REPIBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUEET POPULAIRE

MINISTER DE L'ENEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE

RECHERCHE SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE YAHIA FARES DE MEDEA

Faculté de Technologie

Département de Génie des procédés et Environnement



Mémoire de fin d'études

En vue de l'obtention du Diplôme de Master

Filière : Génie des procédés

Spécialité : Génie Matériaux

Thème :

Etude Numérique en 3D de l'Effet de Matériaux d'une Cupule sur une Prothèse de Hanche

Présenté par :

FERHAT Amel

DEBDABI Rekia

proposé et dirigé par :

Encadreur : Dr. REBHI Redha

Co-Encadreur : Pr. HADIDI Noureddine

2022/2023

بسم الله الرحمن الرحيم

Remerciements

A la fin de ce travail, nous devons d'abord remercier Dieu Qui nous a donné la force et le courage pour suivre nos études et d'accéder À ce stade et à nos parents qui ont été si favorables.

Un grand merci à mes superviseurs, le Mr. REBHI Redha Et Mr HADIDI Noureddine Qui nous a aidés, et pour sa patience, sans lui nous n'aurions pas pu accomplir cet humble travail.

Nous tenons aussi à remercier les membres de jury qui nous ont fait honneur d'examiner ce travail.

Enfin, nous renouvelons nos remerciements à ceux qui nous ont aidés de près ou de loin pour réaliser ce travail

DÉDICACES

Merci mon dieu de m'avoir donné la capacité d'écrire et de réfléchir, la patience d'aller jusqu'au bout du rêve J'ai l''honneur de dédier ce modeste travail :

A ma mère qui m'a donné la vie, qui s'est sacrifiée pour mon bonheur et ma réussite.

A mon père, qui a toujours été mon ombre Qui m'a veillé toute ma vie pour m'encourager et me protéger.

Et à mes frères et ma sœur, que Dieu vous garde pour moi

À mon mari qui m'a soutenue et encouragée à terminer le parcours scolaire

Et à ma deuxième famille, qui a également eu le mérite d'avoir terminé ce travail

A tous ceux qui ont sacrifié leur temps pour la science.

REKIA

DÉDICACES

Je consacre mon travail et mes efforts à :

Celle qui m'a comblée de son amour et de sa compassion, celle qui m'a inculqué l'amour de la Connaissance, elle a donc été le secret de ma réussite. A toi est ma mère (KARIMA DWIFI). Que dieu te protège.

Qui a illuminé mon chemin et m'appris à atteindre mes objectifs. La perfection dans la diligence est vôtre, mon père (ABDELKRIM), que dieu vous accorde le succès dans vos démarches.

Frère et sœurs.

Qui m'a encouragé et soutenu dans chaque étapes de mon futur mari.

Mon ami qui m'a aidé tout au long de ma carrière universitaire.

AMEL

تلخيص

أصبحت المحاكاة العددية أداة أساسية في الميكانيكا الحيوية لفهم السلوك الميكانيكي للأجزاء المفصلية من جسم الإنسان. 'المفصل .إن زيادة العمر التشغيلي للطرف الاصطناعي للورك بالكامل مرهون بتحسين أدائه الميكانيكي، ولا سيما التحسين الجيد لشكله (القطر، والسمك، وما إلى ذلك) وزوج المواد المستخدمة. الهدف من هذه الأطروحة هو التحليل ، عن طريق المحاكاة العددية ، للسلوك الميكانيكي في المختبر لكوب من طرف اصطناعي كامل للورك ، باستخدام أربعة أقطار مختلفة من الكأس (22.2 × 50 مم ، و 28 × 50 مم ، و 32 × 50 مم وقطر 36 × 50 مم) بثلاثة أزواج من المواد الحيوية لكوب الرأس المستخدمة (316 **L / UHMWPE** ،**316L / Virgin PP** و316 **L / PP**مقذوف) تحت تأثير الضغوط الناتجة عن الجسم ، بهدف اختيار الزوج الذي يوفر وظائف حيوية أفضل ، نريد إبراز التأثيرات من القطر الداخلي للكوب ، وطبيعة المواد الحيوية المستخدمة في أداء وموثوقية الأطراف الاصطناعية المدروسة.

سمحت لنا النتائج التي تم الحصول عليها بشكل أساسي بتحليل توزيع الضغوط والسلالات من خلال مقارنة موقع النقطة الساخنة للحالات التي تم تحليلها والتي توضح بوضوح أن زوج المواد 316 **L / UHMWPE**لقطر كوب **Ø36x50mm**أعطى توزيعًا أفضل للضغوط والسلالات عند مستوى الكأس مقارنة مع تلك التي قدمها الأزواج من المواد **316L / Virgin PP**و **PP/316L** المبثوق للأقطار الأخرى.

الكلمات المفتاحية: كوب، مفصل صناعي كامل للورك، بولي بروبيلين، 316 لتر، **UHMWPE.**

Résumé

La simulation numérique est devenue un outil essentiel en biomécanique pour la compréhension du comportement mécanique des parties articulaires du corps humain. De nombreuses études dans le domaine de biomédical, connaît également un intérêt majeur quant à l'utilisation de la simulation numérique notamment pour le développement de prothèses totales de hanches, ses deux principaux éléments sont la tête et la cupule, qui assurent la fonctionnalité de l'articulation.

L'augmentation de la durée de vie en service d'une prothèse totale de hanche, est conditionnée par l'amélioration de ses performances mécaniques, notamment la bonne optimisation de sa forme (diamètre, épaisseur,..) et son couple de matériau utilisé. L'objectif de cette mémoire est d'analyser, par simulation numérique, le comportement mécanique in-vitro d'une cupule d'une prothèse totale de hanche, en utilisant quatre diamètres différents de la cupule (Ø22,2x50mm, Ø28x50mm et Ø32x50mm et Ø36x50mm) avec trois couples de biomatériaux tête-cupule utilisés (316L/UHMWPE, 316L/PP Vierge et 316L/ PP extrudé) sous l'effet de sollicitations engendrées par le corps, en vue de choisir le couple qui offre une

meilleure bio fonctionnalité, nous voulons mettre en relief les effets du diamètre interne de la cupule, et la nature des biomatériaux utilisés sur le fonctionnement et la fiabilité des prothèses étudiées**.**

Les résultats obtenus nous ont permis essentiellement d'analyser la répartition des contraintes et déformations en comparant la localisation du point chaud pour les cas analysés qui montrent clairement, que le couple de matériaux 316L/ UHMWPE pour un diamètre de cupule Ø36x50mm , a donné une meilleure répartition des contraintes-déformations au niveau de la cupule comparée à ceux donnés par les couples de matériaux 316L/PP Vierge et 316L/ PP extrudé pour les autres diamètres **.**

Mots-Clés : Cupule, Prothèse totale de la hanche, Polypropylène, 316L, UHMWPE**.**

Abstract

Numerical simulation has become an essential tool in biomechanics for understanding the mechanical behavior of articular parts of the human body. Many studies in the field of biomedical, also knows a major interest in the use of digital simulation especially for the development of total hip prostheses, its two main elements are the head and the cup, which ensure the functionality of the 'joint. The increase in the service life of a total hip prosthesis is conditioned by the improvement of its mechanical performance, in particular the good optimization of its shape (diameter, thickness, etc.) and its pair of materials used. . The objective of this thesis is to analyze, by numerical simulation, the in-vitro mechanical behavior of a cup of a total hip prosthesis, using four different diameters of the cup (Ø22.2x50mm, Ø28x50mm and Ø32x50mm and Ø36x50mm) with three pairs of head-cup biomaterials used (316L/UHMWPE, 316L/Virgin PP and 316L/extruded PP) under the effect of stresses generated by the body, with a view to choosing the pair that offers better bio-functionality, we want to highlight the effects of the internal diameter of the cup, and the nature of the biomaterials used on the functioning and reliability of the prostheses studied.

The results obtained essentially allowed us to analyze the distribution of stresses and strains by comparing the location of the hot spot for the cases analyzed which clearly show that the pair of 316L/UHMWPE materials for a cup diameter Ø36x50mm gave better distribution of stresses-strains at the level of the cup compared with those given by the couples of materials 316L/Virgin PP and 316L/extruded PP for the other diameters.

Keywords: Cup, Total hip prosthesis, Polypropylene, 316L, UHMWPE.

Sommaire

Introduction Générale ……01

Chapitre I : Généralité sur les prothèses

1.1 Introduction **……... 03**

1.2 Les prothèses**…….. 04**

1.2.1 Définition la prothèse **……... 04**

1.2.2 Historique de la prothèse **…….. 04**

1.2.3 Différents types de prothèses **……... 07**

1.3. Les biomatériaux **…….. 07**

1.3.1 Définition les biomatériaux**…….. 07**

1.3.2 Historique les biomatériaux**……. 08**

1.3.3 Propriétés des biomatériaux**……. 10**

1.3.3.1 Propriétés mécaniques **…… 10**

1.3.3.2 Les propriétés physiques **…… 12**

1.3.3.2.1 Propriétés thermique **……..12**

1.3.3.2.2 Optiques **…… 13**

1.3.3.3 Propriétés chimiques **……. 14**

1.3.4 Impact des biomatériaux **……... 16**

1.3.5 Critères de choix d'un biomatériau **……. 17**

1.3.6 Différents types de biomatériaux **……... 17**

1.3.6.1 Métaux et alliages métallique**……. 18**

1.3.6.1.1 Avantages et inconvénients des métaux **…….. 18**

1.3.6.1.2 Applications…….. **19**

1.3.6.2 Les Céramique …….. **19**

1.3.6.2.1 Avantages et inconvénients ……. **19**

1.3.6.2.2 Propriétés et applications ……. **20**

1.3.6.3 Les polymères …… **21**

1.3.6.3.1 Avantages et inconvénients……... **21**

1.3.6.3.2 Propriétés et applications ……. **22**

1.3.6.4 Les biomatériaux d'origine naturelle ……. **23**

1.3.6.4.1 Avantages et inconvénients ……. **24**

1.3.6.4.2 Propriétés et applications……. **24**

1.3.6.5 Les textiles…….. **25**

1.4. Biocompatibilité…… **26**

1.4.1 Définition Biocompatibilité……. **26**

1.5 Revu bibliographique …… **26**

1.6 Conclusion …… **28**

Chapitre II : les prothèses des hanches

2.1 Introduction …….. **30**

2.2 Définition les prothèses des hanches…… **30**

2.3 Historique de prothèse de hanche……. **31**

2.4 Les critères des prothèses totales de hanche……. **38**

2.5 Matériaux utilisés…….. **39**

2.6 Conclusion……. **40**

Chapitre III : Logiciel d'ANSYS

3.1. Définition d'ANSYS…… **42**

3.2. Commencer le programme……... **43**

3.2.1. ANSYS APDL…… **43**

3.2.2. ANSYS WORKPENCH…….. **43**

3.2.3. Structure du code ANSYS CFX…….. **44**

3.3. Simulation numérique par logiciel de structure statique…….. **45**

Chapitre IV : Discussion Et Résultats

4.1 Modèle Physique ……**47**

4.2 Effet de la sensibilité de maillage ……. **48**

4.2.1 Effet de la géométrie de la PTH…… **49**

4.2.1.1 Déplacement directionnel en fonction de diamètre de la cupule……. **50**

4.2.1.2 Déformation élastique équivalente…….. **51**

4.2.1.3 Déformation élastique principale maximale…….. **53**

4.2.1.4 Contrainte principale maximale…… **55**

4.2.2 Effet du couple de matériaux ……. **56**

4.2.2.1 Déformation élastique équivalente …….. **56**

Conclusion générale ……... 59

Liste Des Figures

Figure 1.1 : prothèse en bois et textile **..... 05**

Figure 1.2 : jambes de bois **……..... 05**

Figure 1.3 : différents types de prothèse **……..…... 07**

Figure 1.4 : spectre visible **……...… 13**

Figure 1.5 : Biomatériaux dans le corps humain cœur **…… 16**

Figure 1.6 : Classification des biomatériaux **……. 17**

Figure 1.7 : Monomère…**…… 21**

Figure 1.8 : liaison covalent atome d'hydrogène atome de carbone**……..... 21**

Figure 1.9 : liaison covalent **……..….. 21**

Figure 1.10 : Structure de PMMA **……..... 22**

Figure 1.11 : textile des stents **…….. 26**

Figure 2.1 : prothèse totale de hanche **……..... 30**

Figure 2.2 : Prothèse de SMITH-PETERSEN **…….…… 31**

Figure 2.3 : Prothèse de HEY GROVES **……...…. 31**

Figure 2.4 : Prothèse de JUDET **…….... 32**

Figure 2.5 : Prothèse de MOORE**……..... 33**

Figure 2.6 : Prothèse de THOMSON et Cotyle de MAC KEE FARRAR **…….... 33**

Figure 2.7 : Prothèse de JOHN CHARNLEY **…….…. 34**

Figure 2.8 : les défirent prothèses **…… 38**

Figure 2.9 : Tige courte cimentée **…… 38**

Figure 2.10 : Tige courte sur la hanche droite et tige standard à gauche **……. 38**

Figure 2.11 : offset de la tige prothétique et du col du fémur **……... 39**

Figure 2.12 : exemple de double mobilité **……..……... 39**

Figure 3.1: Structure du code ANSYS CFX **……...44**

Figure 3.2 : Création de la simulation sous WORKPENCH **……..45**

Figure 4.1 : Modélisation du couple cupule tête fémorale **…….47**

Figure 4.2 : Distribution de maillage **…….48**

Figure 4.3 : Déplacement directionnel des cupules en service pour les 4 diamètres utilisés**...51**

Figure 4.4 : Evolution de du déplacement directionnel le long l'axe x de la cupule pour les 4 diamètres utilisés**.....51**

Figure 4.5 : Déformation élastique équivalente des cupules en service pour les 4 diamètres utilisés**……..……52**

Figure 4.6 : Evolution de la déformation élastique équivalente le long de l'axe x de la cupule pour les 4 diamètres utilisés : Cas de couple 316L/ pp vierge **……..53**

Figure 4.7 : Déformation élastique principale maximale des cupules en service pour les 4 diamètres utilisés**…….…54**

Figure 4.8 : Evolution de la déformation élastique principale maximale le long de l'axe x de la cupule pour les 4 diamètres utilisés : Cas de couple 316L/ UHMWPE**…….54**

Figure 4.9 : Contraintes principales maximales des cupules en service pour les 4 diamètres utilisés **…….....56**

Figure 4.10 : Evolution de la contrainte principale maximale le long de l'axe x de la cupule pour les 4 diamètres utilisés : Cas de couple 316L/ UHMWPE **.....56**

Figure 4.11 : Déformation élastique équivalente en fonction des trois couples de matériaux utilisés**…….58**

Figure 4.12 : Evolution de la déformation élastique équivalente le long de l'axe x de la cupule pour les 3 couples de matériaux utilisés : Cas de cupules de Ø 36 mm...**58**

Liste des Tableaux

Tableau 1.1 : classification des biomatériaux **……...16**

Tableau 1.2 : Quelques biomatériaux métalliques et leurs usages **…….…...19**

Tableau 1.3 : Quelques biomatériaux céramiques et leurs usages **……....20**

Tableau 1.4 : Quelques biomatériaux polymères et leur usage **……23**

Tableau 1.5 : Quelques biomatériaux naturels et leur usage **……25**

Tableau 4.1 : Caractéristique mécaniques des matériaux utilises **……....48**

Tableau 4.2 : Grille étude sensibilité fourrure **…….49**

NOMENCLATURE

c : La chaleur spécifique [J/kg K]

Φ : Potentiel électrostatique de surface

Al_20_3 : d'oxyde d'aluminium

$Zr0_2$: d'oxyde de zirconium

HAP : L'Hydroxyapatite

TCP : phosphate tricalcique

PVC : Poly Chlorure de vinyle

PE : polyéthylène

PMMA : Polyméthacrylate de méthyle

PHB : poly-hydroxybutyrate

PP : polypropylène

PTH : prothèse totale de hanche

UHMWPE : le polyéthylène

316L : l'acier inoxydable austénitique

Introduction Générale

Introduction Générale

L'arthroplastie totale de la hanche est une procédure courante depuis environ 150000ans. Très demandé en France, il est proposé dans l'arthrose primaire ou secondaire, lésion inflammatoire, néoplasique ou traumatique de l'articulation de la hanche le remplacement total de la hanche est devenue l'une des procédures les plus bénéfiques en 50 ans satisfaction orthopédique. Cette intervention est actuellement faible, reproductible, confort du patient et résultats fonctionnels excellent chez 95% des patients une modularité plus pratique et conviviale permet une reconstruction plus fidèle de l'anatomie.

La technologie chirurgicale connaît également un essor important en matière d'innovation suivre une démarche scientifique d'optimisation des gestes. De nombreuses approches de l'articulation de la hanche ont été décrites depuis la fin du $19^{ème}$ siècle.

Un certain nombre de chercheurs ont mené un grand nombre de tests expérimentaux en modifiant les matières premières dans la fabrication des prothèses de hanche et en contrôle leur taille.

L'objectif de nos recherches à travers cette thèse est d'améliore et de développer les prothèses de hanche pour qu'elles deviennent plus pratique en termes de résistance aux déformations et au poids humain.

