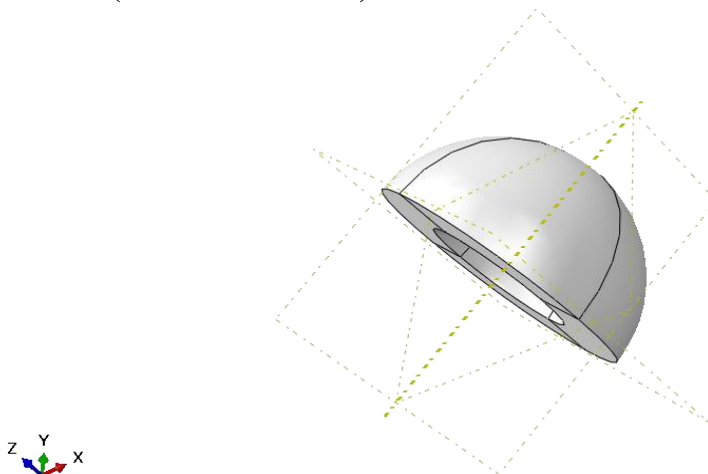
GEOMETRIE (MODULE PART)

Figure III.5 : La géométrie de cupule

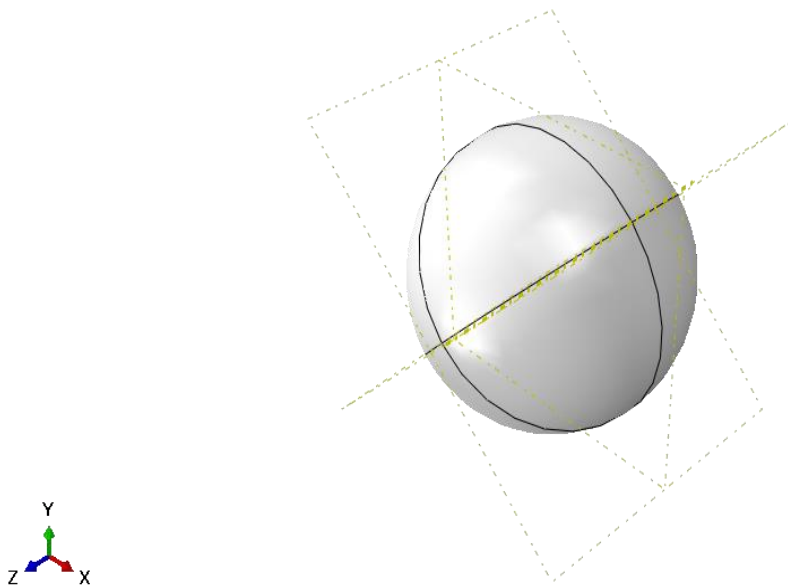


Figure III.6 La géométrie de tête fémorale

PROPERTY

Définition des matériaux et des sections

- Définition des matériaux :
- Lois de comportement
- Définition de section
- Affectation des sections (pour chaque composante du modèle).

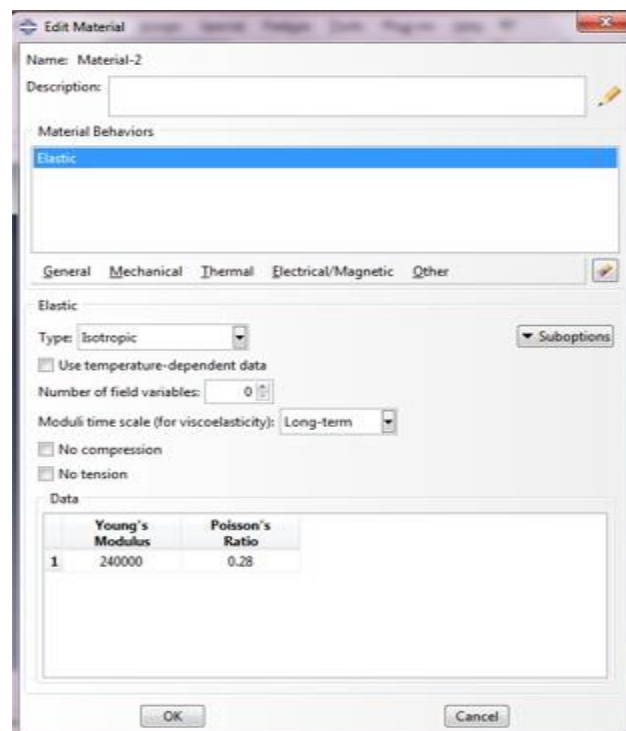


Figure III.7. Propriété mécanique de Cupule

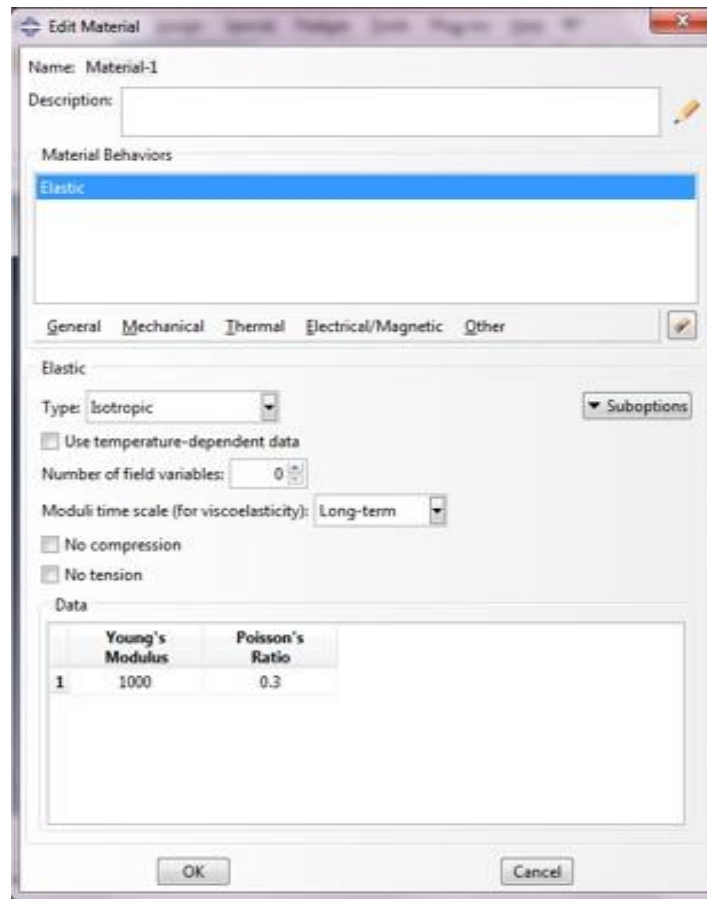


Figure III.8. Propriété mécanique de la tête fémorale

PROPRIETES DES MATERIAUX (MODULE PROPRIETY)

Module du Young $E=240000$ MPA ; coefficient du poisson $=0.28$

Module de Young $E=1000$ MPA ; coefficient du poisson $= 0.3$

Crée une rubrique (Crète section)

Section - solide – homogène

ASSEMBLY

On rassemble toutes les pièces avec 'Créates Instance' afin de modéliser le phénomène physique. Le contact est réalisé avec 'Créates Constraint' :

Il est crucial pour déterminer le contact entre deux pièces de définir les surfaces de contact, sa direction et la distance, ou 'Clearance', qui les séparent. Il faut déterminer une distance adéquate, évité de trop les éloigner, pour optimiser la résolution : il faut éviter de demander au logiciel trop de calculs inutiles.