Nous avons traité les points mentionnés ci-dessous :

- Le premier chapitre est une généralité sur les prothèses
- Le deuxième chapitre nous avons parlé des prothèses de hanche
- Le troisième chapitre nous avons expliqué le fonctionnement du programme ANSYS
- Le quatrième nous expliquons les résultats obtenus

Enfin, nous terminons ce mémoire par une conclusion générale qui englobe ensemble des constatations prises dans cette étude.

Chapitre I : généralité sur les prothèses

Chapitre I : Généralité sur les prothèses

1.1 Introduction

Dans les pays industrialisés, les progrès science ont considérablement allongé la durée de vie des hommes et des femmes. Nous sommes aujourd'hui confrontés à un problème majeur concernant les arthropathies et particulièrement l'articulation. [1]

Les médecins encouragent les patients à porter des prothèses pour diverses raisons, certaines pathologiques, entraînant l'amputation d'un membre et des malformations congénitales, voire des accidents. Des chercheurs suisses ont également découvert que les anciens égyptiens étaient les premiers à créer des prothèses de la bonne taille et confortables à porter. Les chercheurs visent désormais à développer des prothèses intelligentes recouvertes de peau artificielle pouvant transmettre des sensations telles que le froid, la chaleur, et simuler des organes naturels pour compenser les organes perdus par le porteur de la prothèse.

Cet élément extérieur à l'organisme peut être composé : [2]

- de métal, il s'agit alors :
    - soit d'acier inoxydable (alliage acier-inox et chrome-cobalt),
    - soit de métal à base de titane,
    - soit d'un alliage nickel-titane.
- de céramique, notamment :
    - l'alumine,
    - la zircone ;
- de polymères :
    - l'éthylène (pour les prothèses de hanche et de genou),
    - l'élastomère (pour les implants digitaux).
- de silicone.

Les ectroprothèses les plus couramment rencontrées sont les prothèses articulaires :

- de hanche ;
- de genou ;
- d'épaule ;
- de coude ;
- de main.

1.2 Les prothèses

1.2.1 Définition de la prothèse :

Une prothèse est un dispositif artificiel destiné à suppléer, remplacer ou renforcer une structure anatomique. On dit également matériel prothétique. [3]

C'est un appareil utilisé pour remplacer une partie du corps, un organe ou une articulation afin de rétablir un dysfonctionnement. La prothèse prend généralement la forme et l'apparence de l'organe qu'elle remplace. C'est un appareil qui remplace le membre perdu. Ce sont des dispositifs artificiels qui sont implantés ou intégrés à l'homme pour remplacer des organes naturels dans le but de restaurer une fonction ou un groupe de fonction spécifiques afin que le patient puisse reprendre le plus possible sa vie normale.

1.2.2 Historique de la prothèse :

Les premières jambes prothétiques remontent à la préhistoire, lorsque les gens ont commencé à se tenir debout sur leurs deux pieds et cherchaient à rester sur une seule chose après s'être levés. Leur instinct de survie était primordial, ils devaient donc trouver quelque chose pour remplacer leurs membres amputés ou estropiés…

D'après des chercheurs allemands, les Égyptiens étaient capables d'amputer et de concevoir des prothèses; ils appuient leur théorie sur une momie d'une femme morte il y a environ 3 000 ans. Elle fut amputée de son orteil droit qui fut remplacé par une prothèse en bois sculpté, composée de trois parties, elle est maintenue par une gaine en cuir cousue et du textile. Les traces d'usure montrent qu'elle a servi et les chercheurs pensent qu'elle permettait un assez bon mouvement. [4]



Figure 1.1 : prothèse en bois et textile

Pendant l'Antiquité, les Grecs et les Romains fabriquaient aussi des prothèses. Les traces en sont plus nombreuses, grâce aux artistes qui écrivaient des poèmes, des récits... Tel Hérodote, grand historien grec, avec l'histoire de Thereupon Hegesistratus d'Elée dans Calliope (livre 9) qui, pour échapper aux Spartes, s'amputa la jambe et se fit une jambe de bois. [4]



Figure 1.2 : jambes de bois

À ces époques les procédés de fabrication des prothèses ont évolué avec la technologie et les nouveaux matériaux mais le principe d'appareillage n'a pas vraiment changé.

Au Moyen-âge, les prothèses n'ont qu'un but fonctionnel comme les pilons et les crochets. De nos jours ils sont rendus populaires par les personnages pirates au cinéma. [4]

Au 16ème siècle, le chirurgien français, Ambroise Paré (1510-1590) développe de nombreuses techniques d'amputation (ligatures des vaisseaux) et de cautérisation au fer chaud. C'est aussi le créateur des armatures métalliques, des pilons articulés et des cuissards à pilons.

Les guerres, à cause du nombre impressionnant d'amputés et de démembrer mais aussi de brûlés et de mutilés, ont permis l'essor des technologies prothétiques et des entreprises qui les conçoivent.

La Guerre de Sécession (1861-1865), qui compta environ 30 000 amputés, vit la naissance de centaines d'entreprises spécialisées soutenues par un gouvernement qui appareillait ses vétérans.

Par la suite, les deux Grandes Guerres Mondiales (1ère ≈300 000 amputés, 2nd ≈plusieurs millions) vont permettre un nouvel essor de l'industrie prothétique, notamment grâce à la mobilisation de nombreux vétérans de guerre et à l'aide financière du gouvernement américain. [4]

Celui-ci, en contrat avec les universités et de grandes entreprises, finance des recherches avancées qui aboutiront à la création:

- Du pied de type SACH (SOLID ANKLE CUSHION HELL), en mousse de néoprène, vers 1950
- Un genou articulé, vers 1960
- Un genou hydraulique, avant 1970

Les greffes organiques étant difficiles et les donneurs rares, les recherches se tournent vers l'étude des organes pour un jour pouvoir greffer la première greffe d'organe prothétique comme la peau, le cœur, et tous autres organes vitaux. [4]

Les prothèses sont utilisées depuis l'antiquité.1885était un spécimen sur une tombe à Capoue, en Italie, avec d'autres artefacts datant de 300av.de la célèbre main prothétique fabriquée en 1509 pour le chevalier allemand Götz Von Berlichingen. Surnommé Götz pour ses mains de fer, il pèse environ 1,4 kg et a des doigts mobiles. Disposition pour tenir un sabre ou une lance. Cette main toujours en mouvement trouvé au musée de Nuremberg. Début du 19éme siècle Century fabriqué par un technicien orthopédiste allemand une main prothétique avec des doigts qui peuvent se plier, se redresser et s’équilibrer par eux-mêmes des objets légers tels que des crayons, des mouchoirs et des chapeaux peuvent être placés à proximité. 1851, un prothésiste français invente un bras artificiel avec une main en bois attachée à une extrémité une gaine en cuir qui s’enroule autour d'un moignon. Les doigts étaient à moitié fermés et le pouce était tordu Grâce à la bande, vous pouvez appuyer fermement sur l’autre doigt caoutchouc épais et invisible. Un mécanisme attaché à l'épaule opposée permettait de l'activer pouce. Le même inventeur a développé les pieds en bois, vous pouvez allonger votre démarche et votre foulée naturelles.

1.2.3 Différents types des prothèses

La figure (1.3) montre quelques-unes des prothèses actuellement disponibles en chirurgie humaine.

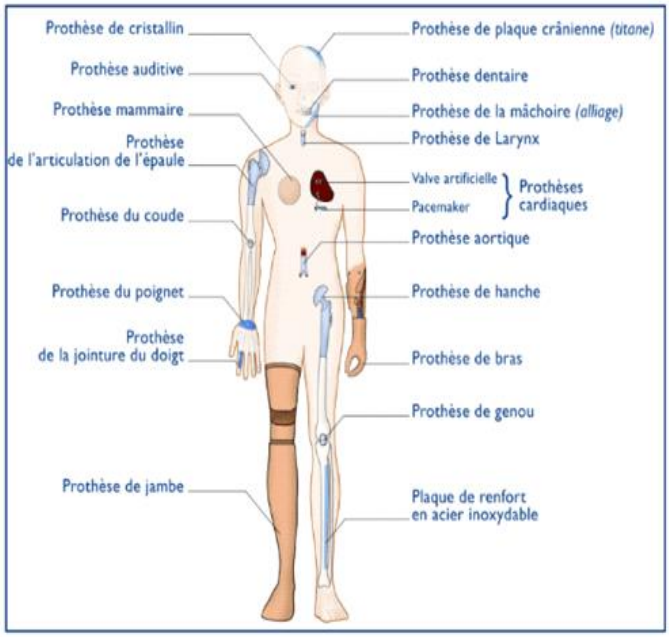


Figure 1.3 : différents types des prothèses [5]

1.3. Les biomatériaux

1.3.1 Définition les biomatériaux

Les biomatériaux sont des matériaux, synthétiques ou vivants, utilisables à des fins médicales pour remplacer une partie ou une fonction d'un organe ou d'un tissu. Ils ne respectent plus les obligations : être bien tolérés par le receveur, c'est à dire ne pas provoquer d'infection, d'inflammation, d'allergie, voire de réaction de rejet s'il s'agit de matériel vivant Ne pas contenant de substance toxique, as perturbateurs endocriniens ou agents cancérigènes Répondre à des contraintes mécaniques pour s'adapter aux pressions éprouvées par l'environnement (la pression sanguine pour les prothèses vasculaires, des millions d'ouvertures et fermetures pour une valve cardiaque, le poids du corps pour des prothèses de hanche ou de genou).

Infiniment, ces matériaux doivent pouvoir être mis en forme, être implantables ou injectables, dégradables ou non-suivant le cas, éventuellement poreux s'ils doivent être colonisés une fois développés [6].

1.3.2 Historique les biomatériaux [7]

Les biomatériaux représentent une des grandes avancées thérapeutiques de ces quarante dernières années. Définis comme des matériaux travaillant sous contrainte biologique, voués au remplacement d'une fonction ou d'un organe, ils sont présents dans de très nombreuses stratégies thérapeutiques. Selon la définition de Chester (1981), il s'agit de tout matériau non vivant utilisé dans un dispositif médical et visant à remplacer ou traiter un tissu, organe ou une fonction avec une durée de contact supérieure à trois semaines. On estime à environ 3,2 millions les personnes qui en France sont porteuses d'un biomatériau. Ces derniers posent des problèmes scientifiques, mais posent aussi des problèmes économiques, éthiques, réglementaires et industriels qui ne sauraient être passés sous silence sans avoir une approche par trop réductrice. Il y a souvent confusion entre biomatériau et bio matériel. Il est en fait habituel de confondre ces deux notions même si au sens strict il ne faudrait parler que de biomatériau, c'est à dire une partie constituante du bio matériel. Élément primordial de certaines stratégies thérapeutiques, les biomatériaux partagent avec le médicament les exigences de sécurité, fiabilité, reproductibilité. D'utilisation plus récente, ils n'ont cependant pas atteint les mêmes niveaux d'exigence et pourtant la responsabilité est immense puisque si un traitement médicamenteux peut être interrompu à tout moment, un biomatériau une fois implanté ne pourra être retiré que lors d'une nouvelle intervention chirurgicale

A travers les siècles, les matériaux utilisés en médecine ont eu un impact énorme sur le traitement des blessures et des maladies. Dès la fin du 19ème siècle, l'utilisation des biomatériaux se généralisa grâce à la mise au point de procédures chirurgicales aseptiques (J. Lister, 1860). Les premiers biomatériaux métalliques utilisés comme attelles pour les os, datent de la fin du 18ème siècle. La première prothèse complète de hanche a été réalisée en 1938. Dans les années 1950, les biomatériaux polymères font leur apparition. Ils sont utilisés pour les prothèses de cornée ainsi que pour les vaisseaux sanguins.

Aujourd'hui les biomatériaux sont utilisés pratiquement partout au niveau du corps humain et leur utilisation est très largement répandue:

- Articulation de la hanche
- Prothèse du genou et du coude
- Implants dentaires

- Cathéter coronarien

Des millions de vies ont été sauvées grâce aux biomatériaux, et la qualité de vie de millions d'autres est améliorée chaque année. Les biomatériaux restent un domaine de recherche très actif car chaque intervention médicale nouvelle requiert pratiquement un nouveau biomatériau spécialement adapté. Parmi les questions ouvertes qui motivent très fort le domaine:

- Une meilleure compréhension de la réponse des cellules vivantes aux biomatériaux ;
- Trouver un rôle optimal pour les biomatériaux dans la régénération des tissus.

Lorsque la compréhension des mécanismes biologiques était très réduite, l'approche de l'ingénieur biomédical était de remplacer complètement le tissu dont la fonction était perdue par un simple biomatériau. Au fil du temps et avec la meilleure compréhension des mécanismes biologiques, apparaissent les tentatives de réparer le tissu défectueux.

Plus récemment et avec l'apparition des cellules souches, la médecine croit en la possibilité de régénérer le tissu endommagé par des techniques basées sur des mécanismes cellulaires. La notion de biomatériau a évolué au cours du temps, ainsi que les concepts médicaux. En 1987, Williams le définissait comme « un matériau non viable utilisé dans des dispositifs médicaux et conçu pour interagir avec le système biologique ». Cette définition s'applique aussi bien aux formes primitives de prothèses (jambe de bois ou œil de verre) qu'aux biomatériaux modernes (implants biodégradables utilisés pour délivrer des cellules dans les applications d'ingénierie des tissus).

Bien que la définition du biomatériau soit la même, notre compréhension du niveau d'interaction entre le biomatériau et le système biologique a évolué de manière spectaculaire. Alors qu'au départ il était considéré comme relativement inerte, il est aujourd'hui « bioactif » et participe à la régénération. Les matériaux bioactifs ont la capacité d'initier une réponse biologique après leur implantation:

- L'adhésion
- La prolifération
- La différenciation cellulaire

La complexité des réactions entre tissus vivants et biomatériaux a montré qu'il était utile de s'inspirer de la nature afin de guider le design, la sélection, la synthèse et la fabrication des biomatériaux. Cette approche, appelée bio mimétisme, s'inspire des caractéristiques des

matériaux naturels comme leur composition chimique, leur microstructure ou encore leur méthode de fabrication. Toutefois, le bio mimétisme ne donne pas toujours des résultats satisfaisants car beaucoup de fonctions des tissus naturels sont encore inconnues et de plus les propriétés recherchées pour les biomatériaux varient énormément en fonction de l'application biomédicale [7].

1.3.3 Propriétés des biomatériaux [8]

1.3.3.1 Propriétés mécaniques :

L'effet des forces sur différents matériaux est expliqué par Robert HOOKE (1635-1703), de façon empirique a l'échelle macroscopique : un matériau à l'état solide ne résiste à une force appliquée qu'en se déformant sous l'action de cette force. Les matériaux sont élastiqués. Il établit une règle, la loi de HOOKE, selon laquelle l'allongement est toujours proportionnel à la force appliquée. Cette loi n'est rigoureusement vraie que pour les céramiques, le verre, la plupart des minéraux et les métaux les plus durs. La considération des conditions qui règnent en chaque point d'un matériau soumis à des forces mécaniques conduit aux notions de contrainte et de déformation. La définition claire et utilisable de ces deux notions est due à Augustin CAUCHY (1789-1857). Quand on soumet un corps a l'action de forces extérieures, des contraintes s'établissent par réaction, à l'intérieur de ce corps. A ces contraintes sont associées des déformations

La contrainte déterminé avec quelle intensité les atomes du matériau sont écartés les uns des autres ou comprimes les uns sur les autres. Cette contrainte est, pour une traction simple, la force qui agit sur une unité de surface du matériau. Les trois principales contraintes sont la traction, la compression et le cisaillement

La déformation indique dans quelles proportions les liaisons inter atomiques (à l'échelle microscopique) et la structure elle-même (l'objet, à l'échelle macroscopique) ont été déformées. La déformation, pour une traction simple, est le rapport de l'allongement à la longueur initiale. Pour pouvoir utiliser raisonnablement les matériaux de restauration ou prothétiques en clinique, il est essentiel de faire des essais mécaniques pour déterminer les conditions de déformation et de rupture des matériaux

- La malléabilité

La capacité d'un matériau de supporter une déformation plastique à la compression sans se rompre.

- La ductilité

La propriété d'un matériau de supporter une déformation plastique à une demande pour la traction sans se rompre.

- La ténacité et la fragilité

Les matériaux qui pause après une grande élongation sont appelés matériaux tenaces. Les matériaux qui se brisent à un allongement très faible sont appelés fragiles.

- Résistance à la fatigue

Se réfère à la diminution de la résistance d'un matériau soumis à des variables contraintes qui provoquent prématurément des ruptures à l'unité de travail inférieures à la résistance à la rupture.

- Elasticité

La propriété d'un matériau d'absorber l'énergie quand il est déformé élastique et de revenir à la forme et la taille initiale après l'enlèvement des tâches. L'élasticité des matériaux est mesurée à l'aide de loi de HOOKE, qui décrit la relation entre la force exercée sur un matériau et la déformation qu'il produit.

$$\sigma = \varepsilon * E$$

Où :

σ : est la contrainte (en unité de pression) ;

ε : est l'allongement relatif ou déformation (adimensionnel) ;

E : est le module de Young (en unité de pression).

$$\varepsilon = \frac{l - l0}{l0}$$

- La plasticité

La propriété d'un matériau de se déformer et de rester déformé après l'interruption des tâches, mais maintenant le volume constant.

- La flexibilité

La déformation qui survient alors que le matériau est sollicité à la limite de proportionnalité

- Dureté

La propriété d'un matériau de s'opposer à la destruction de ses couches superficielles sous l'action d'un autre corps.

1.3.3.2 Les propriétés physiques :

Les propriétés physiques des matériaux dépendent essentiellement de la nature des atomes dont sont constitués ces matériaux.

1.3.3.2.1 Propriétés thermique :

Il est important de comprendre comment ces matériaux transmettent la chaleur et les variations dimensionnelles associés aux changements de température.

- La conductivité thermique:

C'est la quantité de chaleur évaluée en calorie par seconde passant à travers un corps d'un centimètre d'épaisseur de section de 1 cm^2 lorsque la différence de température entre la face chaude et la face froide est de 1°C.

- La diffusivité thermique:

Unité physique introduite pour exprimer la vitesse avec laquelle un corps change une certaine quantité de chaleur pour atteindre l'équilibre thermique avec le thermostat avec lequel il est mis en contact.

- La dilatation thermique:

Avec le changement de température, tous les corps changent leur taille. Types de dilatation thermique: linéaire, en surface ou en volume.

- La chaleur spécifique (c):

Quantité physique exprimant la chaleur nécessaire pour élever la température d'une unité de masse avec un degré. L'unité de mesure : J/kg K

- La chaleur latente (spécifique) de fusion :

La chaleur latente de fusion est la chaleur nécessaire à une unité de masse d'un solide pour passer de solide à liquide a une température constante (L'unité de mesure : J/kg.). La chaleur latente de fusion est une constante du matériau.

1.3.3.2.2 Optiques :

La couleur est donc l'association de ces trois caractéristiques : la luminosité, la teinte et la saturation. Il convient donc de distinguer couleur et teinte, employées habituellement l'une pour l'autre dans le langage courant.

- Lumière:

La luminosité correspond à la quantité de lumière réfléchie. Si tout le spectre de la lumière du jour est réfléchi, l'objet observe est blanc. Si rien n'est réfléchi, l'objet est noir. Dans cet intervalle, en fonction de la quantité de lumière l'objet apparait plus ou moins gris. La difficulté dans le choix de la luminosité est de faire abstraction de la teinte et de la saturation en teinte. Les cellules spécialisées dans la luminosité sont les bâtonnets.

- La teinte :

Cette teinte est exclusivement liée à la longueur d'onde dominante de la lumière réfléchie. Elle fait partie du spectre visible.

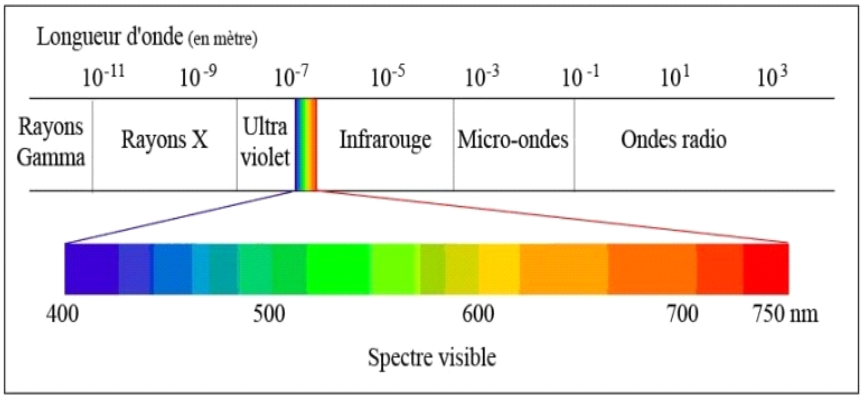


Figure 1.4 : spectre visible

La limite du spectre visible varie d'un individu à l'autre, les extrêmes pourraient être de 380 nanomètres à 800 nanomètres. L'ultraviolet et l'infrarouge ne sont pas visibles. Les 6 ou 7 couleurs habituellement répertoriées sont : violet (et indigo)[380-450nm], bleu [450-490nm], vert [490-560nm], jaune [560-590nm], orange [590-630nm], rouge [630-800nm]. La limite bleu- vert-indigo est difficilement discernable. En réalité, la variation de teinte est continue et cette distinction est totalement arbitraire l'œil (cônes) est plus sensible dans l'intervalle vert-jaune et moins sensible à partir du rouge et du bleu

- La saturation :

C'est la quantité de la teinte dans le matériau. Pour diluer une teinte, il suffit d'y ajouter du blanc. La couleur est donc l'association de ces trois caractéristiques : la luminosité, la teinte et la saturation. Il convient donc de distinguer couleur et teinte, employées habituellement l'une pour l'autre dans le langage courant

1.3.3.3 Propriétés chimiques :

Les propriétés chimiques (résistance à la corrosion, inertie chimique par rapport au milieu, notamment le milieu salivaire pour les implants dentaires), doivent être contrôlées pour conserver l'intégrité du matériau. En effet, le corps humain est un milieu agressif et corrosif du fait des concentrations en ions chlorure (113 mEq/l dans le plasma sanguin et 117 mEq/l dans le liquide interstitiel, ce qui est suffisant pour corroder les matériaux métalliques) et en oxygène dissous. Pour les implants dentaires les conditions sont encore plus sévères puisque le milieu salivaire contient plus de produits soufrés qui le rendent plus corrosif. Le liquide interstitiel : une composition ionique proche de celle du plasma sanguin. Le liquide interstitiel remplit l'espace entre les capillaires sanguins et les cellules.

- Mouillabilité

(hydrophilicité) La mouillabilité d'une surface est influencée par sa nature chimique et par l'adsorption éventuelle de molécules présentes dans le milieu. Étude de l'affinité de la surface du matériau avec l'eau et les micro-organismes, (un microorganisme hydrophobe se fixera plus volontiers sur une surface hydrophobe)

- Oxydation du matériau (corrosion) :

C'est la réaction chimique entre les métaux et l'environnement, ce qui provoque un changement notable dans le matériau et affecte le fonctionnement d'un composant métallique

ou l'ensemble du système. (Dans une atmosphère sèche - la corrosion est chimique. Dans une atmosphère humide - est à la corrosion électrochimique).

- Les propriétés rhéologiques :

La science qui s'occupe avec l'étude des phénomènes d'écoulement et de déformation de la matière.

- La viscosité du fluide : Résistance à l'écoulement. Dans certains liquides le flux est réalisé rapidement, d'autres - plus lentement. (La viscosité d'un fluide dépend de : la nature du matériau, la température (la viscosité diminue avec l'augmentation de la température), la pression (a une très haute pression, la viscosité augmente), le gradient de vitesse.)
- La thixotropie: Représente la diminution de la viscosité des liquides soumis à un effort unifié et le retour de la viscosité après la fin de l'effort unitaire. (La thixotropie: est due à la détérioration et à la restauration de la structure.)

- Propriétés de l'adhésion

L'adhésion est le phénomène de l'attraction entre deux corps qui se lie avec l'adhèrent par des liaisons ioniques, covalentes ou de coordination. (A base des composés chimiques di-fonctionnelles en mesure de réaliser des liaisons chimiques primaires avec deux substances différentes).

- Influence de la variation du PH

Etude de l'Influence de la variation du pH sur les propriétés structurales de matériau dans le milieu biologique (la corrosion est élevée en milieu acide, faible en milieu neutre, elle est stable en milieu basique).

- Potentiel électrostatique de surface (Φ)

Potentiel électrostatique de surface (Φ) est influencé par la nature de la surface et par la composition chimique du milieu de contact. L'affinité de la surface pour des espèces dissoutes ou des particules en suspension chargées électriquement. (Une surface chargée électriquement sera répulsive pour les micro-organismes portant une charge électrique de même signe).

1.3.4 Impact des biomatériaux :

Les biomatériaux sont classés en classe I, IIa, IIb et III, en fonction de la durée de la nature du contact ainsi que de l'origine chimique du biomatériau (exemple: métallique). En fonction de ce classement les biomatériaux n'auront pas à subir les mêmes tests. Les biomatériaux dentaires par exemple font partie de la classe IIa et ils devront donc subir obligatoirement les tests suivants : génotoxicité, cytotoxicité sensibilisation et implantation [9].

Classe I	Dispositifs médicaux non invasifs ou invasifs mais à usage temporaire
Classe IIa	Dispositifs médicaux invasifs à court terme et ceux à long terme de la sphère oro-pharyngée
Classe IIb	Dispositifs médicaux invasifs à long terme autres que la sphère oro-pharyngée
Classe III	Dispositifs médicaux invasifs à long terme en contact avec le cœur, système circulatoire et nerveux

Tableau 1.1 : classification des biomatériaux

La figure suivante montre les points concernés par l'implantation d'un Biomatériau dans un corps humain**.**

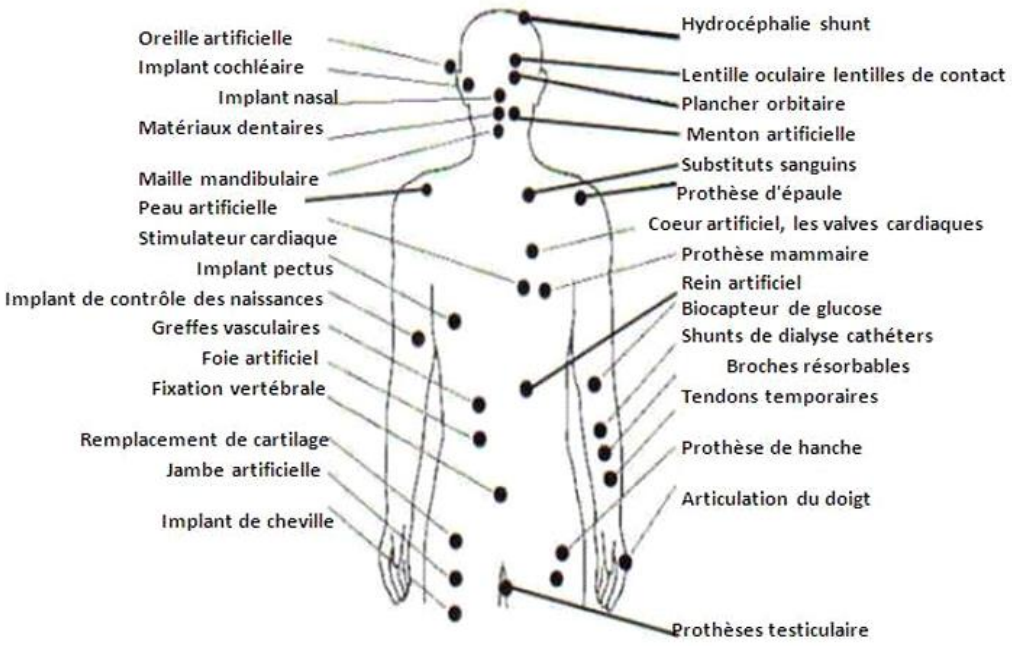


Figure 1.5 : Biomatériaux dans le corps humain cœur [7]

1.3.5 Critères de choix d'un biomatériau :

- Etre stable après implantation
- Posséder une rugosité et une porosité contrôlées
- Etre facile à stériliser
- Avoir des propriétés mécaniques contrôlées
- Présenter un aspect esthétique
- Etre biocompatible

1.3.6 Différents types de biomatériaux :

Les biomatériaux peuvent être classés en cinq grandes catégories suivent leur nature :

- Les biomatériaux métalliques : acier inoxydable, alliages de cobalt, alliages du titane.
- Les biomatériaux céramiques : oxyde d'aluminium, zircone, phosphates de calcium.
- Les biomatériaux à base de polymères de synthèse : silicones, poly (éthylène), poly (chlorure de vinyle), polyuréthanes, polylactides.
- Les biomatériaux d'origine naturelle : collagène, gélatine, élastine, soie, polysaccharide
- Les textiles

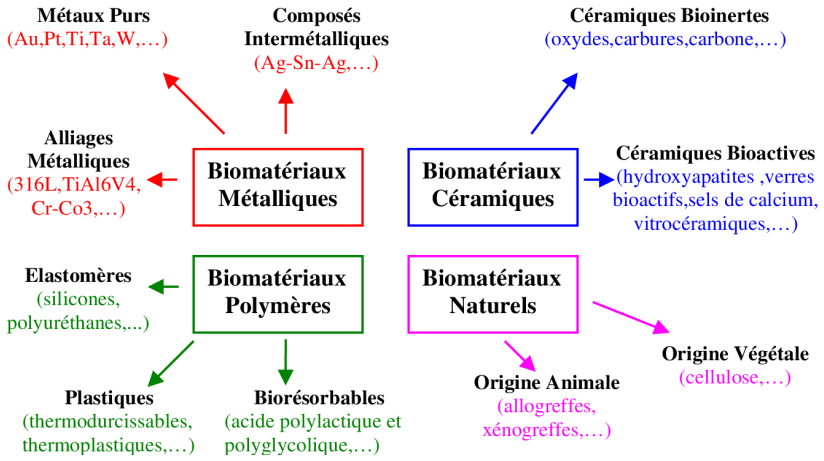


Figure 1.6 : Classification des biomatériaux [10]

1.3.6.1 Métaux et alliages métallique [11]

Ce sont en quelque sorte les ancêtres des biomatériaux puisque ce sont les premiers à avoir été utilisés pour fabriquer des implants. Ils sont très utilisés pour la conception de prothèses. Ils possèdent de bonnes propriétés et de bonne biocompatibilité. Cependant, il existe de nombreux problèmes dus à :

- La corrosion des implants ;
- Les mécanismes de dégradation non électrochimiques incluant les interactions protéine/méta ;
- Les réactions immunitaires et d'hypersensibilité ;
- l'adaptation des propriétés mécaniques ;
- les propriétés de frottements et problèmes de débris (relargages de débris métalliques).

1.3.6.1.1 Avantages et inconvénients des métaux [7]

- Les métaux utilisés comme biomatériaux ont des limites d'élasticité et des résistances à la rupture élevées.
- Ils sont conçus pour résister à la corrosion.
- Leur usage est très répandu en orthopédie: articulations de remplacement au niveau de la hanche ou du genou.
- Les implants réduisent la douleur et permettent une récupération de la fonction des articulations dans lesquelles les cartilages naturels ont été endommagés.
- Des plaques et vis métalliques sont largement utilisées pour maintenir en place des os fracturés (peuvent être enlevés ou laissés en place après guérison selon les cas).
- Le point faible des métaux est leur susceptibilité à la corrosion qui a mené à la sélection d'alliages (Titane, Cobalt-Chrome).

1.3.6.1.2 Applications [7]

Le tableau ci-dessous présente les utilisations de quelques biomatériaux métalliques

Biomatériaux (métaux)	**Utilisations**
Acier inoxydable	Remplacement mixte, fracture osseuse, fixation, valves cardiaques
Titanes et alliages de titane	Joint de remplacement, revêtements de surface sur le total des remplacements articulaires, échafaudages cellulaires
Alliages cobalt-chrome	Joint de remplacement, fracture osseuse fixation
Or	Obturations et les couronnes, les électrodes dentaires
Argent	Fils de pacemakers, matériel de suture, les amalgames dentaires
Platine	Electrodes, de neurones périphériques stimulations

Tableau 1.2 : Quelques biomatériaux métalliques et leurs usages

1.3.6.2 Les Céramique

Les céramiques se caractérisent par leur point de fusion élevé, leur rigidité, leur légèreté, leur résistance à la chaleur, leur résistance chimique et leur fragilité, qui déterminent leurs applications. Ceux-ci comprennent les oxydes, les sulfures, les borures, les nitrures, les carbures et les intermétalliques. Dans le domaine des biomatériaux, les céramiques bioinertes à base d'oxyde d'aluminium Al203 et d'oxyde de zirconium Zr02 sont principalement utilisées en dentisterie pour les têtes de prothèses de hanche et les implants dentaires. On notera en particulier l'utilisation et de développement de deux céramiques bioactives à base de phosphate de calcium. L'Hydroxyapatite (HAP) et phosphate tricalcique (TCP). En effet, ces matériaux présentent l'avantage d'être ostéoconducteurs. En d'autres termes, le contact favorise la repousse osseuse et favorise la fixation osseuse. Les céramiques poreuses à base de HAP et de TCP sont également bio résorbables.les HAP sont donc utilisés non seulement en chirurgie orthopédique, mais également dans les implants dentaires et les obturations.

1.3.6.2.1 Avantages et inconvénients [7]

Les avantages des céramiques sont: biocompatibilité (en particulier avec l'os), le fait d'être inerte, résistance aux attaques microbiennes et aux contraintes de compression.

Les inconvénients sont: le fait d'être cassant et de pouvoir se désagréger de manière catastrophique ainsi que la difficulté de mise en œuvre.

Ces propriétés résultent de la structure atomique des céramiques. Alors que les atomes des métaux sont faiblement liés et capables de se déplacer, ce n'est pas le cas des céramiques dont les atomes sont fortement liés sous des formes composées.

Les propriétés atomiques des céramiques entraînent de très faibles conductivités électrique et thermique.

En comparaison avec les métaux, les céramiques ont des points de fusion plus élevés (au-delà de 1000°C) et sont plus cassants.