Assemblage des différentes parties du modèle

- Importation des parties.
- Assemblage en utilisant différents outils.
- Face à face.
- Faces parallèles.

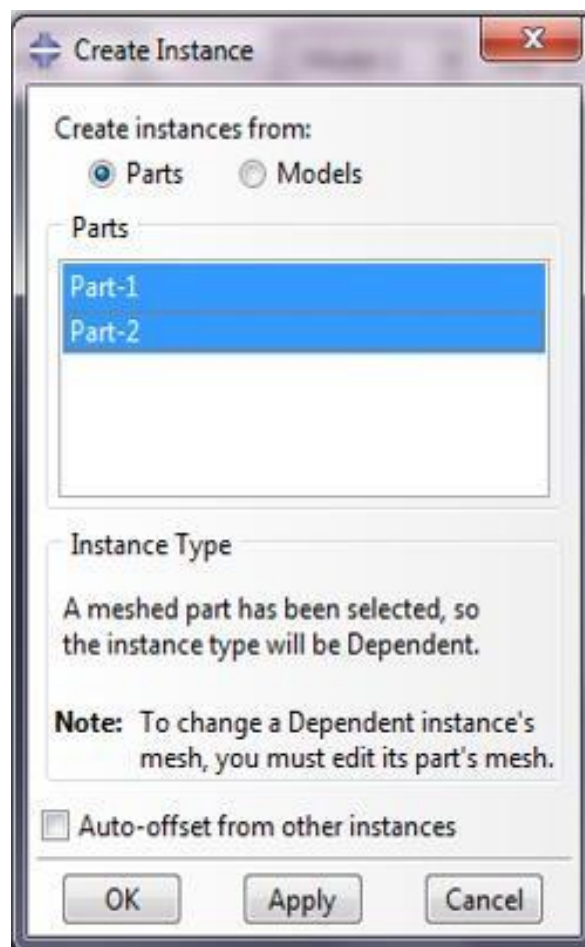


Figure III.10. Créates Instance des parties

ASSEMBLAGE (MODULE ASSEMBLY)

Enfin faire l'assemblage de deux parties (condyle et plateau mobile) et obtenir ainsi la structure comme c'est représenté sur la figure suivant :

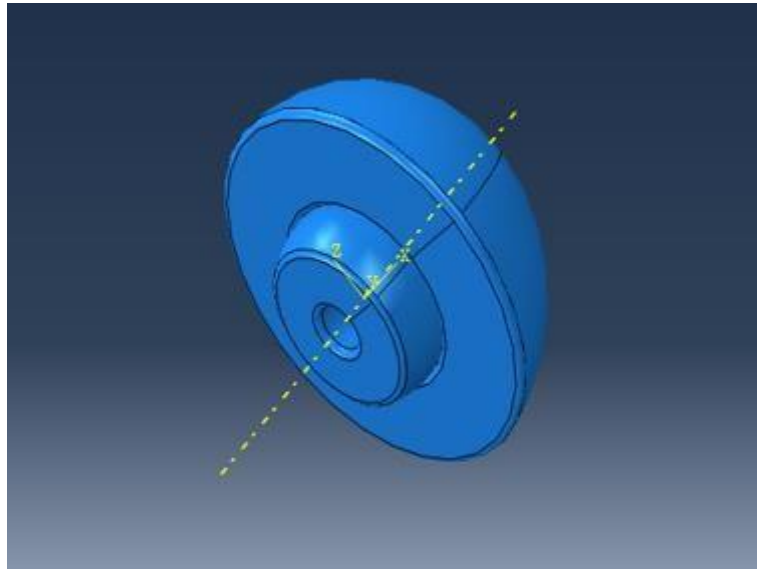


Figure III.11. Assemblages des parties

STEP

Sélection de la procédure de résolution et résultats à la sortie 3 sous étape :

- Choix de la procédure de résolution
- Définition des variables champ (champ de déformation, champ de contrainte)
- Visualiser ces champs
- Variables à des endroits bien particuliers. (À un nœud par exemple)
- Création de courbes

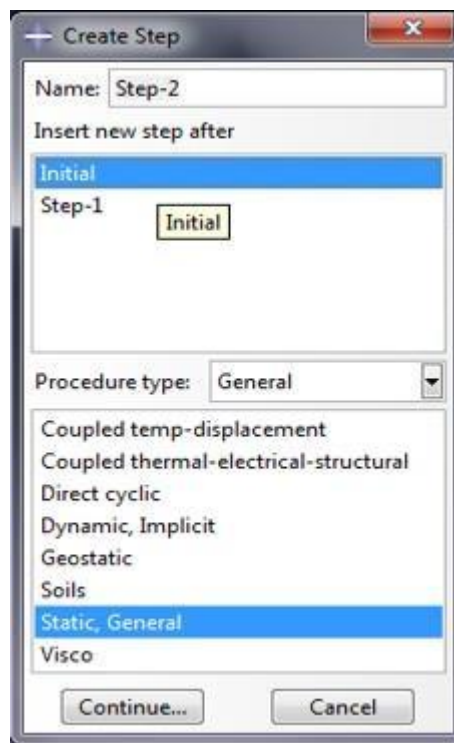


Figure III.12. Créates step

ETAPE DE CALCUL (MODULE STEP) :

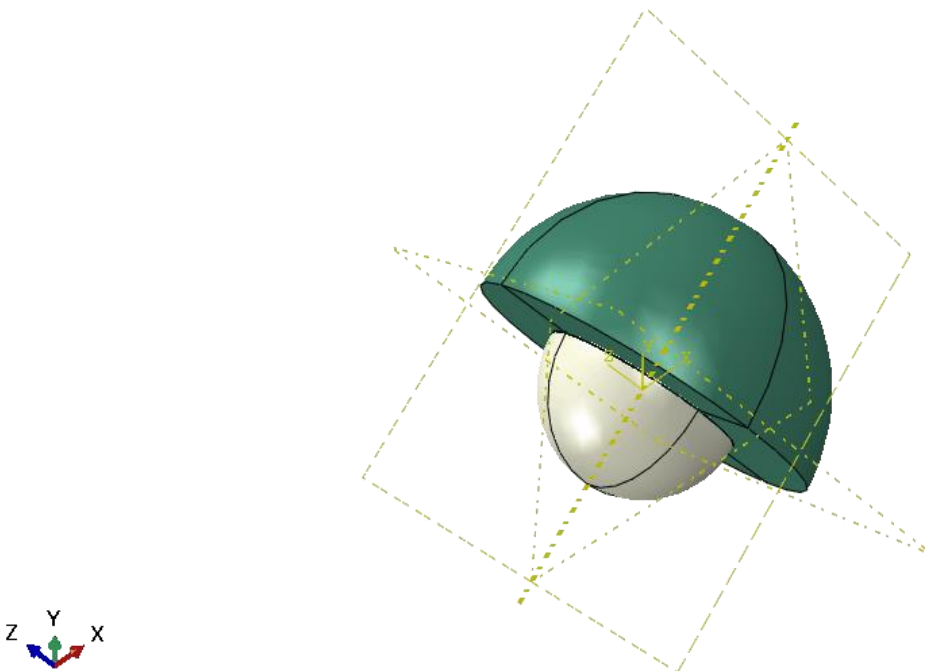


Figure III.13. Etape de calcul des parties assemblées

INTERACTION

Il définit les interactions entre chaque pièce et introduit les premières hypothèses portant sur les contacts, les contraintes et les connections éventuelles

- Interaction entre les parties d'un modèle
- Définition des types de liaison : frottement, contact parfait...