Certains types de céramiques, de verres et de composites ont la capacité très intéressante de favoriser l'adhésion directe de l'os. Ces céramiques « bioactives » sont précieuses pour les applications orthopédiques. L'adhésion de l'os se fait via une couche de phosphate de calcium qui se forme en surface du biomatériau.

1.3.6.2.2 Propriétés et applications [7]

Céramiques	Utilisations
Oxydes d'aluminium	Implants de la hanche, les implants dentaires, remplacement cochléaire
Zircone	Implants de la hanche
Le phosphate de calcium	Substituts osseux, des revêtements de surface sur remplacement total de l'articulation. Echafaudage cellulaire
Le sulfate de calcium	Des substituts de greffe osseuse
Carbone	Revêtement de valve cardiaque, des implants orthopédiques
Verre	Des substituts de greffe osseuse, des charges pour matériaux dentaires

Tableau 1.3 : Quelques biomatériaux céramiques et leurs usages

Remarque

- Le point de fusion élevé des céramiques empêche leur mise en forme aisée par extrusion ou par moulage.
- Par conséquent les céramiques sont habituellement stockées sous forme de poudres. Ces poudres sont mélangées à un liquide avant moulage ou pressées à sec (frittage).
- Pour la plupart des applications, une étape supplémentaire sera nécessaire afin de réduire la porosité entre les particules de poudre qui constituent des microfissures fragilisant le matériau.

- Par contre pour les greffes d'os, il est désirable d'avoir une grande porosité afin de permettre aux cellules vivantes d'infiltrer le matériau et de développer du nouveau tissu.

1.3.6.3 Les polymères

Un polymère est une macromolécule organique ou inorganique, composée de longues séquences de molécules appelées monomères composées principalement de carbone et d'hydrogène (Figure 1.7) liées chacune aux autres par des liaisons primaires, le plus souvent covalentes.

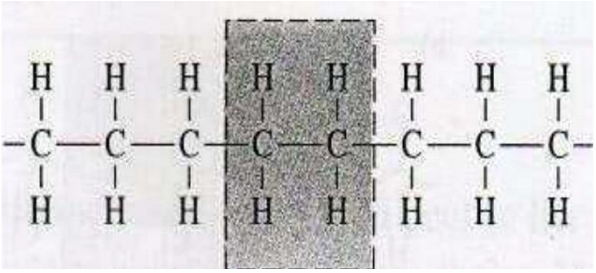


Figure 1.7 : Monomère.

Un atome de carbone comporte quatre électrons pouvant participer à une liaison covalente (Figure 1.8) tandis qu'un atome d'hydrogène n'a qu'un électron de liaison (Figure 1.9).

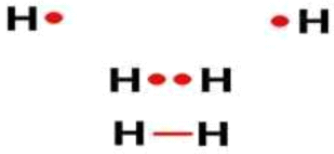


Figure 1.8 : liaison covalent atome d'hydrogène

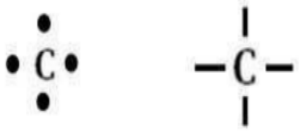


Figure 1.9 : liaison covalent atome de carbone

1.3.6.3.1 Avantages et inconvénients [7]

Les polymères sont bien adaptés aux applications biomédicales en raison de la grande diversité de leurs propriétés:

- Flexibles ou rigides
- Résistant à l'adhérence de protéines ou au contraire modifiés pour encourager leur adhérence

- Biodégradables ou permanents
- Peuvent avoir des formes très complexes

Leurs inconvénients par rapport aux métaux et céramiques:

- Moins résistants que métaux et céramiques
- Peuvent se déformer avec le temps et se détériorer lors de la stérilisation
- Peuvent se dégrader de manière catastrophique dans le corps ou produire des dérivés toxiques.

1.3.6.3.2 Propriétés et applications [7]

a) Les polymères sont formés de macromolécules de grande taille. Leur fabrication nécessite une étape de polymérisation à partir de molécules plus petites (monomères).

Les polymères sont classés en thermoplastiques ou en thermodurcissables.

Les thermoplastiques ont une structure linéaire ou formée de branches. Lorsqu'on les chauffe, les chaines peuvent glisser plus facilement ce qui permet au polymère de fondre (mise en forme aisée et recyclage). Exemple: polyéthylène - (CH2 - CH2)n

Le PVC est plus rigide que le polyéthylène (PE) car l'atome de chlore plus gros réduit les glissements - (CH2 - CHCl)n

Un autre exemple connu sous le nom de plexiglas est le poly méthacrylate de méthyle (PMMA). Dans ce cas, un atome d'hydrogène est remplacé par un groupe de méthyle (CH3) et un second par un groupe acrylique (COOCH3), ce qui le rend plus rigide et augmente le module d'élasticité. Ses molécules s'orientent difficilement de manière cristalline, ce qui le rend structurellement amorphe.

Le PMMA est optiquement transparent.

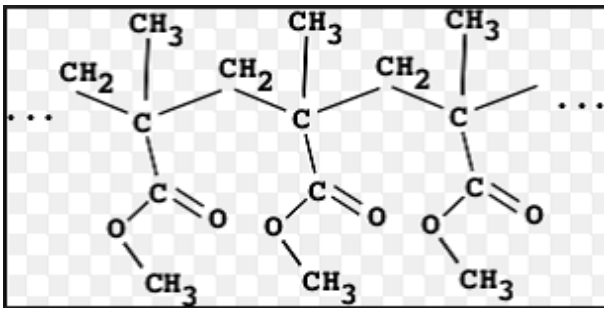


Figure 1.10 : Structure de PMMA

b) Les polymères thermodurcissables se durcissent sous l'action de la chaleur lors de leur mise en œuvre. Les molécules le constituant (monomères) se lient les unes aux autres pour le rendre plus rigide.

Les polymères thermodurcissables se dégradent lorsqu'on les chauffe et ne sont pas recyclables(structure3D).

Exemple: colle époxy (le catalyseur mélangé favorise les liaisons 3D de l'époxy).

La densité des liaisons conditionne les propriétés mécaniques. Pour les gants de caoutchouc elles sont peu nombreuses mais si l'on ajoute des composants de soufre et qu'on augmente les liaisons on obtient des pneus.

c) Quelques biomatériaux polymères et leur usage

Polymère	**Utilisations**
Nylon	Sutures chirurgicales, segment gastro-intestinaux, rubes trachéales
Silicones caoutchouc	Articulations des doigts, la peau artificielle, implants mammaires, lentilles intraoculaires, les cathéters
Polyester	Sutures résorbables, la fixation des fractures, des échafaudages cellulaires, les pansements de la peau, des dispositifs d'administration de médicaments
Polyéthylène (PE)	Hanche et du genou implants, les tendons et les ligaments artificiels, greffons vasculaires synthétiques,
Poly methymethacrylate (PMMA)	Lentilles intraoculaires
Chlorure de polyvinyle	Tubes, prothèses faciales

Tableau 1.4 : Quelques biomatériaux polymères et leur usage

1.3.6.4 Les biomatériaux d'origine naturelle [7]

La synthèse des matériaux naturels est réalisée par un organisme ou une plante. Par conséquent, ils sont en général plus compliqués structurellement et chimiquement que les matériaux synthétiques.

Les protéines et les polysaccharides sont les formes naturelles des polymères.

Dans les protéines, les liaisons directionnelles donnent lieu à d'excellentes propriétés mécaniques. La résistance maximale en traction de la soie naturelle est supérieure à celle du nylon et son module d'élasticité lui est 13 fois supérieur, alors que le nylon est un des polymères de synthèse les plus résistants.

Il existe également des céramiques naturelles qui ont typiquement une base de calcium comme le phosphate de calcium des cristaux d'os, le carbonate de calcium des coraux ou les coquillages.

• Les céramiques naturelles sont en général beaucoup plus résistantes aux cassures que les céramiques de synthèse en raison de leur microstructure très organisée qui évite la propagation des fissures.

• Les cristaux de céramique sont arrangés précisément, alignés et séparés par une matrice organique (meilleure résistance).

• Ces matériaux comprennent également les tissus de donneurs d'os, de peau, qui peuvent provenir du patient lui-même (autogreffe), d'un autre humain (allogreffe) ou même d'une autre espèce comme le porc ou le bovin (xénogreffe).

1.3.6.4.1 Avantages et inconvénients [7]

- Parmi les avantages des matériaux naturels: faible incidence de toxicité ou d'inflammation.
- Le plus gros inconvénient est leur coût lié à la difficulté de les produire ou de les isoler.
- La variabilité des propriétés des différents lots de matériaux naturels rend difficile le maintien d'une consistance et peut empêcher leur commercialisation à grande échelle.
- Les étapes de purification ou d'isolation nécessitent typiquement l'usage de solvants pour extraire le composant désiré du reste du tissu ou au contraire pour enlever le reste et ne garder que le matériau naturel intact.

1.3.6.4.2 Propriétés et applications [7]

a) Le collagène peut être fabriqué par les deux méthodes:

- Le collagène soluble est extrait à partir d'un traitement pepsine enzymatique à partir de la crête du coq.
- Le collagène fibrillaire est préparé à partir de tissu naturel comme le tendon après plusieurs étapes d'extraction afin d'enlever les protéines et molécules non collagènes.

b) Certains bio-polymères peuvent également être produits par des bactéries. Par exemple le poly-hydroxybutyrate (PHB) est fabriqué à partir d'une procédure de fermentation (les bactéries produisent le polymère en granules dans leur cytoplasme).

c) Le PHB a des propriétés semblables au polyéthylène et au polypropylène mais sedégrade en composants naturels du type de ceux trouvés dans le corps humain.

d) Certains bio-polymères sont dérivés d'une étape de polymérisation à partir de monomères naturels.

e) Bien qu'ils ne soient pas produits directement par des organismes vivants, le fait qu'ils soient dérivés de monomères naturels (les blocs qui servent à leur production) les rend biocompatibles, non toxiques et biodégradables.

f) Les polymères basés sur l'acide lactique (C3H6O3) ont été utilisés largement pour les sutures biodégradables et en ingénierie tissulaire. L'acide lactique se trouve sous forme naturelle dans le sang et les tissus musculaires. Il est produit commercialement à partir de la fermentation microbienne de sucres.

g) Quelques biomatériaux naturels et leur usage

Biomatériaux « Naturels »	Utilisations
Le collagène et la gélatine	La chirurgie esthétique, pansements, ingénierie tissulaire, échafaudage cellulaire
La chitine	Plaies pansements, échafaudage cellulaire
Céramique ou céramique déminéralisée	Greffon osseux substitut
Alginate	cellule encapsulation
L'acide hyaluronique	La prévention des adhérences postopératoires, lubrifiant ophtalmique et orthopédique, échafaudage cellulaire

Tableau 1.5 : Quelques biomatériaux naturels et leur usage

1.3.6.5 Les textiles [11]

Les textiles deviennent de plus en plus fonctionnels dans leurs applications techniques. Près de 10 % du volume mondial des textiles techniques sont employés dans le médical et la santé. Ils sont généralement dé signés pour les bios textiles, il s'agit de prothèses permanentes ou provisoires.

Ces matériaux doivent être biocompatibles voire bio résorbables après leur implantation dans le corps humaine. Ce domaine représente certainement la nouvelle génération de biomatériaux et matériels implantables. Ces produits peuvent cependant être encore optimisés (biocompatibilité, stérilité, étanchéité, fonctionnalisation,…) grâce aux applications développées par les nouvelles technologies dans tous les domaines (orthopédie, odontologie…etc.)

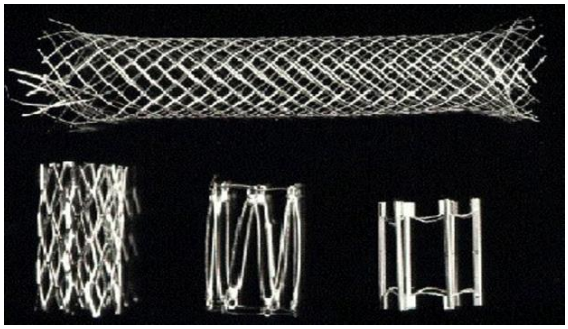


Figure 1.11 : textile des stents

1.4. Biocompatibilité

1.4.1 Définition Biocompatibilité:

La biocompatibilité est la capacité d'un matériau à être accepté par le milieu biologique dans lequel il est implanté et à ne pas le dégrader [12]

La biocompatibilité est la capacité d'un biomatériau à remplir une fonction spécifique avec une réponse appropriée de l'hôte. La biocompatibilité a longtemps été synonyme d'inertie du matériau, c'est-à-dire liée à l'absence de réponse de l'hôte et à l'absence de dégradation par l'hôte. L'or, par exemple, peut être défini comme un matériau biocompatible ou pas en fonction du but dans lequel il est employé : il est considéré comme biocompatible s'il est utilisé pour une restauration coronaire mais ne l'est pas s'il est employé comme implant orthopédique car il n'induit pas, comme le titane, d'ostéointégration. [13]

1.5 Revu bibliographique

L'application de la biomécanique dans le domaine des prothèses totales de hanche est assurée par l'introduction d'un matériau en contact avec la matière organique (os, muscle, etc.), ce matériau doit posséder des propriétés de compatibilité avec l'environnement physiologique (biomatériau).

Une prothèse totale est composée de deux pièces, emboîtées, destinées à remplacer l'articulation de la hanche malade. Une des pièces remplace la partie articulaire du bassin (cotyle), elle est en forme de cupule, l'autre remplace le col et la tête du fémur. En d'autres termes, l'implant artificiel comprend une « tige » implantée dans le fémur et une tête de forme sphérique fixés sur le col de la tige et articulée avec la cotyle.

Le remplacement de l'articulation est assuré par le couple de frottement, qui est le point sensible de la prothèse totale de hanche car c'est un lieu d'usure et de concentration des contraintes, ce qui induit respectivement la génération de particules plus au mois tolérées par le corps humain et la déformation interne [14]. Pour les prothèses totales de hanches, la limité d'efficacité dépend de plusieurs paramètres entre autre le type de chargement appliqué, le matériau utilisé et leurs géométries [15,16].

Plusieurs études ont été menées, dans le but d'analyser le comportement mécanique in-vitro d'une prothèse totale de hanche [17, 18,19]. Des auteurs ont cherché à évaluer les contraintes supportées par la tête fémorale et la cupule de prothèse totale de hanche [20, 21,22], ils ont s'intéressent particulièrement à l'étude des biomatériaux utilisées [23,24], et leurs dégradations par chocs [17] ainsi qu'au phénomène d'usure et de déformation de la cupule des prothèses totales de hanche [25, 26]. Il a été montré que le principal facteur conditionnant les arthroplasties de longue durée est la présence d'usure et de fissuration [27,28]. De nombreuses études relevant de la biomécanique, montrent que la cause principale de la défaillance d'une prothèse totale de hanche est l'usure de sa composante. L'utilisation de la méthode des éléments finis et les modèles numériques permettent de simuler ces différents mode d'usure afin d'évaluer les variables internes (efforts, champ de contraintes, champ de déplacements…) difficilement analysables à l'aide des méthodes expérimentales [29, 30,31].

L'extrusion est une technique récente qui permet d'introduire dans le matériau extrudé de grandes déformations plastiques sans modifier la géométrie de l'échantillon [32], le polypropylène (PP) extrudé retraité dans un bloc à l'état solide est obtenu à partir du dispositif expérimental développé par les membres du Laboratoire de Mécanique Avancée LMA/USTHB [33,34,35] pour la conception et la modélisation d'une nouvelle cupule de la prothèse totale de la hanche.. Ce processus d'extrusion angulaire à aires égales (ECAE) a été utilisé pour la première fois par Segal au début des années 80 [33,34]. Le principe consiste à extruder un matériau dans une matrice composée de deux canaux à sections égales formant un angle φ généralement compris entre 90° et 135° [32,35].

1.6 Conclusion :

Les besoins pour l'installation du membre artificiel varient, tels que les maladies, les accidents et les malformations congénitales.

Ce qui poussé les scientifiques à le développer afin que chaque patient puisse pratique sa vie quotidienne comme personne normale sans se sentir inférieur.

Chapitre II : les prothèses des hanches

Chapitre II : les prothèses des hanches

2.1 Introduction

Après 60 années d'utilisation et d'évolution, et près de 140 000 prothèses totales de hanche implantées chaque année en France, la prothèse totale de hanche a sans doute atteint sa période de maturité, même si des débats continueront d'exister parmi les spécialistes de la prothèse de hanche, et si une certaine confusion peut exister parmi les patients compte tenu de leur accès à de nombreuses sources d'informations, en particulier par Internet. Les progrès réalisés en un demi-siècle ont fait disparaître la majorité des boiteux de la première partie du xx^{e} siècle, du moins lorsque la boiterie était associée à la coxarthrose et compte tenu des progrès réalisés dans la qualité des implants et dans les techniques chirurgicales, la prothèse de hanche est devenue une intervention fiable. [36]

2.2 Définition les prothèses des hanches [37]

Cette intervention consiste à remplacer l'articulation de la hanche par une prothèse artificielle, dite prothèse totale de hanche (PTH).

La hanche correspond à l'articulation entre le bassin et le fémur. Articulation majeure des membres inférieurs, elle est formée par un moule appelé cotyle dans lequel se trouve une boule appelée tête fémorale. Ces deux surfaces osseuses sont recouvertes d'un cartilage qui favorise le glissement et la mobilité de l'articulation.

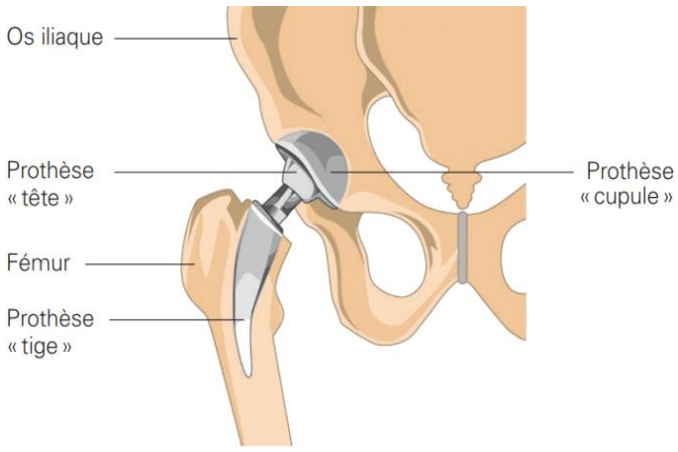


Figure 2.1 : prothèse totale de hanche [38]

2.3 Historique de prothèse de hanche [39]

La première utilisation du terme prothèse (action d'ajouter en grec), date de 1658 où THEVENIN lui, donna d'emblée son sens chirurgical actuel.

Les premiers résultats convaincants sont obtenus, en 1923, par Smith-Petersen, qui inventa au début de son internat une nouvelle voie d'abord antérieure de la hanche. Lors de son exercice il extirpe du dos d'un patient un éclat de verre resté en place une année et parfaitement supporté par l'organisme, l'observation de cette réaction lui donne l'idée d'une application orthopédique, il fait construire de fins moules de verre qu'il interpose entre les deux surfaces de la hanche, cette lentille de quelques millimètres d'épaisseur « guide le travail de réparation de la nature».

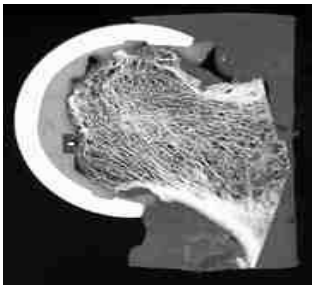


Figure 2.2 : Prothèse de SMITH-PETERSEN

A la même époque HEY-GROVES (1922) propose une autre approche particulièrement intéressante dans les fractures du col. Il remplace la tête dans sa totalité par une sphère d'ivoire de même calibre, sa fixation est assurée par un manche qui traverse la diaphyse fémorale. La prothèse prend la place de la tête fémorale et la surface articulaire qu'elle porte. Cette intervention reste un cas isolé bien que le résultat soit satisfaisant quatre ans après l'intervention.



Figure 2.3 : Prothèse de HEY GROVES

A partir de cette période l'histoire de l'arthroplastie peut être repartie en 5 étapes.

- 1ere Etape : les prothèses fémorales

Malgré de nombreuses recherches le matériau idéal solide et bien toléré par l'organisme se fait attendre, une solution sera proposée en 1936 par le Dr. VENABLE après avoir expérimenté de longues années les effets de différents métaux sur l'os celui-ci conclu à la supériorité de l'alliage Chrome-Cobalt Molybdène pour les applications orthopédiques, il l'appelle Vitallium. En 1939 BOHLMAN de Baltimore reprend les travaux de VENABLE et met au point la première prothèse fémorale en métal (Vitallium), celle-ci remplace la tête du fémur et le cartilage qui la recouvre Les frères JUDET conçurent, en France, en 1946, la première prothèse posée en nombre, JEAN JUDET, à partir de 1946 ces deux chirurgiens remplacent la tête retirée par une sphère de même calibre en méthacrylate de méthyle plus connu sous le nom de Plexiglas, celle-ci est fixée sur un pivot traversant de part en part le col du fémur. Les résultats immédiats sont bons mais vites décevants dès le moyen terme. Ces échecs sont dus à une intolérance aux débris d'usure de l'acrylique qui sera définitivement abandonné en 1949.



Figure 2.4 : Prothèse de JUDET

AUSTIN MOORE a conçu avec HAROLD BOHLMAN en 1940 une méga prothèse métallique peu posée, le procédé de fixation pour maintenir la tête fémorale date lui de 1950 : la tête métallique sera portée par une tige fichée dans le canal médullaire du fémur. La prothèse de MOORE est en Vitallium, une fenêtre est pratiquée dans la queue prothétique pour permettre la repousse de l'os, un trou est placé à la partie supérieure du col, il sera utilisé, si nécessaire, pour extraire la prothèse. Au début les poses s'effectuaient par voie d'abord antérieure, l'opération était difficile et les résultats médiocres, MOORE modifia donc la technique opératoire, et utilisa un abord de plus en plus postérieur que l'on surnommera en clin d'œil « L'abord du Sud » ou voie de MOORE.



Figure 2.5 : Prothèse de MOORE

❖ 2éme Etape : Les prothèses totales de hanche non cimentées

MAC KEE FARRAR (1951) NORWITCH, ANGLETERRE. Cherche à résoudre le double problème posé par l'arthrose de hanche. Son choix se porte sur le métal, la nouvelle tête fémorale roulera dans la cotyle osseuse recouverte d'une coque métallique.

En 1953, MAC KEE FARRAR rencontre THOMPSON, celui-ci propose, depuis 1952, un modèle ressemblant à la prothèse de Moore mais sans fenêtre, le modèle suivant comporte donc une pièce fémorale type Thompson avec une tête un peu plus petite pour pouvoir s'articuler à l'intérieur de la cotyle prothétique métallique



Figure 2.6 : Prothèse de THOMSON et Cotyle de MAC KEE FARRAR

❖ 3éme Etape : Les prothèses totales de hanche cimentées

Le professeur JOHN CHARNLEY(1960), propose au monde orthopédique une triple solution au problème posé :

- Basse friction et donc faible taux d'usure par roulement d'une tête métallique de petit diamètre dans une cotyle épais en plastique polyéthylène.

- Fixation des composants par un ciment acrylique.
- Voie d'abord par section de l'os trochantérien pour retendre les muscles fessiers et diminuer les risques de luxations dues au petit diamètre de la tête fémorale prothétique.

Ce trépied établi un juste équilibre entre les trois risques : usure, descellement et luxation.



Figure 2.7 : Prothèse de JOHN CHARNLEY

MÜLLER(1966) propose une variante à la triple solution proposée par CHARNLEY :

- Friction faible par roulement d'une tête métallique de diamètre 28 mm dans une cotyle épais en plastique polyéthylène, toute fois le taux d'usure sera plus importante qu'avec une tête de 22mm.
- Fixation des deux composants par un ciment acrylique comme pour CHARNLEY.
- Voie d'abord postérieure ce qui permet une reprise immédiate de l'appui.

❖ 4^{éme} Etape les années 70 : Fixation sans ciment

Au début des années 70 le monde de l'orthopédie connaît et analyse avec un certain recul, tant temporel que numérique, les résultats de la technique de CHARNLEY sont bons et même très bons.

Avant CHARNLEY une prothèse devait durer 5 voire 10 ans, ce qui la réservait aux personnes les plus âgées. Avec CHARNLEY les prothèses durent plus de 10 ans, souvent plus de 15 ans. Le temps passe, nous atteignons le début des années 80, les premiers descellements surviennent.

Il devient de moins en moins admissible de souffrir d'une maladie de la hanche et les opérés sont de plus en plus jeunes, le travail demandé à l'articulation artificielle est de plus en plus proche d'une articulation normale avec reprise d'activité en force voire sportive.

« Le ciment acrylique se trouve donc peu adapté à ces nouvelles conditions. L'os humain, surtout chez le jeune sujet, est une structure évolutive en perpétuelle activité de remodelage en fonction des contraintes biomécaniques à la marche et à l'effort. » JEAN-ALAIN EPINETTE

- ❖ 5^{éme} étape : La poursuite des prothèses sans ciment entre 1970-1980

Deux axes de recherches s'offrent aux chirurgiens : l'exploration de nouveaux types de fixations plus performants que le ciment et celui d'un nouveau couple de friction. Dès cette période BOUTIN explorera les possibilités d'un nouveau couple prometteur : la céramique-céramique.

Un précurseur SIWASH (1956) « Un chirurgien soviétique méconnu » met au point en URSS la première prothèse totale de hanche à ancrage direct tant pour la tige que pour le cotyle, la surface extérieure de la pièce cotyloïdienne comporte trois couronnes d'aspérités tranchantes et fenêtrées en « pétales » ou en « rosace » destinées à l'ancrage osseux direct, posée pour la première fois en 1956 ce concept, élaboré en Russie, passera inaperçu, il sera découvert en Europe plus de quinze ans plus tard au vu de ses bons résultats.

Entre 1970 et 1980 différentes propositions de fixation de la tige fémorale sans ciment voient le jour : JUDET le premier, en France, propose en 1971 une prothèse à ancrage direct, il nomme cet alliage à base de cobalt le « porométal » parce que les billes qui le recouvrent sont séparées par des pores, de nombreux échecs surviennent dues aux mauvaises caractéristiques mécaniques et métallurgiques des implants.

- o Le couple de frottement

Un précurseur BOUTIN (1971), Les céramiques seront exploitées pour la qualité de la friction céramique sur céramique et pour leur biocompatibilité qui permet un macro-ancrage. C'est P.BOUTIN, de Pau, qui ouvre la voie en 1970 avec une prothèse totale de hanche dont la cotyle est en céramique et la pièce fémorale en deux parties : une tête en céramique fixée sur un corps en acier. En 1971 la cotyle devient non cimenté, l'ancrage est direct par des reliefs macro géométriques de 1 mm, en 1975 des plis de surface sont pratiquées sur la tige ce qui permet une implantation sans ciment. En 1977 la tête céramique est fixée sur la tige par un emmanchement conique.

A l'issu de cette décennie s'ouvre le concept de la fixation sans ciment par traitement de surface ainsi que celui d'un nouveau couple de frottement dit dur-dur.

❖ 6émé partie : EPILOGUE 1980-2005

Les techniques de fixation sans ciment se développent, la tige fémorale a une surface traitée qui permet son intégration à l'os, la solution choisie pour le cotyle est celle d'une coquille métallique impactée dans l'os spongieux : le métal back, comme pour le fémur, sa surface extérieure est traitée par des mini reliefs qui permettent son intégration à l'os du bassin, les surfaces de la tige et du cotyle prothétique sont volontiers recouvertes d'un composant primaire de l'os : l'Hydroxyapatite, ce fin revêtement accélère l'intégration des pièces métalliques.

De nouveaux couples de frictions apparaissent, le couple céramique-céramique. Un autre couple réapparaît depuis quelques années : le métal-métal, en effet grâce aux progrès d'usinage l'usure de ce couple est maintenant très faible.

Une nouvelle dimension est donnée au respect de l'architecture de la hanche naturelle (notion d'offset), le choix de la prothèse se fait sur des calques à la fois en longueur mais aussi en largeur, ces implants s'adaptent à l'anatomie du patient afin de conserver les tensions musculaires inchangées.

Depuis quelques années la bonne résolution des problèmes liés à l'implant pousse certains chirurgiens à s'intéresser à l'évolution de la voie d'abord, ces voies sont dites mini invasives et réalisées par mini incision (voie mini invasive postérieure): Dr F. PRIGENT.

- Les prothèses intermédiaires

Les premières prothèses intermédiaires sont apparues en 1964 avec JOHN MONK : la prothèse fémorale était couplée à une cupule non scellée entièrement en polyéthylène de haute densité ou de derlin. Ces premiers modèles dits * soft top * implantés sur des prothèses de MOORE et de THOMPSON ont eu des résultats encourageants à court terme, mais de mauvais résultats à long terme en raison de l'usure prématurée de la cupule en polyéthylène, et du descellement aseptique. Ils furent rapidement abandonnés.

C'est à GILLES BOUSQUET en 1975 que revient le mérite d'avoir défini le concept original de la double mobilité.

La tête prothétique est mobile dans un polyéthylène rétentif, lequel reste libre dans une cupule métallique. L'idée de base de la cupule de BOUSQUET était d'associer les avantages de deux systèmes différents et difficilement superposables :

Bénéficier d'une usure réduite de l'insert polyéthylène dans un principe de " LOW friction " tel que l'avait décrit CHARNLEY.

Procurer une stabilité intrinsèque de l'articulation en réimplantant une "tête fémorale" aux dimensions proches de l'anatomie originelle du patient, principe de MCKEE-FARRAR.

De ce fait, dans les 2 articulations, les objectifs peuvent être rapprochés à :

-Diminuer l'usure

-Diminuer les contraintes de descellement

-Se rapprocher de la physiologie et augmenter la stabilité intra prothétique

Le matériel utilisé pour la cupule est généralement en acier inoxydable, parfois un alliage de chrome cobalt. Au début de l'expérience du la double mobilité, certaines séries de cupules étaient fabriquées en alliage de titane avec traitement de surface par implantation ionique d'azote. Des progrès ont été effectués sur le dessin des prothèses. La tige fémorale, d'abord fenêtrée, a laissé place à d'autres modèles : des tiges pleines à cimenter et des tiges sans ciment. Actuellement le meilleur procédé de fixation au niveau du fémur fait appel au principe des revêtements ostéo conducteurs apparu en 1986, on projette une fine couche d'hydroxyapatite qui vient se fixer à la surface des prothèses, l'os voisin l'identifie comme un de ses constituants et repousse rapidement sur le revêtement et donc sur la prothèse. Il y a également le plasma-pore de titane qui est un excellent ostéo conducteur.

2.4 Les critères des prothèses totales de hanche : [40]

Les critères sont :

- **Le couple de friction entre la tête fémorale et l'insert :** quels sont les types de matériaux qui vont travailler ensemble entre la tête et l'insert : métal / polyéthylène, céramique / polyéthylène, céramique / céramique, métal / métal).



Figure 2.8 : les défirent prothèses

- La cimentation ou pas de la tige fémorale ou de la cupule : quel type de structure recherche t'on pour s'ancrer dans l'os.



Figure 2.9 : Tige courte cimentée

- La taille de la tige fémorale peut varier selon les habitudes du chirurgien et les nécessités de la voie d'abord. (Plus courte pour les voies antérieures le plus souvent).

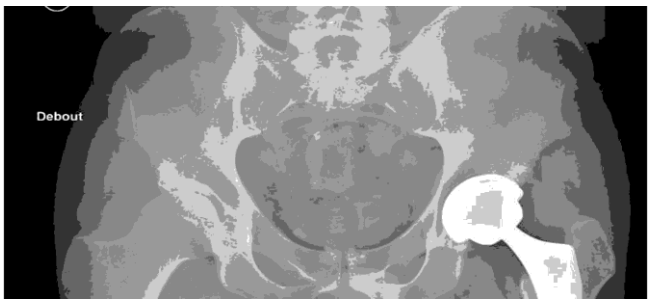


Figure 2.10 : tige courte sur la hanche droite et tige standard à gauche

- L'angulation de la tige fémorale doit s'adapter à celle du col du fémur ainsi que la largeur du col que l'on nomme "offset".



Figure 2.11 : offset de la tige prothétique et du col du fémur [41]

- Le système de mouvement dans la cupule : tête standard dans un insert standard, cupule à double mobilité, gros diamètre de tête dans un insert plus fin.



Figure 2.12 : exemple de double mobilité

2.5 Matériaux utilisés :

La tige fémorale est en titane si elle est non cimentée ou en inox (acier inoxydable : chrome cobalt nickel) si on la cimente dans le fémur.

La cupule est en titane ou en chrome cobalt, le plus souvent elle n'est pas cimentée car sa fixation se fait en impaction dans l'os et ne nécessite pas une couche de ciment.

Sur les implants en titane on pose une couche d'hydroxyapatite (HAP) qui permet à l'os de venir se coller sur la prothèse.

L'insert cotyloïdien est en polyéthylène ou en céramique (alumine ou delta) et se clipse dans la cupule en acier.

La tête fémorale est en inox ou en chrome cobalt ou en céramique (alumine ou delta).

Le ciment est un polymère de méthacrylate de Méthyle. [40]

2.6 Conclusion :

La chirurgie de remplacement de la hanche connaît une croissance important chaque année.

Cette solution thérapeutique a complètement révolutionné le traitement de l'arthrose de la hanche en offrant aux patients souffrant d'arthrose une qualité de vie quasi normale.

Les matériaux utilisés, la conception des composants prothétiques, et les progrès des techniques chirurgicales ont eu un impact globalement positif sur les patients.

Chapitre III : Logiciel d’ANSYS

Chapitre III : Logiciel d'ANSYS

ANSYS a été fondée en 1970 et incorporée en 1994. ANSYS fournit principalement des logiciels de simulation d'ingénierie et des services à valeur ajoutée. Les solutions de la société sont utilisées dans une variété d'industries, notamment l'aérospatiale, la défense, l'automobile, le biomédical et d'autres industriel.

ANSYS a été reconnue comme l'une des sociétés les plus innovantes au monde en matière de logiciels de simulation d'ingénierie par des publications prestigieuses telles que BLOOMBERG BUSINESSWEEK et le magazine FORTUNE.