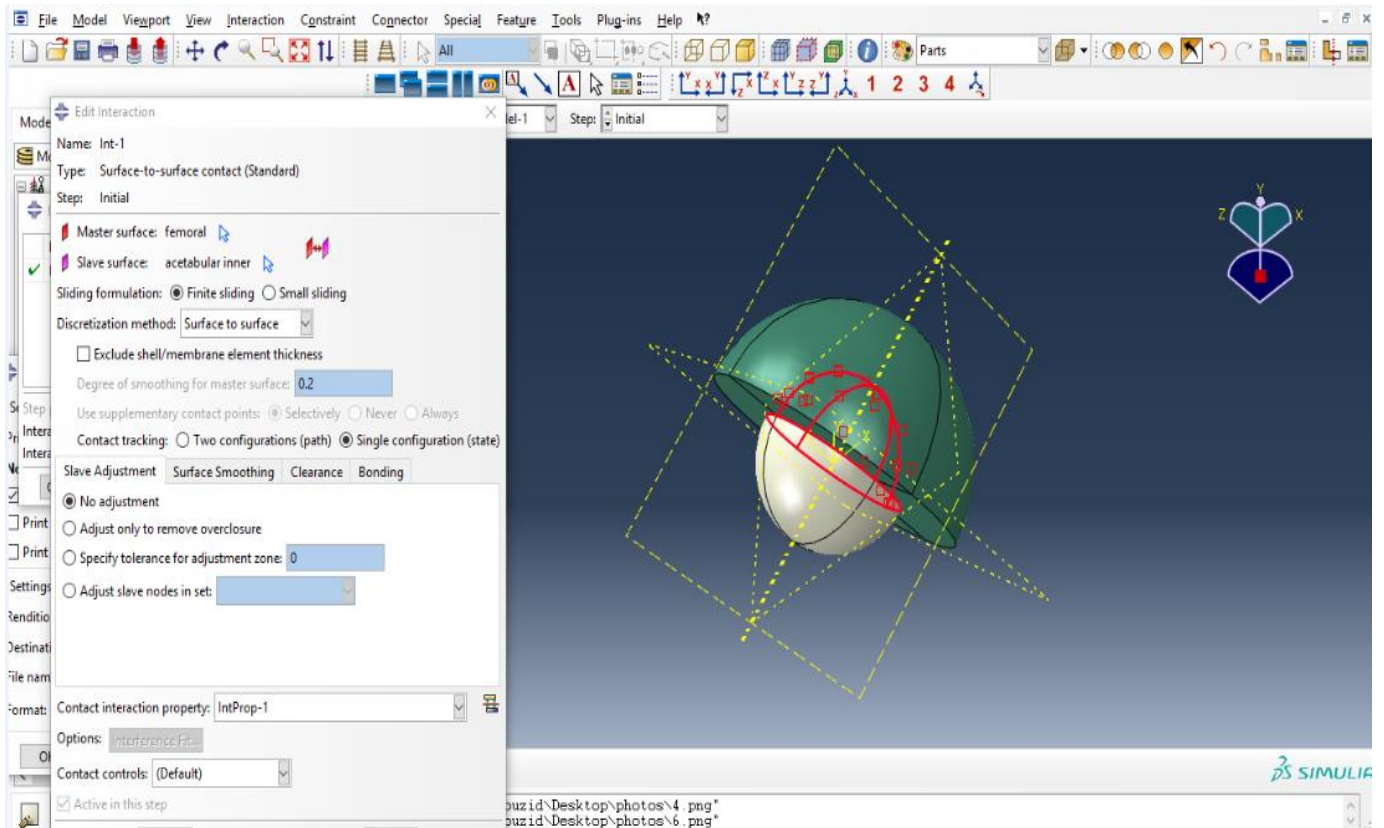


Figure III.14. Interaction de la pièce

LOAD

On définit le système à partir de 'Créates Load' il regroupe tous les mouvements possibles que l'on rencontre, le nombre de degrés de liberté pour chaque pièce et l'ensemble des forces auxquelles le système est soumis

- Changement et condition aux frontières
- Définition des charges : force concentrée, contrainte imposée...
- Définition des conditions aux frontières : encastrement, appuis simple, déplacement imposé

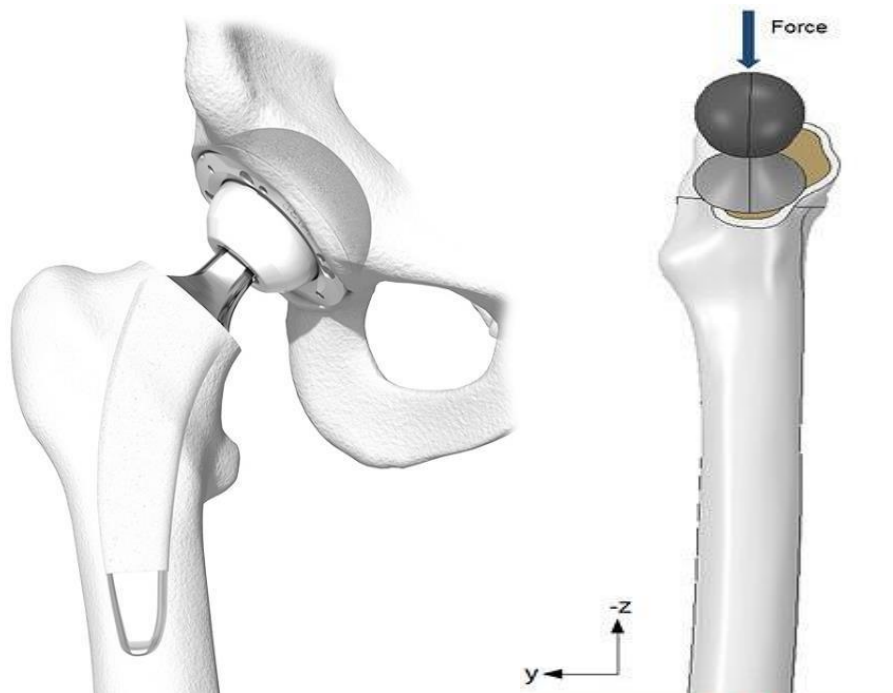


Figure III.16. La force appliquée sur la PTH [12]