ANSYS exploite la puissance des ordinateurs de bureau d'aujourd'hui pour fournir une plate-forme commune pour le développement de produit, du concept de conception aux tests et à la validation de l'étape finale.

3.1. Définition d'ANSYS : [42]

ANSYS (Système d'analyse) est un logiciel brillant utilisé pour des analyses très complexes et cruciales qui jouent un rôle essentiel dans l'ingénierie d'aujourd'hui. Il s'agit essentiellement d'un logiciel de simulation technique. Ce logiciel spécial n'a pas d'application parallèle qui pourrait se trouver à côté de lui. ANSYS a deux dimensions principales. Technologie de simulation : mécanique des structures, multiphasique, dynamique des fluides, dynamique explicite, électromagnétique et hydrodynamique (AQWA).

Dans cette partie, nous effectuerons deux types d'études numériques Sur le programme ANSYS

- Analyse modale
- Analyse statique.

3.2. Commencer le programme: [42]

Deux environnements logiciels permettent de mettre en œuvre le code ANSYS :

3.2.1. ANSYS APDL:

Chronologiquement, c'est la première solution logicielle développée par le constructeur. Elle est destinée à la construction de modèles éléments finis à la géométrie simple, facilement constructible à l'aide d'opérations basiques. À partir de cet environnement, l'utilisateur construit directement un modèle éléments finis en utilisant le langage de script APDL (ANSYS Paramétrique Design Language). ANSYS classique est donc destiné à des utilisateurs compétents dans le domaine de la simulation numérique.

3.2.2. ANSYS WORKPENCH :

ANSYS est un logiciel simulation numérique leader de son marché, utilisé dans le développement des produits industriels. Il offre toutes les capacités physiques nécessaires pour la modélisation des écoulements fluides. Des turbulences, des transferts de chaleur et des réactions chimiques. Aujourd'hui des milliers d'entreprises à travers le monde utilisent ANSYS comme partie intégrante des phases de conception et d'optimisation de leurs produits. Son solveur avancé fournit des résultats rapides, précis, des maillages adaptifs et déformables et peut évoluer facilement vers le calcul parallèle.

Comme tout logiciel de CFD, ANSYS est composé de trois éléments ; le préprocesseur, le solveur et le post-processeur.

Le processeur permet de représenter la géométrie du système, de définir le type de condition aux frontières du domaine, de spécifier le type de matériau (fluide ou solide).Il fournit aussi la possibilité de discrétiser le domaine, en proposant plusieurs algorithmes de millage suivant sa géométrie.

Tandis que le solveur permet de définie numériquement les conditions opératoires (la gravite, la pression) dans lesquelles est effectués la simulation, ainsi que la spécification des conditions aux limites. Enfin il permet de choisir le processus itératif.

Il propose notamment plusieurs schémas numériques pour la discrétisation spatiale et temporelle, et pour le couplage de la vitesse et de la pression. Il offre également une interface permettant de contrôler à tout moment l'état d'avancement de calcul.

Enfin le post-processeur est l'éliment qui permet de visualiser la géométrie et le maillage du domaine, mais surtout d'afficher les résultats obtenus. Il est ainsi possible de visualiser les champs de vitesse, de pression, de turbulence ainsi que toutes les autres grandeurs calculées sur un segment, une section du domaine ou sur tout le volume. Il offre aussi la possibilité de tracer des courbes et de visualiser les lignes de courant ou la trajectoire de particules.

3.2.3. Structure du code ANSYS CFX

ANSYS CFX se compose de trois modules qui communiquent entre eux comme montré sur la figure (3.1). Un logiciel qui permet la réalisation de la géométrie et du maillage est nécessaire pour exécuter une analyse de CFD. Dans notre cas le logiciel ANSUS ICEM CFD est utilisé.

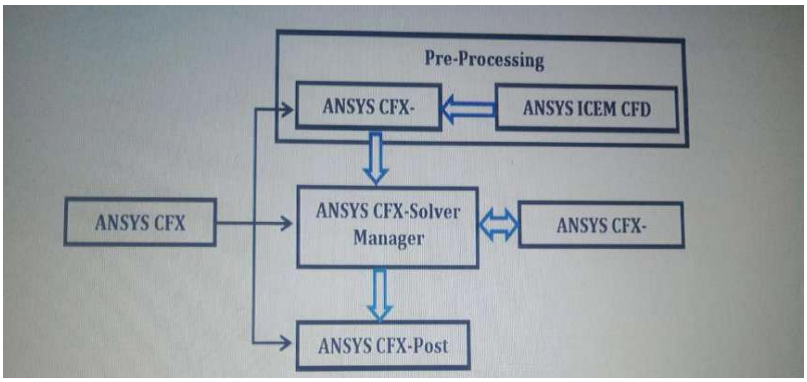


Figure 3.1: Structure du code ANSYS CFX

3.3. Simulation numérique par logiciel de structure statique:

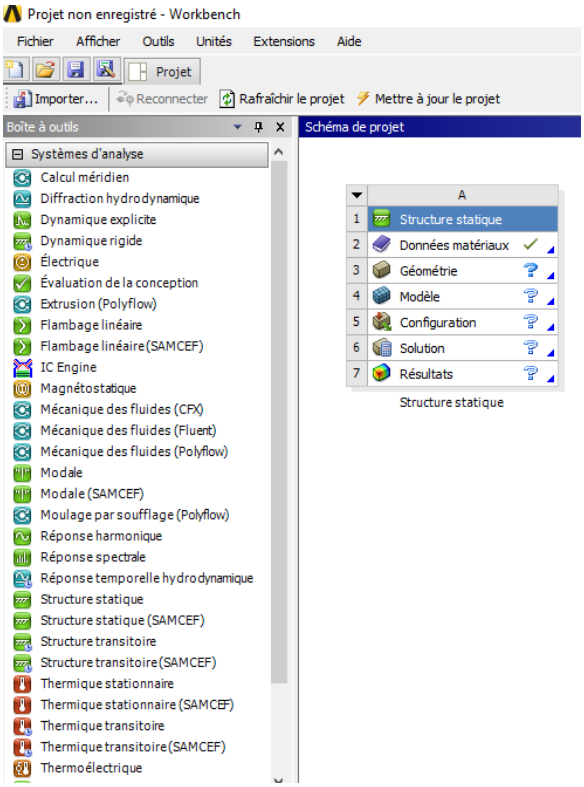


Figure 3.2 : Création de la simulation sous WORKPENCH.

Chapitre IV : Discussion Et Résultats

Chapitre IV : Discussion Et Résultats

4.1. Modèle Physique

Par une simulation numérique basée sur la méthode des éléments finis, nous allons réaliser une étude de l'effet de diamètre la tête fémorale pour des couples de matériaux différents sur le comportement mécanique in-vitro des PTH, nous avons choisi le modèle de Charnley semble être le plus utilisé sur marché, les différents couples de biomatériaux utilisés et faisant l'objet de cette étude sont le polyéthylène (UHMWPE) et le polypropylène (PP vierge et extrudé) pour les cupules et l'acier inoxydable austénitique (316L) pour les têtes fémorales de PTH. Nous avons choisi les conditions de chargement et aux limites définies par la figure (4.1).

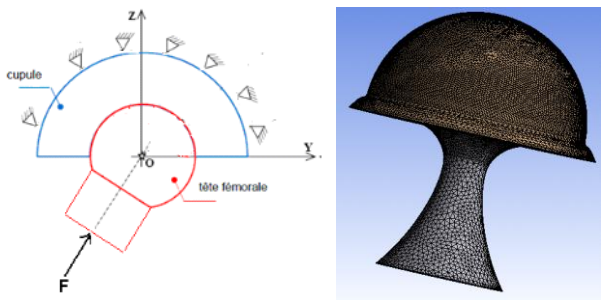


Figure 4.1 : Modélisation du couple cupule tête fémorale

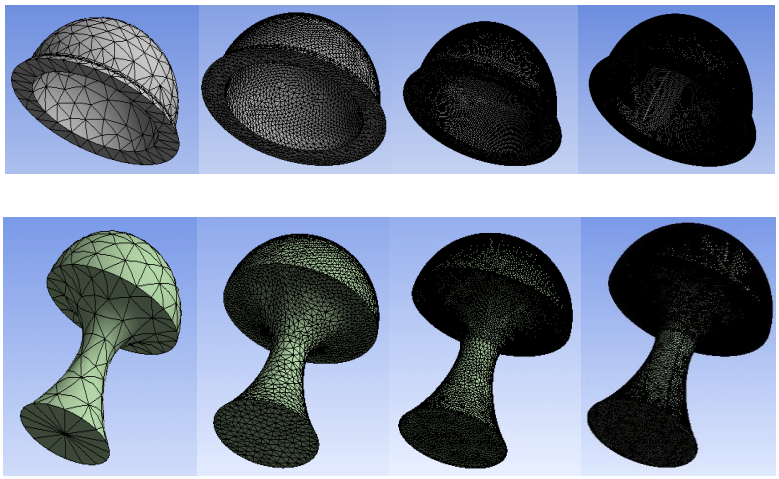
Afin d'être le plus proche du modèle réel, nous avons appliqué une force de 3000N au centre de la tête fémorale [43,44]. La valeur de 3000N correspond à la phase d'appui de la marche d'un sujet de 75 Kg selon la théorie de la balance de Pauwels [17]. Ces conditions de chargement sont considérées comme le cas extrême d'un effort que la prothèse peut supporter, c'est la force que l'homme peut exercer sur un seul appui lors de la montée d'escalier [15]. La cupule était inclinée à 45° dans le plan frontal et encastré sur son bord extérieur [14], [43], [23], [31], [26], [28]. Les calculs sont développés avec le code ANSYS (WORKBENCH) où le maillage a été choisi du type tétraédrique.

Matériaux	**E (MPa)**	**(υ)**	**σe (Mpa)**	**Source**
316L	200 000	0,3	284	[17], [19]
UHMWPE	1400	0,3	10.58	[18], [21], [43], [26], [28], [30]
PP vierge	1100	0,4	22	[33], [34], [32]
PP extrudé (V=0,45 mm/min)	700	0,4	14	[33], [34], [32]

Tableau 4.1 : Caractéristique mécaniques des matériaux utilisent

4.2 Effet de la sensibilité de maillage

Afin d'évaluer la sensibilité au maillage des résultats présentés, des calculs complémentaires sur un maillage progressif affiné ont été effectués. Les quatre mailles testées sont illustrées à la fig. la comparaison entre les résultats obtenus avec une grille grossière, feu et dense est rapportée dans le tableau On peut montrer que la convergence de la solution a été atteinte et que la solution devient indépendante des tailles de maille sur la maille 3. D'autres raffinements de maillage ont été testés et non présenté par souci de brièveté.



Maillage 1 Maillage 2 Maillage 3 Maillage 4

Figure 4.2 : Distribution de maillage

		Maillage **1**	Maillage **2**	Maillage **3**	Maillage **4**
Nœuds		16068	84442	443284	1290009
Déplacement directionnel (m)	**Min**	-1.49×10^{-6}	-1.58×10^{-6}	-1.54×10^{-6}	-1.54×10^{-6}
	Max	1.41×10^{-6}	1.57×10^{-6}	1.54×10^{-6}	1.54×10^{-6}
Déformation élastique équivalente (m/m)	**Min**	2.04×10^{-6}	5.67×10^{-6}	6.61×10^{-6}	6.62×10^{-6}
	Max	9.03×10^{-4}	3.01×10^{-3}	3.26×10^{-3}	3.28×10^{-3}
Déformation élastique principale maximale (m/m)	**Min**	2.04×10^{-6}	1.07×10^{-8}	1.01×10^{-9}	1.08×10^{-9}
	Max	9.03×10^{-4}	9.86×10^{-4}	1.02×10^{-3}	1.11×10^{-3}
Contrainte équivalente (Von-Mises) (Pa)	**Min**	2.66×10^{5}	7.58×10^{5}	8.25×10^{5}	8.27×10^{5}
	Max	5.99×10^{7}	6.35×10^{7}	6.17×10^{7}	6.16×10^{7}
Contrainte principale minimale (Pa)	**Min**	-5.44×10^{6}	-6.53×10^{6}	-6.62×10^{6}	-6.62×10^{6}
	Max	1.62×10^{7}	1.64×10^{7}	1.78×10^{7}	1.79×10^{7}

Tableau 4.2 : Grille étude sensibilité fourrure

Pour mettre en relief l'état de la cupule de PTH, nous montrons les effets du diamètre de la cupule et la nature des couples de matériaux sur le fonctionnement et la fiabilité des prothèses totales de hanches. Nous avons fixé le diamètre extérieur de la cupule Ø50 mm [29] et fait varier le diamètre intérieur de 22.2 mm à 36 mm, soumis aux conditions de chargements. Nous avons cherché à étudier le déplacement et l'évolution des contraintes et déformations le long de longueur de la cupule suivant la direction principale de chargement pour des couples (316L/UHMWPE, 316L/PP Vierge et 316L/ PP extrudé).

4.2.1 Effet de la géométrie de la PTH

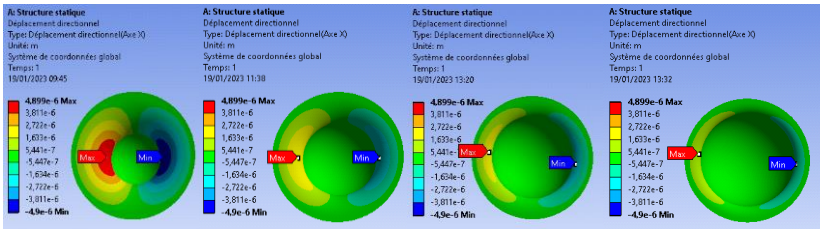
Sachant que le diamètre de tête fémorale joue un rôle primordial dans le comportement mécanique de la prothèse totale de hanche, nous montrons les effets du diamètre interne de la cupule, nous nous sommes intéressés à l'évolution de déplacement, contraintes et

déformations le long de la cupule pour les quatre diamètres (Ø22,2x50mm, Ø28x50mm et Ø32x50mm et Ø36x50mm) pour des couples.

4.2.1.1 Déplacement directionnel en fonction de diamètre de la cupule

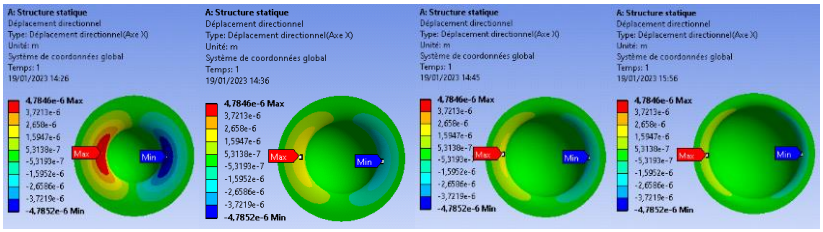
Nos modèles de calculs portent sur une étude comparative du déplacement directionnel pour une prothèse de diamètre interne Ø22, 2x50mm, Ø28x50mm et Ø32x50mm et Ø36x50mm

Les figures (4.3), (4.4) illustrent le déplacement directionnel le long de la cupule pour les 4 épaisseurs utilisées. Après la surcharge, le déplacement atteinte une valeur maximale de $4{,}899x10^{-6}$mm dans le cas d'une cupule de diamètre de 22.2 mm, et une valeur minimale de $1{,}633x10^{-6}$ dans le cas d'une cupule de diamètre de 36 mm.



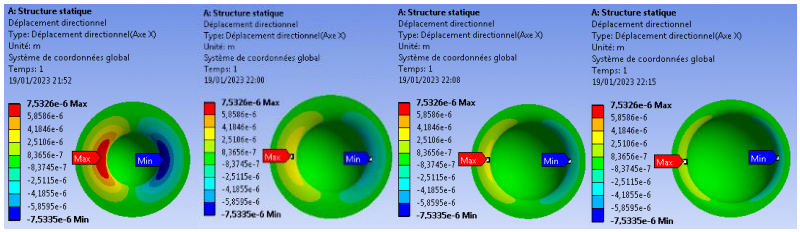
Ø 22.2 mm Ø 28 mm Ø 32 mm Ø 36 mm

Cas de couple 316L/UHMWPE



Ø 22.2 mm Ø 28 mm Ø 32 mm Ø 36 mm

Cas de couple 316L/PP vierge



Ø 22.2 mm Ø 28 mm Ø 32 mm Ø 36 mm

Cas de couple 316L/PP extrudé

Figure 4.3 : Déplacement directionnel des cupules en service pour les 4 diamètres utilisés

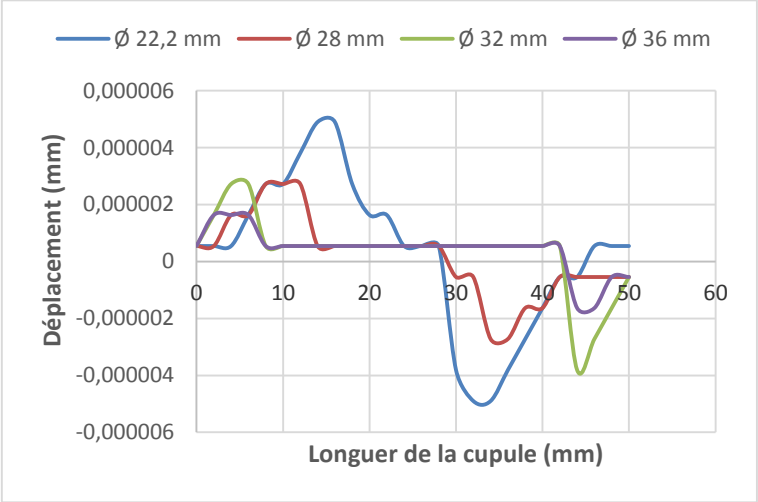
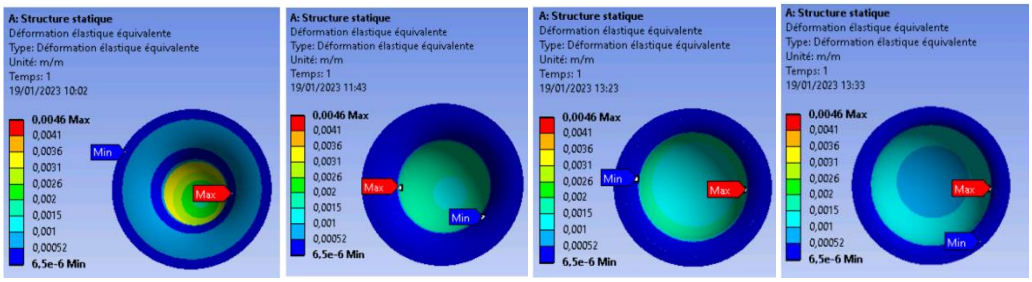


Figure 4.4 : Evolution de du déplacement directionnel le long l'axe x de la cupule pour les 4 diamètres utilisés

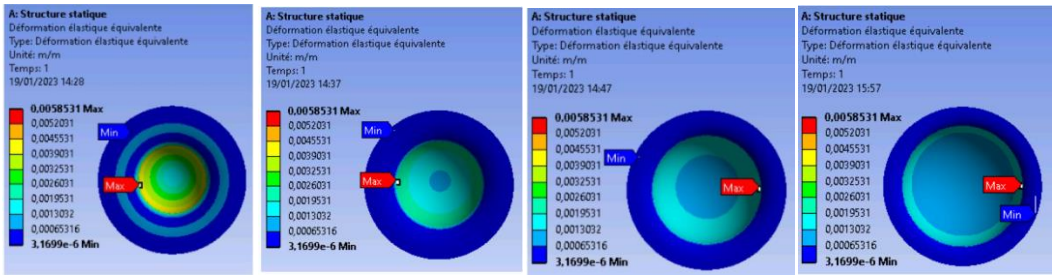
4.2.1.2 Déformation élastique équivalente

Les figures 4.5 et 4.6 illustrent la répartition de déformation élastique équivalente dans la pièce cotyloïdienne. Après surcharge, on relève que les déformations engendrées au niveau de la cupule de diamètre intérieur de 22.2 mm sont supérieures à celle engendrées au niveau des autres cupules de diamètres intérieures de Ø28x50mm et Ø32x50mm et Ø36x50mm. La déformation atteinte une valeur maximale de 0,0036 dans le cas d'une cupule de diamètre de 22.2 mm, pratiquement quatre fois celle de la valeur relevée dans le cas d'une cupule de diamètre de 36 mm et qui est une valeur minimale de 0,001. La cupule Ø 22,2 mm subit, sous l'effet de pénétration de la tête en 316L.



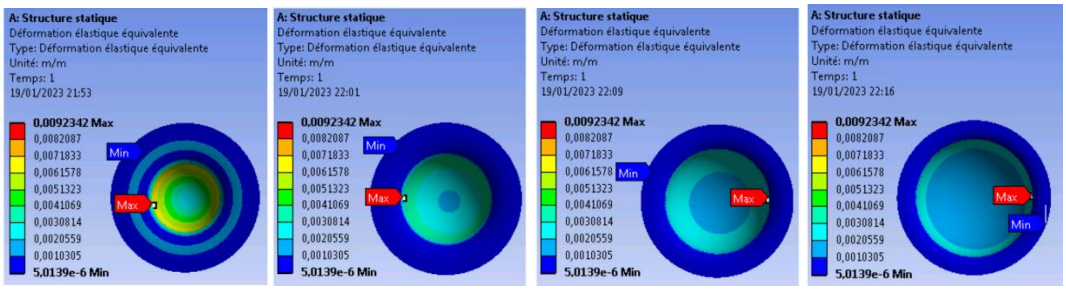
Ø 22.2 mm Ø 28 mm Ø 32 mm Ø 36 mm

Cas de couple 316L/UHMWPE



Ø 22.2 mm Ø 28 mm Ø 32 mm Ø 36 mm

Cas de couple 316L/PP vierge



Ø 22.2 mm Ø 28 mm Ø 32 mm Ø 36 mm

Cas de couple 316L/PP extrudé

Figure 4.5 : Déformation élastique équivalente des cupules en service pour les 4 diamètres utilisés

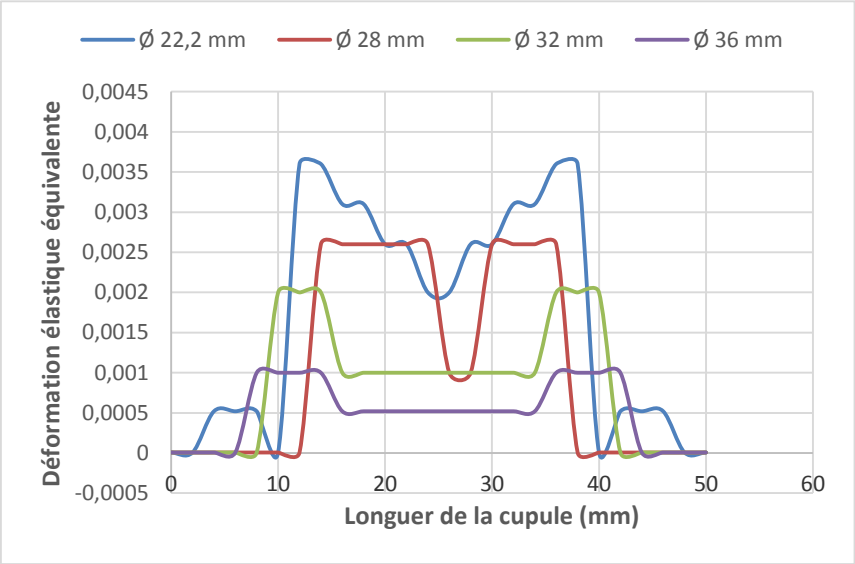
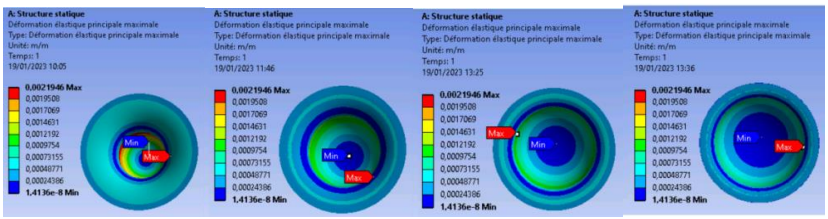


Figure 4.6 : Evolution de la déformation élastique équivalente le long de l'axe x de la cupule pour les 4 diamètres utilisés : Cas de couple 316L/ pp vierge

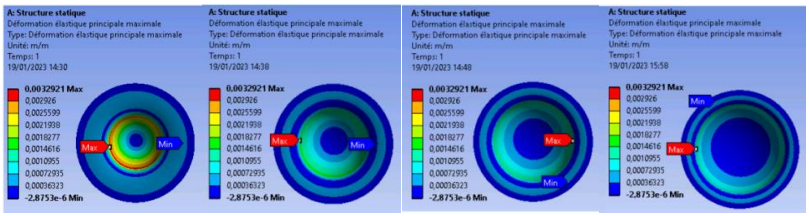
4.2.1.3 Déformation élastique principale maximale

Les figures (4.7), (4.8) illustrent la répartition de déformations élastiques principales maximales dans la pièce cotyloïdienne. On relève que les déformations engendrées au niveau de la cupule de diamètre intérieur de 22.2 mm sont supérieures à celle engendrées au niveau des autres cupules de diamètres intérieures de Ø28x50mm et Ø32x50mm et Ø36x50mm. La déformation atteinte une valeur maximale de 0,0021964 dans le cas d'une cupule de diamètre de 22.2 mm, pratiquement deux fois celle de la valeur relevée dans le cas d'une cupule de diamètre de 36 mm et qui est une valeur minimale de 0,001292.



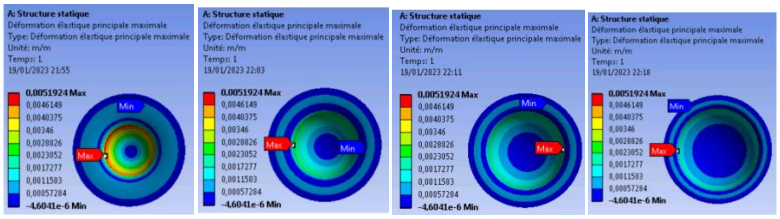
Ø 22.2 mm Ø 28 mm Ø 32 mm Ø 36 mm

Cas de couple 316L/UHMWPE



Ø 22.2 mm Ø 28 mm Ø 32 mm Ø 36 mm

Cas de couple 316L/PP vierge



Ø 22.2 mm Ø 28 mm Ø 32 mm Ø 36 mm

Cas de couple 316L/PP extrudé

Figure 4.7 : Déformation élastique principale maximale des cupules en service pour les 4 diamètres utilisés

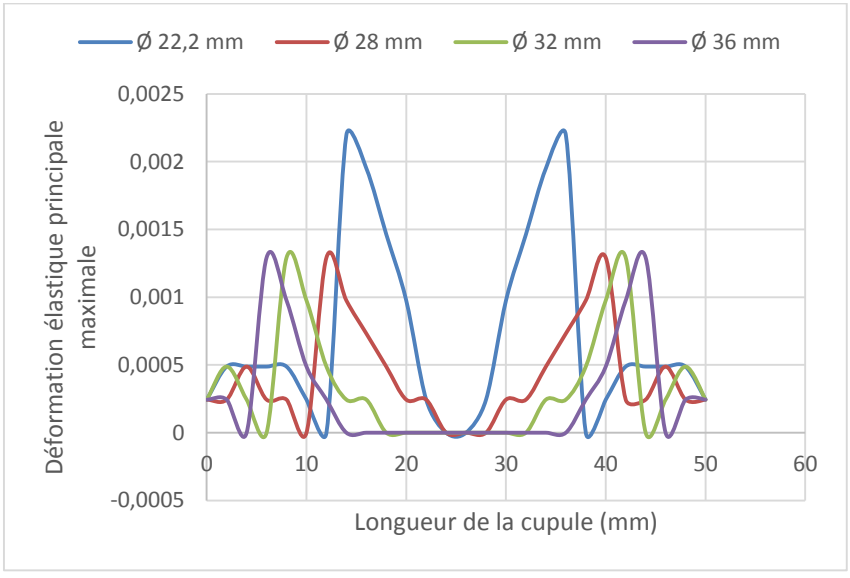
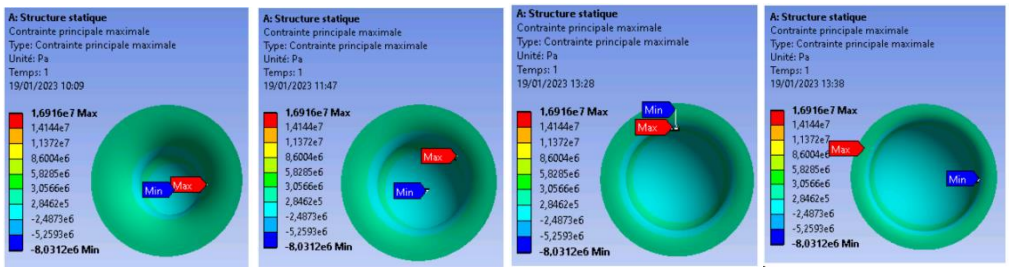


Figure 4.8 : Evolution de la déformation élastique principale maximale le long de l'axe x de la cupule pour les 4 diamètres utilisés : Cas de couple 316L/ UHMWPE

4.2.1.4 Contrainte principale maximale

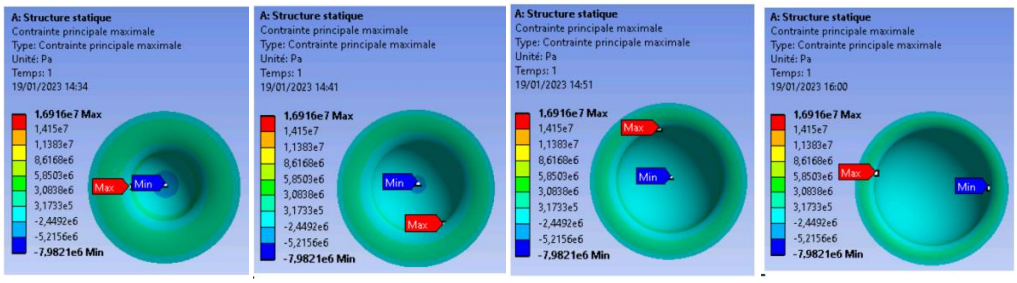
Les figures 4.9, 4.10 montrent la répartition des contraintes principales maximales sur les surfaces des cupules. Les contraintes de traction et de compression sont représentées par les contraintes principales, qui ne sont autres que les valeurs propres du tenseur des contraintes.

Les résultats obtenus montrent que le niveau de contrainte (traction et compression) maximale engendrées au niveau de la zone périphérique de la surface interne, dans le cas d'une cupule extrudée est inférieur à celle engendrée au niveau de la cupule vierge. Les contraintes de compression et les contraintes de tension atteintes une valeur maximale dans le cas d'une cupule de diamètre 22.2 mm, et une valeur minimale dans le cas d'une cupule de diamètre de 36 mm. Donc la tête est globalement soumise à des contraintes de compression, tandis que la cupule est soumise à des contraintes de tension, localisées principalement en surface



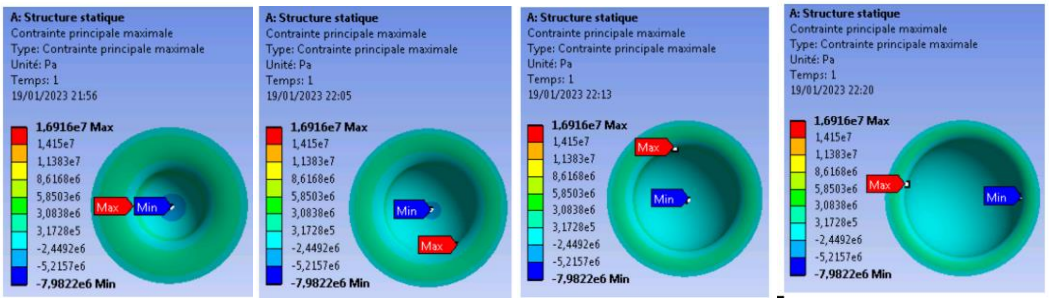
Ø 22.2 mm Ø 28 mm Ø 32 mm Ø 36 mm

Cas de couple 316L/UHMWPE



Ø 22.2 mm Ø 28 mm Ø 32 mm Ø 36 mm

Cas de couple 316L/PP vierge



Ø 22.2 mm Ø 28 mm Ø 32 mm Ø 36 mm

Cas de couple 316L/PP extrudé

Figure 4.9 : Contraintes principales maximales des cupules en service pour les 4 diamètres utilisés

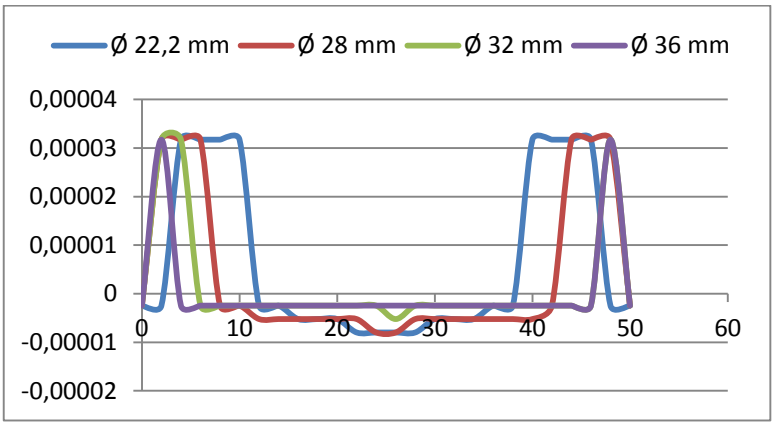
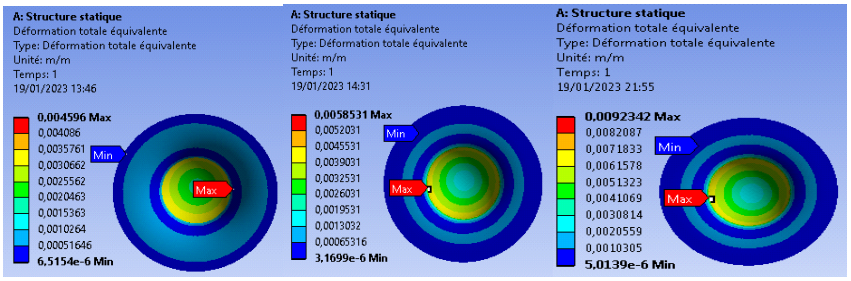


Figure 4.10 : Evolution de la contrainte principale maximale le long de l'axe x de la cupule pour les 4 diamètres utilisés : Cas de couple 316L/ UHMWPE

4.2.2 Effet du couple de matériaux

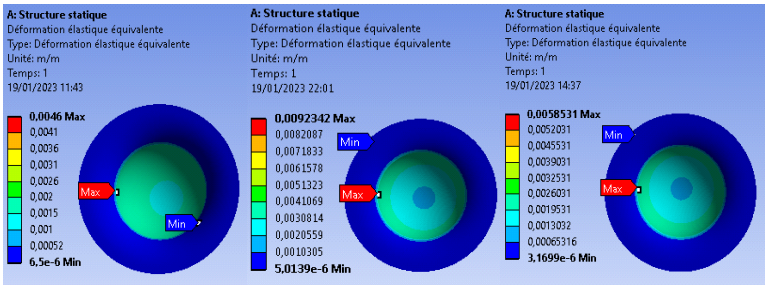
4.2.2.1 Déformation élastique équivalente

Les figures (4.11), (4.12) illustrent la répartition de déformations élastiques équivalente dans la pièce cotyloïdienne pour les trois couples de matériaux, en utilisant le diamètre Ø 36 mm de la cupule qui a donné une bonne répartition de contrainte et déformation. On relève que les déformations engendrées au niveau de la cupule de PP extrudé atteinte une valeur maximale de 0,0020559, et qui sont supérieures à celle engendrées au niveau des autres cupules PP vierge et UHMWPE, qui sont respectivement 0.0019531 et 0.0015.