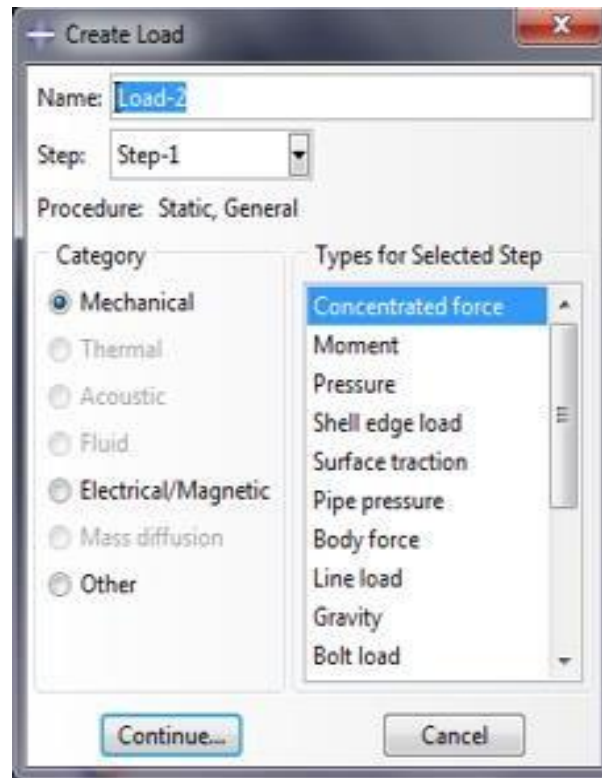


Figure III.17. Create load

CONDITION AUX LIMITE ET CHARGEMENT (MODULE LOAD)

Les conditions aux limites : $U_x=U_y=U_z=U_{R_x}=U_{R_y}=U_{R_z}=0$

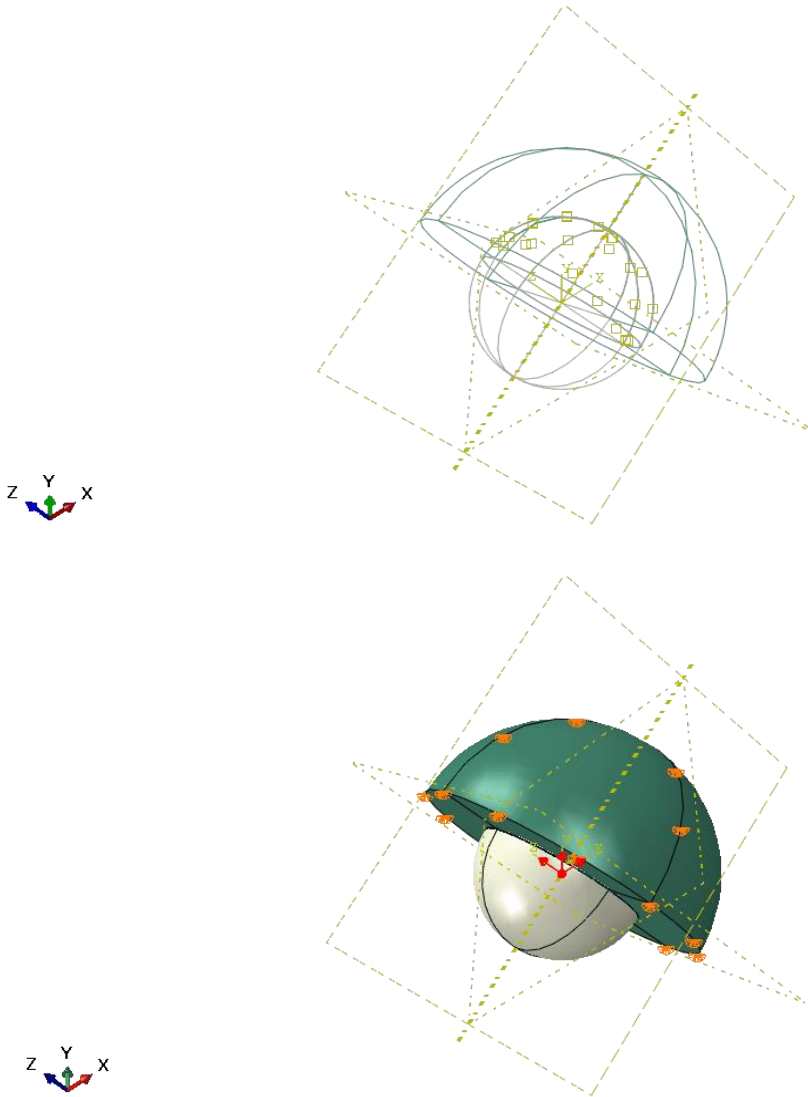
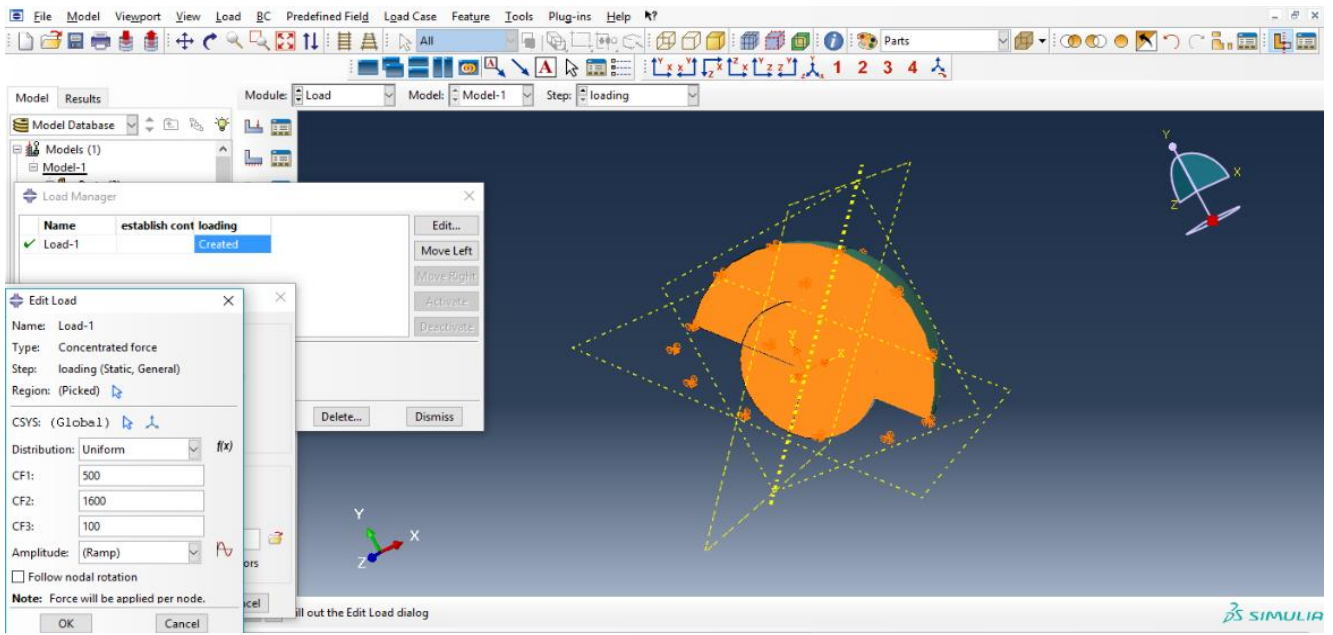


Figure III.18. Conditions aux limites et chargement des parties

MESH

Il faut remplir des conditions satisfaisantes et facilitant le calcul numérique, dans le module 'Mesh'. En effet, l'art du maillage repose essentiellement sur deux critères :

Les éléments de maillage (par exemple, hexaédriques, cubiques, tétraédrique dans 'Mesh Control') et la Complexité topologique de chaque pièce. Plus la difficulté est accrue, plus la couleur se rapproche du rouge, et inversement, plus le maillage sera aisé, plus la pièce se verra colorée en vert. Ainsi, elles doivent être nécessairement partitionnées, dans l'optique d'optimiser le temps de calcul ou CPU, via l'outil (créates Partition).