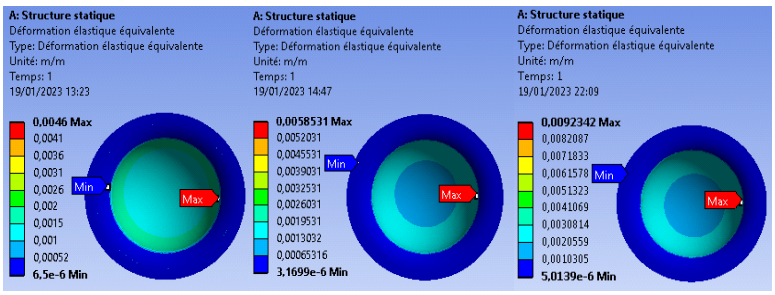
UHMWPE PP vierge PP extrudé

Cas de cupule Ø 22.2 mm



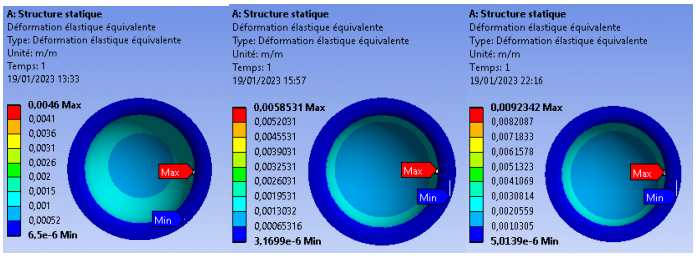
UHMWPE PP vierge PP extrudé

Cas de cupule Ø28 mm



UHMWPE PP vierge PP extrudé

Cas de cupule Ø32 mm



UHMWPE PP vierge PP extrudé

Cas de cupule Ø36 mm

Figure 4.11 : Déformation élastique équivalente en fonction des trois couples de matériaux utilisés

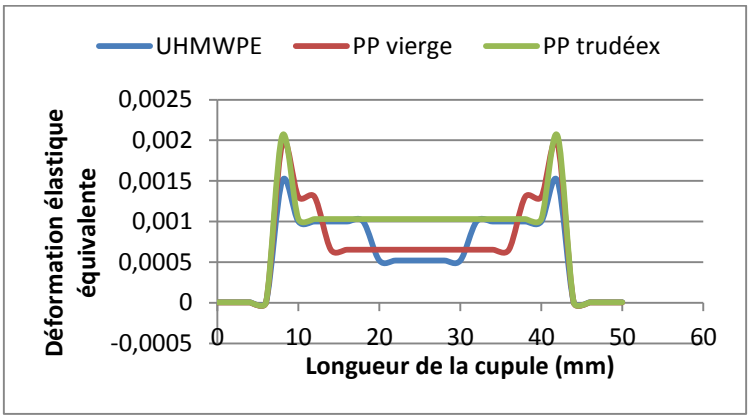


Figure 4.12 : Evolution de la déformation élastique équivalente le long de l'axe x de la cupule pour les 3 couples de matériaux utilisés : Cas de cupules de Ø 36 mm

Conclusion générale

Ce travail de mémoire avait pour objectif d'aborder le comportement mécanique in-vitro des cupules d'une PTH par une simulation numérique basée sur la méthode des éléments, en utilisant des diamètres différents de la avec trois couples de biomatériaux tête-cupule sous l'effet de sollicitations engendrées par le corps, en vue de choisir le couple qui offre une meilleure bio fonctionnalité, nous voulons mettre en relief les effets du diamètre interne de la cupule, et la nature des biomatériaux utilisés sur le fonctionnement et la fiabilité des prothèses étudiées.

Le polypropylène (PP) extrudé à l'état solide, traité par le procédé d'Extrusion Coudée à Aires Egales (ECAE) en vue de d'étudier l'effet des nouvelles propriétés mécaniques du matériau extrudé sur les sollicitations que subit la cupule d'une prothèse totale de la hanche.

L'analyse du comportement in-vitro requiert la localisation du point chaud et l'évaluation de l'amplitude de la contrainte et déformations au niveau de la cupule, généralement contrainte responsable de la défaillance et même parfois de la rupture de la cupule en service,

Les résultats obtenus nous ont permis essentiellement d'analyser la répartition des contraintes et déformations pour les cas analysés. Les contraintes sont principalement localisées sur le bord antérieur et du côté latéral de la cupule, les maxima de contraintes sont toujours localisés dans une bande proche des chanfreins, au niveau supérieur ou inférieur selon la localisation de l'impact de la tête.

D'après les résultats obtenus on voit clairement qu'on a une meilleure répartition des contraintes et déformations pour le couple de matériaux 316L/UHMWPE pour un diamètre de cupule Ø36x50mm qui autorise un déplacement et déformation résultant plus faible au niveau de la cupule comparée à ceux donnés par les couples de matériaux 316L/PP vierge et 316L/PP extrudé pour les autres diamètres. Ceci peut être expliqué par l'augmentation de la ductilité du matériau et l'augmentation de diamètre interne aura tendance d'augmenter la surface de contact et par voie de conséquence diminuer les pressions exercées et retarder l'apparition de l'usure.

L'UHMWPE offre la possibilité d'éviter la concentration des contraintes excessives au niveau de la cupule, donc, une meilleure répartition des contraintes, ces dernières engendrées par le transfert de charge de la partie supérieure du corps humain à la partie inférieure lors de la marche.

Référence bibliographique :

[1] : Ali BENHAOUA. Amélioration du comportement mécanique d'une cupule d'une prothèse totale de hanche en polypropylène (PP).mémoire de magister en mécanique. Université des sciences et de la technologie Houari Boumediene (USTHB).2011/2012

[2] : https://prothese.ooreka.fr/comprendre/prothese-definition 25-12-2022

[3]: https://www.dictionnaire-medical.fr/definitions/717-prothese/ 25-12-2022

[4] : https://iatranshumanisme.com/wp-content/uploads/2015/05/histoire-des-prothc3a8ses.pdf 27-12-2022

[5] :http://elearning.univbiskra.dz/moodle2019/pluginfile.php/23540/mod_resource/content/1/chapitre%20II.pdf 27-12-2022

[6] : https://www.inserm.fr/dossier/biomateriaux/ 30-12-2022

[7] : https://www.univusto.dz/images/coursenligne/Cours_en_ligne_Biomatriaux.pdf 01-01-2023

[8] :http://elearning.univbiskra.dz/moodle2019/pluginfile.php/23540/mod_resource/content/1/chapitre%20II.pdf 03-01-2023

[9] : https://docplayer.fr/6617534-Notions-de-biocompatibilite.html 04-01-2023

[10] : KARA MOSTEFA Zoubida. Les Staphylocoques à coagulase négative (SCN) et leur formation de biofilm sur les biomatériaux. . Mémoire de fin d'études de master .Université Abdelhamid Ibn Badis-Mostaganem. 2018 – 2019

[11] : Mme MANSOURI Naima .contribution a l'étude du comportement mécanique des prothèses dentaires totales. Mémoire de magister .université de Batna. le 25 -11-2009.

[12] : https://ceramique-technique.com/proprietes/biocompatibilite 05-01-2023

[13] : http://blog.afond.fr/wp-content/uploads/2018/01/cours.pdf 05-01-2023

[14]: D. KLUESS, H. MARTIN, W. MITTELMEIER, K.P SCHMITZ, R. BADER, Influence of femoral head size on impingement, dislocation and stress distribution in total hip replacement, Medical Engineering & Physics 29 (2007) 465–471.

[15]: B. B. BOUIADJRA, A. BELARBI, S. BENBAREK, T. ACHOUR, B. SERIER, FE analysese of behaviour of microcracks in the cement mantle of reconstructed acetabulum in the total hip prothesis, The Journal of Computational Materials Science 40 (2007) 485-491.

[16]: S. BENBAREK, B. BOUIADJRA, T. ACHOUR, M. BELHOUARI, B. SERIER, Finite element analysis of the behaviour of crack emanating from microvoid in cement of reconstructed acetabulum, Materials Science and Engineering A 457 (2007) 385–391

[17] : A.BOULILA, K. JENDOUBI, A. ZGHAL, M. KHADHRAOUI and PATRICK Chabrand, Comportement mécanique des prothèses totales de hanche au pic de chargement, journal of Mécanique & Industries 11, 25–36 (2010)

[18]: H.B JIANG, Static and dynamic mechanics analysis on artificial Hip Joints with different interface designs by the Finite Element Method, Journal of Bionic Engineering 4 (2007) 123-131

[19]: A.L. SABATINI, T. GOSWAMI, Hip implants VII: Finite element analysis and optimization of cross-sections, Materials and Design 29 (2008) 1438–1446.

[20]: P.S.M. BARBOUR, D.C. BARTON, J. FISHER, The influence of contact stress on the wear of UHMWPE for total replacement hip prostheses, Wear 181-183 (1995) 25G257

[21]: S.H. TEOH, W.H. CHAN and R. THAMPURAN, An elasto-plastic finite element model for polyethylene wear in total hip arthroplasty, Journal of Biomechanics 35 (2002) 323–330.

[22]: K.N CHETHAN, M. ZUBER, S. BHAT N, S. SHENOY B, and C.R. KINI, Static structural analysis of different stem designs used in total hip arthroplasty using finite element method, Heliyon 6 (2020) e01767.

[23]: A. BASHIRI, H.E.M. SALLAM and A.A. ABD-ELHADY, Progressive failure analysis of a hip joint based on extended finite element method, Engineering Failure Analysis 117 (2020) 104829.

[24]: S. BENBAREK, B.B BOUIADJRA, B.M. EL MOKHTAR, T. ACHOUR and B. SERIER, Numerical analysis of the crack growth path in the cement mantle of the reconstructed acetabulum, Materials Science and Engineering C 33 (2013) 543–549.

[25]: F. LIU, Ying He, Z.G and D. Jiao, Enhanced computational modelling of UHMWPE wear in total hip joint replacements: The role of frictional work and contact pressure, Wear 482-483 (2021) 203985.

[26]: V. PAKHALIUK, A. POLYAKOV, M. KALININ and V. KRAMAR, Improving the Finite Element Simulation of Wear of Total Hip Prosthesis' Spherical Joint with the Polymeric Component, Procedia Engineering 100 (2015) 539 – 548.

[27]: Sh.M SONG TOH, A. ASHKANFAR , R. ENGLISH and G. ROTHWELL, Computational method for bearing surface wear prediction in total hip replacements, journal of the mechanical behavior of biomedical materials 119 (2021) 104507.

[28]: S.L. BEVILL, G.R. BEVILL, J.R. PENMETSA, A.J. PETRELLA and P.J. RULLKOETTER, Finite element simulation of early creep and wear in total hip arthroplasty, Journal of Biomechanics 38 (2005) 2365–2374

[29]: J.S.S WU, J.P.HUNG, C.S SHU and J.H CHEN, The computer simulation of wear behavior appearing in total hip prosthesis, Computer Methods and Programs in Biomedicine 70 (2003) 81 – 91.

[30]: V. PAKHALIUK, A. POLYAKOV, M. KALININ and V KRAMAR, Improving the Finite Element Simulation of Wear of Total Hip Prosthesis' Spherical Joint with the Polymeric Component, Procedia Engineering 100 (2015) 539 – 548.

[31]: Yi-Tsung LIN, J. Sh WU, J.H CHEN, The study of wear behaviors on abducted hip joint prostheses by an alternate finite element approach, Computer methods and programs in biomedicine 131 (2016) 143–155.

[32]: B. AOUR, F. ZAÏRI, R. BOULAHIA, M. NAÏT-ABDELAZIZ, J.M. GLOAGUEN, J.M. LEFEBVRE, Experimental and numerical study of ECAE deformation of polylefins, The jornal of Computational Materials Science 45 (2009) 646–652.

[33]: R. BOULAHIA, J.M. GLOAGUEN, F. ZAÏRI, **M. NAÏT-ABDELAZIZ, R. SEGUELA, T. BOUKHAROUBA, J.M. LEFEBVRE,** Deformation behaviour and mechanical properties of polypropylene processed by equal channel angular extrusion: Effects of back-pressure and extrusion velocity, The Jornal of Polymer 50 (2009) 5508–5517.

[34]: R. BOULAHIA, T. BOUKHAROUBA, F. ZAIRI, M. NAÏT-**ABDELAZIZ, J.M. GLOAGUEN, R. SEGUELA, J.M. LEFEBVRE,** Successive translucent and opaque shear bands accompanied by a pronounced periodic waves observed in a polypropylene (PP) processed by single ECAE pass. The Journal of Advanced Materials Research Vol. 423 (2012) pp 12-25

[35]: R. BOULAHIA, F.ZAÏRI, Y. VOZNYAK, J.M GLOAGUEN, Repeated equal-channel angular extrusion of polypropylene: Processing routes and back-pressure influence, Materials Today Communications 26 (2021) 101754.

[36]: https://www.academie-medecine.fr/wp-content/uploads/2018/06/P.1063-1070.pdf 02-02-2023

[37]: https://www.passeportsante.net/fr/Maux/examens-medicaux-operations/Fiche.aspx?doc=prothese-hanche 15-02-2023

[38] : https://www.google.com/search?q=Une+proth%C3%A8se+de+hanche,+qu%27est-ce+que+c%27est+%3F&sxsrf=AJOqlzV4SEItcLaD50wbs7kp-RRZje6MkA:1678649863643&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=2ahUKEwi4mcyGktf9AhULT6QEHX-QAe0Q_AUoAXoECAEQAw&biw=1777&bih=791&dpr=0.9#imgrc=dSI857MNn-1kJM 10-02-2023

[39]: Dr SIDIBE MOUSSA arthroplastie de la hanche au chu gapriel toure rt chu Pr bocar sidy sall de kati. Université des Sciences des techniques et des technologies de Bamako (USTTB). Faculté de Médecine et d'Odonto-Stomalogie (FMOS).2020

[40]: https://www.orthopedie-savoie.fr/upload/Les-pathologies/la-hanche/protheses-totales-de-hanche.pdf 22-03-2023

[41] :https://www.google.com/search?q=Figure+5+%3A+offset+de+la+tige+proth%C3%A9tique+et+du+col+du+f%C3%A9mur&tbm=isch&ved=2ahUKEwjDr6311tn9AhVXUaQEHdv2B20Q2-cCegQIABAA&oq=Figure+5+%3A+offset+de+la+tige+proth%C3%A9tique+et+du+col+du+f%C3%A9mur&gs_lcp=CgNpbWcQDDoHCCMQ6gIQJ1CkClikKmCeOWgBcAB4AIABmwGIAbACkgEDMC4ymAEAoAEBqgELZ3dzLXdpei1pbWewAQrAAQE&sclient=img&ei=

rX4PZIMl16KR1Q_b7Z_oBg&bih=791&biw=1777#imgrc=9UQjMvc40HHwPM&imgdii=vUujhvYqjBpl_M 03-03-2023

[42]: Djillali Imane, Kaibi Meriem. Effet de position d'une source de chaleur sur le transfert thermique dans une cavité saturée par un fluide binaire. Mémoire de master. UNIVERSITE YAHIA FARES DE MEDEA.

[43]: T. JOSHI, R. Sharma, V.K MITTAL and V.GUPTA, Comparative investigation and analysis of hip prosthesis for different bio-compatible alloys, Materials Today: Proceedings 43 (2021) 105–111

[44]: K.N CHETHAN, N. S BHAT , M. ZUBER and B.S. SHENOY, Finite element analysis of hip implant with varying in taper neck lengths under static loading conditions, Computer Methods and Programs in Biomedicine 208 (2021) 106273.