- Maillage du modèle
- Choix de la taille de la maille
- Sélection de la méthode de maillage (suivant la géométrie du modèle).
- Sélection du type de l'élément

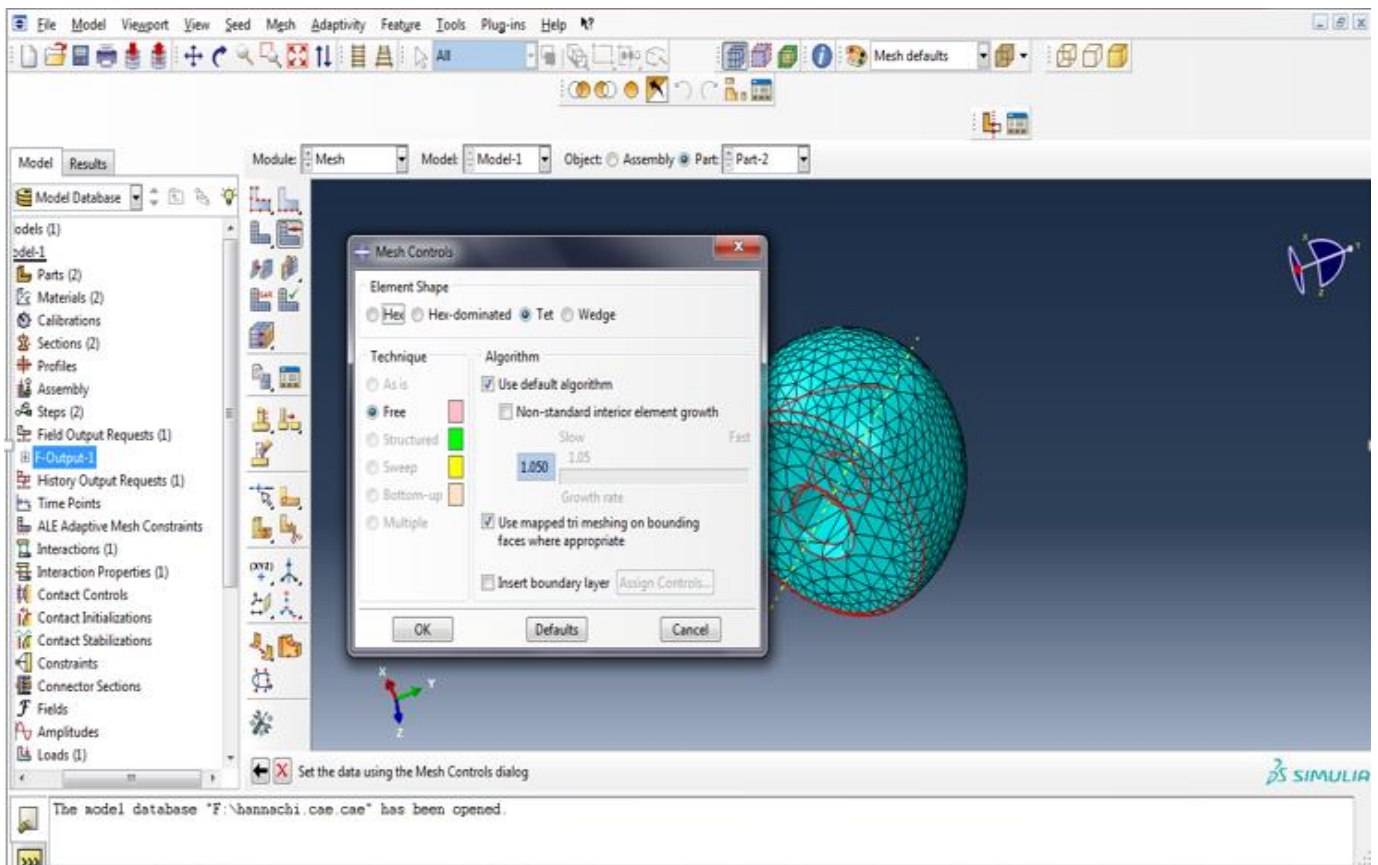


Figure III.19. Module mesh

MAILLAGE (MODULE MESH)

- Une partie des semences (seed part)
- Approximation de taille mondiale =1.5

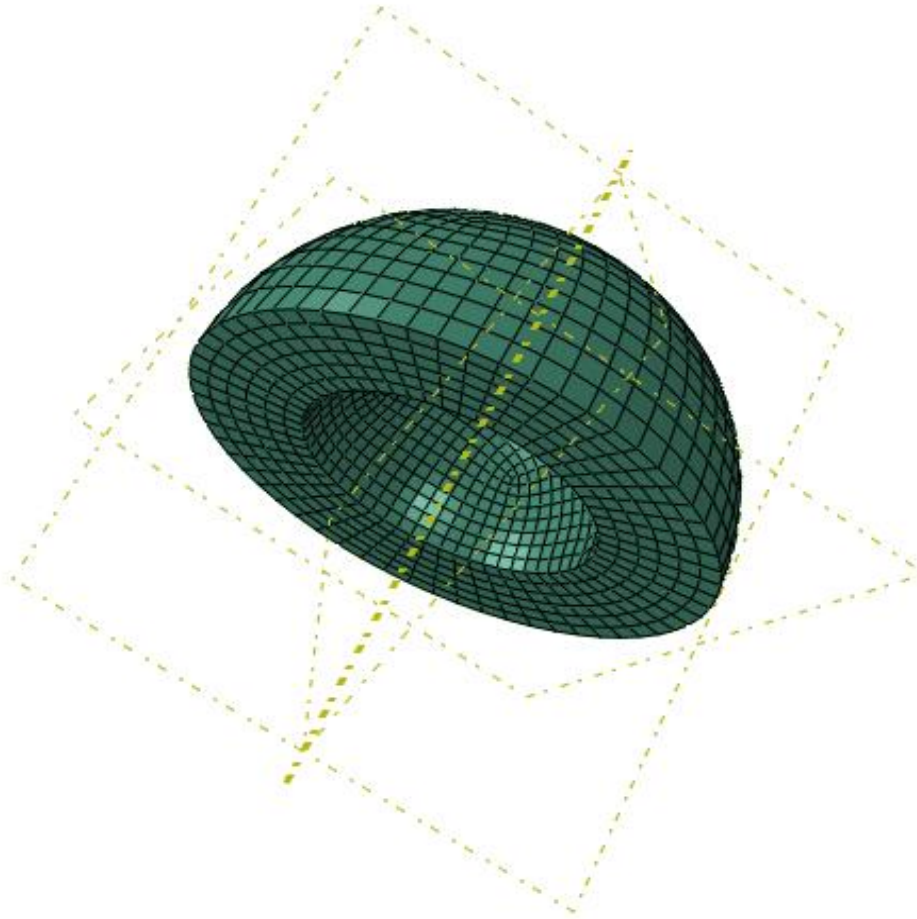


Figure III.20. Maillage utilisé.

JOB

Le module 'Job' reprend les caractéristiques de calcul dans le module 'Step', Nous pouvons lancer plusieurs calculs différents

- Création du fichier de données (jop-2.inp)
- Lancement du calcul.
- Vérifier s'il n'y pas d'erreurs.

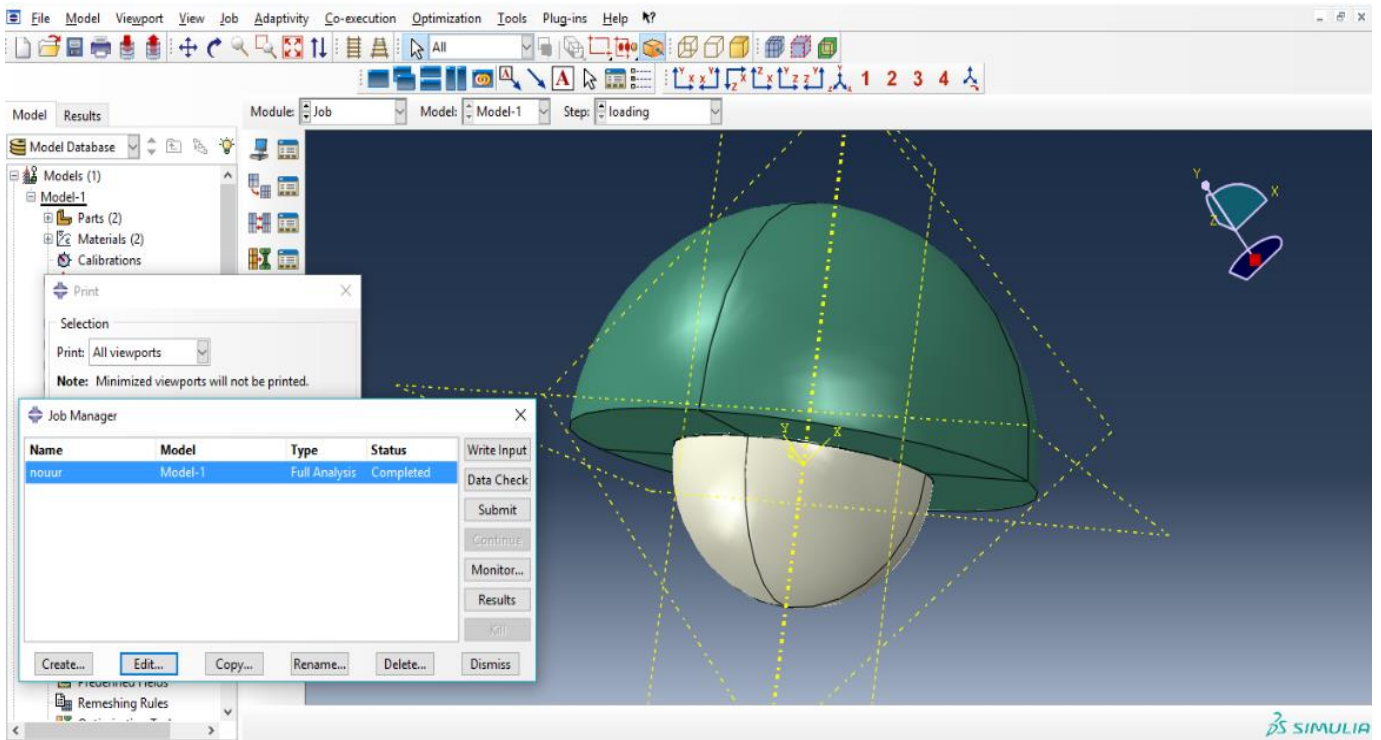


Figure III.21. Module job

VISUALISATION

- Visualisation des résultats finalement
- Visualisation des différents champs de variables
- Faire des opérations sur les résultats (addition, soustraction ...)

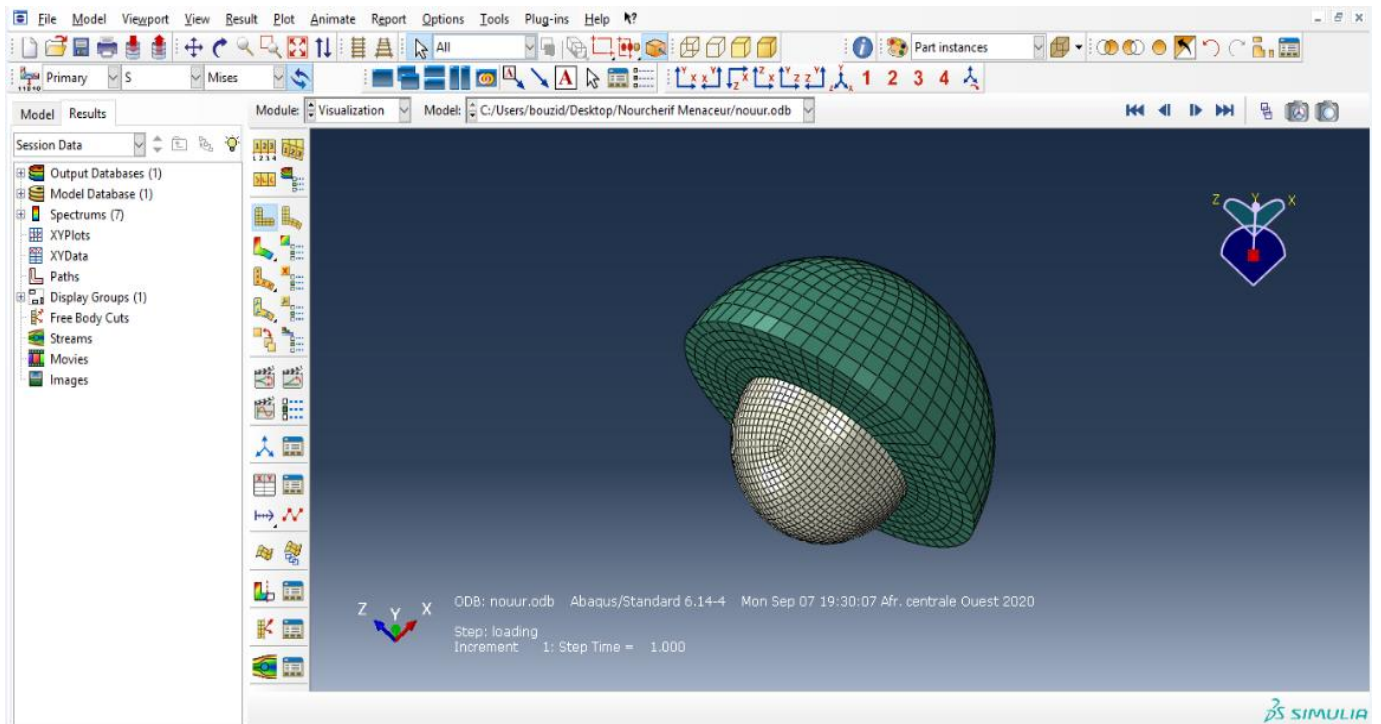


Figure III.22. Visualisation de la pièce

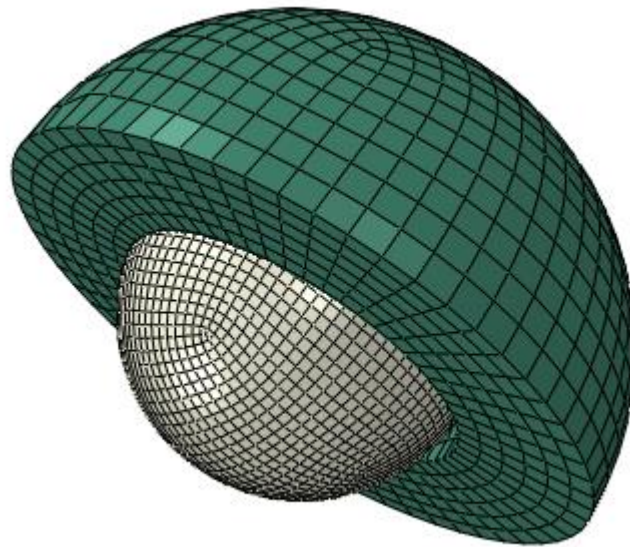


Figure III.23. État initiale visualisation

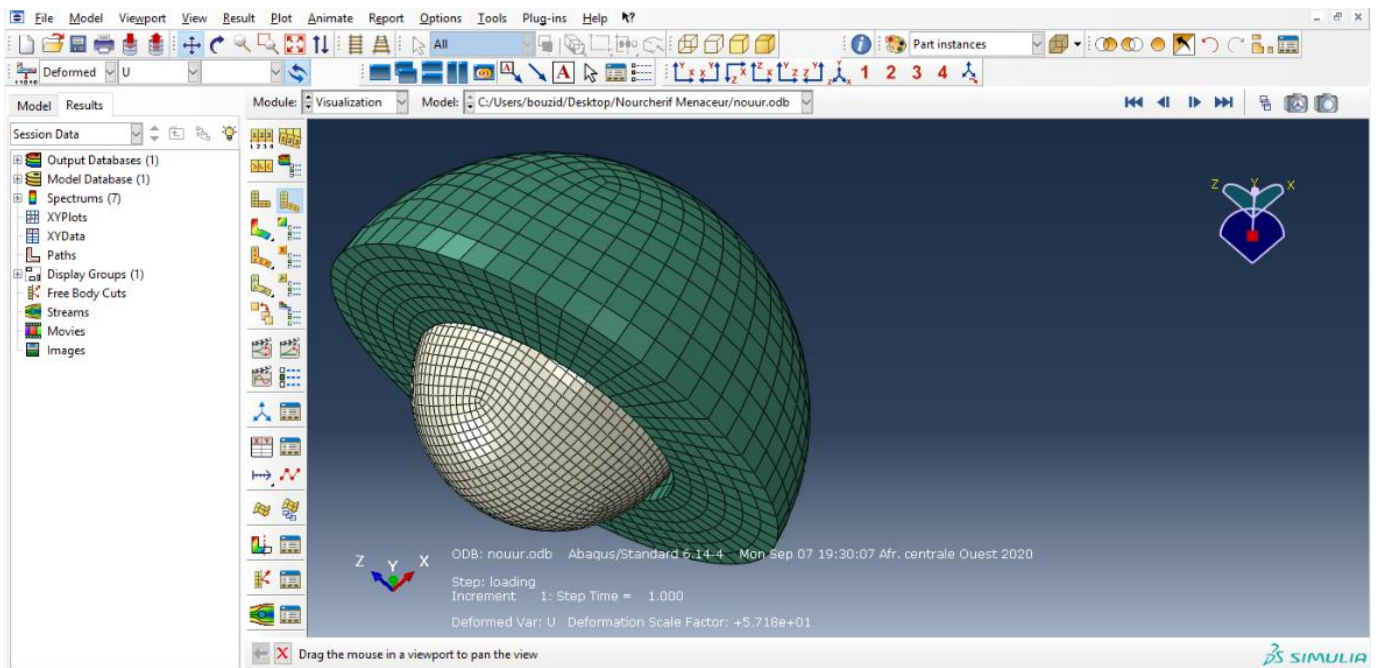


Figure III.24. Déformation de la pièce

III.4.4 RESULTATS ET DISCUSSION

Les résultats trouvés après l'application de logiciel ABAQUS pendant les conditions aux limites sont :

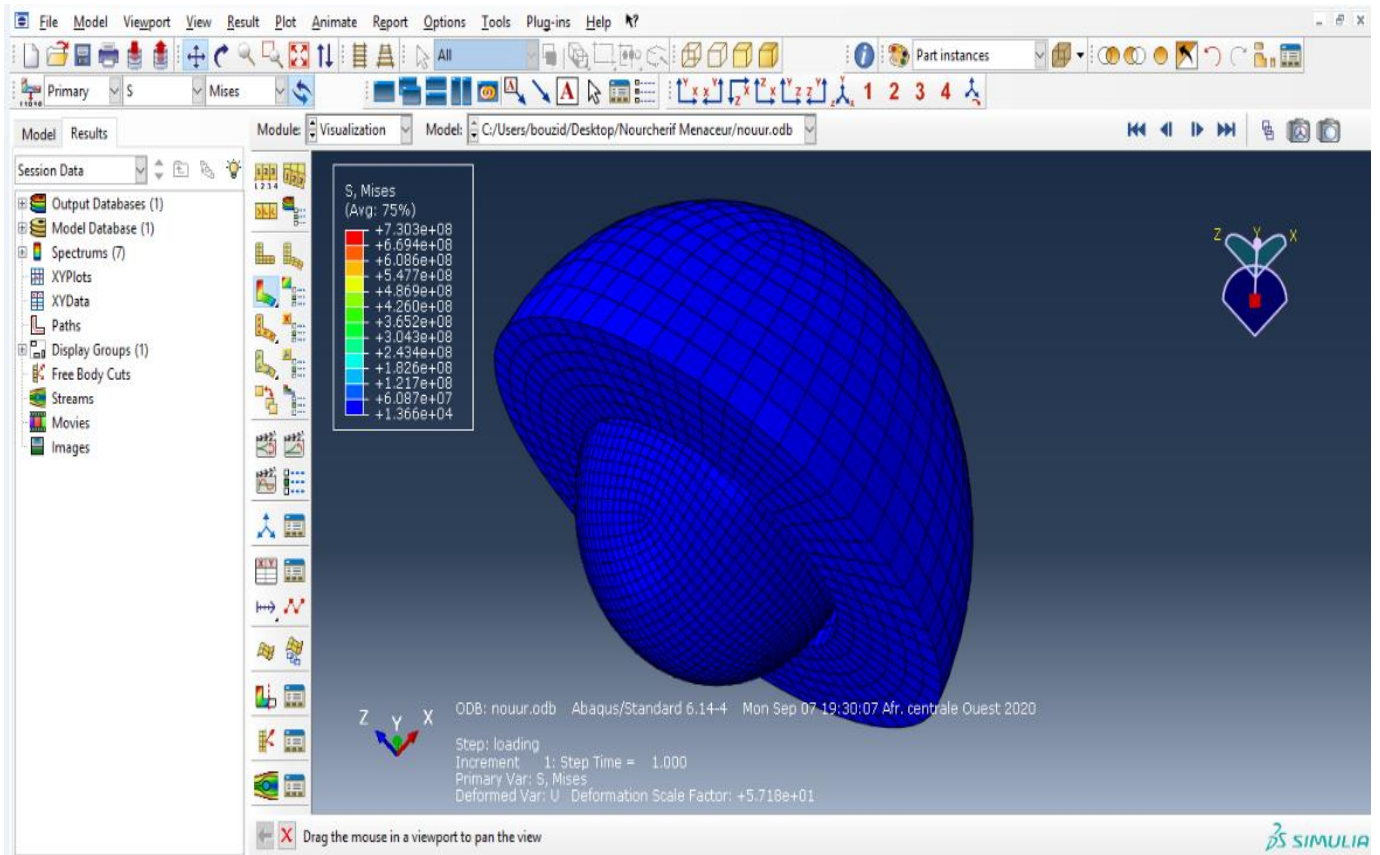


Figure III.25. Concentration des contraintes

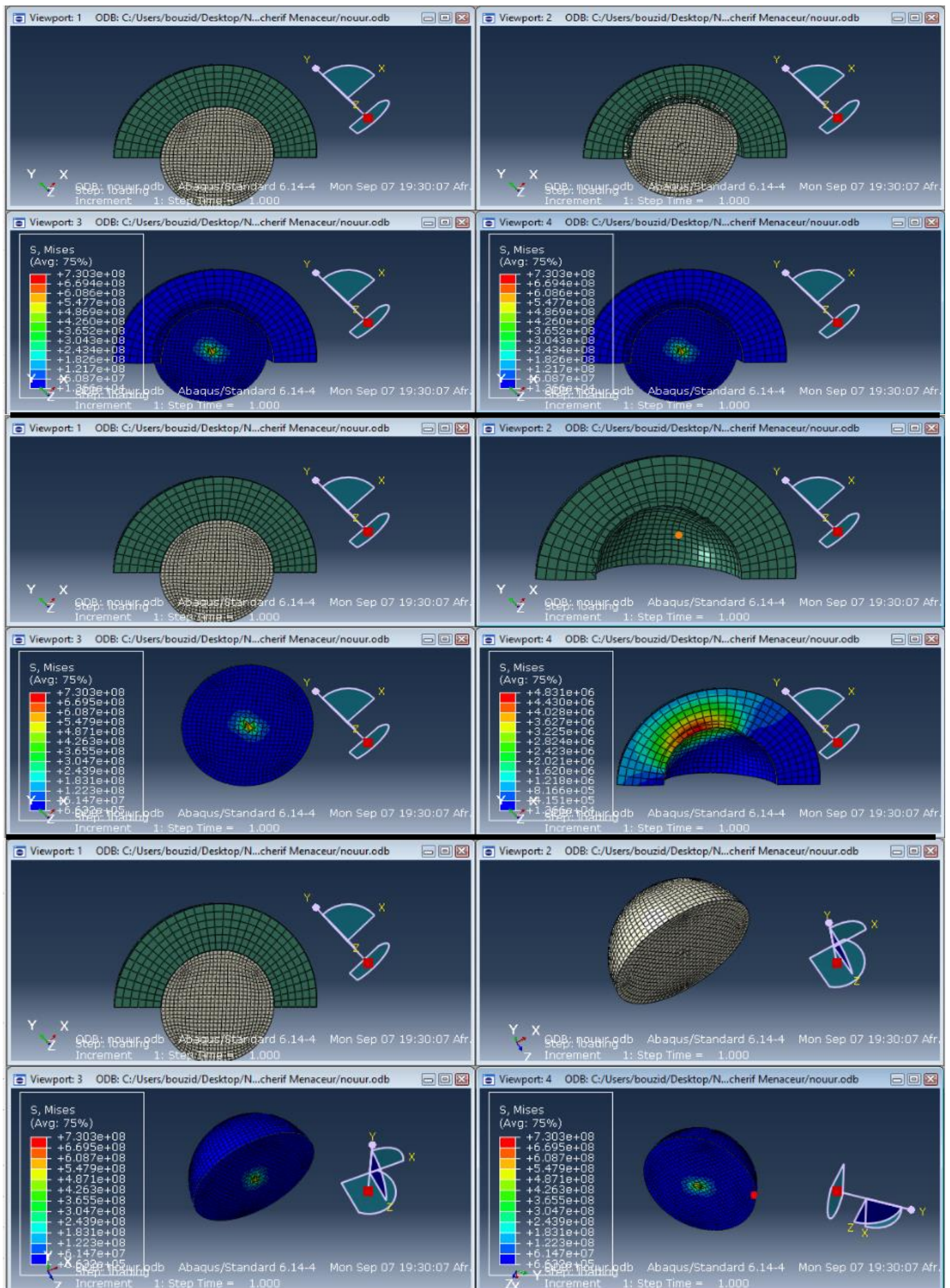


Figure III.26. Résultat de modélisation

III.5 CONCLUSION

Dans ce travail on a considéré la prothèse totale de la hanche, seul l'insert supérieur a été étudié pour juger les contraintes engendrées par le chargement considéré. La géométrie et les données nécessaires au travail ont été insérées dans le logiciel des éléments finis et les résultants montrent en général des valeurs basses des contraintes normales ou tangentielles. Il apparaît que le matériau choisi se comporte comme un matériau résistant au chargement considéré.

Cette étude a été menée moyennant la simulation numérique avec le code de calcul par éléments finis ABAQUS. La comparaison entre les résultats expérimentaux et numériques a montré la pertinence de notre démarche. Le traitement partiel de certaines parties des tubes a été correctement décrit numériquement. L'étude paramétrique a grandement contribué à la bonne simulation du comportement de ces structures. Des améliorations peuvent être obtenues en optimisant le maillage.

En conclusion cette étude, malgré sa généralité, montre tout au moins une bonne facette du comportement mécanique des matériaux dans le cas de chargement considéré.

III.6 Références bibliographiques

- [1] Julien Briche. *Thermomécanique .Introduction à la CAO sur le logiciel ABAQUS*.
- [2]TURNER G. ET DHATT G, « *Une présentation de la méthode des éléments finis* », Eds.P.U.L.Q., France, 1981.
- [3] ARGYRIS J.H. AND KELSEY S, « *Energy theorems and Structural Analysis* ». Butterworh, London, 1960
- [4]ROBERT D. COOK, DAVID S. Malkus and Michael E. plesha , « *Concepts and applications of finit element analyses* » . University of Wisconsin-Madison, john wiley & sons 1988
- [5]Jérôme Hausselle. *Etude de la dégradation par chocs de têtes et cupules de prothèses de hanche enBiocéramique. Mécanique* [physics.med-ph]. Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, 2007. Français
- [6]MESTAT, Philippe. *Modèles d'éléments finis et problèmes de convergence en comportement non linéaire*. s.l : Laboratoire central des Ponts et Chaussées, 1998 - RÉF. 4187 - pp 45-60.
- [7]PENG HE *modélisation numérique du comportement mécanique sur pente des dispositifs geosynthétiques* Soutenue le : 22 juin 2006
- [8] « *La Méthode Des Eléments Finis Cours 1 Notions Introductives* ».
- [9]Jérôme Hausselle. *Etude de la dégradation par chocs de têtes et cupules de prothèses de hanche en Biocéramique. Mécanique* [physics.med-ph]. Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne, 2007. Français
- [10] ABAQUS. Une brève introduction. ABAQUS/CAE 6.9.
- [11] MAZOUZI ABDELHAMID «*.simulation numérique par éléments finis de l'amorçage et propagation de fissure en mode dans un éprouvette DCB en composite* » thèse présenté pour obtenir du diplôme de magister Université of Science and Technologie Houari Boumediene
- [12] <http://asia-hanche.com/questions-sur-la-prothese/>