

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR
ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

MEMOIRE

Présenté

AU DEPARTEMENT DE GENIE MECANIQUE
FACULTE DE TECHNOLOGIE
UNIVERSITE DE BATNA

Pour obtenir le titre de

MAGISTER EN GENIE MECANIQUE

Option : **Construction Mécanique**

Par

Mr KHOUALDI Salah

*Conception géométrique d'une Prothèse Totale
de Hanche en matériau à mémoire
viscoélastique*

Soutenu publiquement le 30/06/2012, devant le jury composé de :

Dr MAZOUZ Hammoudi
Pr BRIOUA Mourad
Dr MANAA Rabah
Dr ASSAS Mekki
Pr HACINI Mabrouk

M. Conférences, Université de Batna
Professeur, Université de Batna
M. Conférences, Université de Batna
M. Conférences, Université de Batna
Professeur, Universitaire de Biskra

Président
Encadreur
Co Encadreur
Examineur
Examineur

Remerciements

Mes remerciements vont tout premièrement à dieu tout puissant pour la volonté, la santé et la patience qu'il m'a donné durant tous ces années d'études.

Ce travail de mémoire a été réalisé sous la direction de BRIOUA Mourad et MANAA Rabah, docteurs à l'université de Batna,

Ce travail n'aurait jamais été possible sans l'accompagnement et le soutien de mes directeurs de mémoire, Pr [BRIOUA Mourad](#) et [Dr MANAA Rabah](#). Je les remercie très sincèrement de m'avoir fait bénéficier de ses compétences, de m'avoir conseillé, de m'avoir fait confiance, d'avoir été à l'écoute de mes questions et de mes difficultés et de m'avoir constamment encouragé.

Le Dr [MAZOUZ Hammoudi](#) de l'université de Batna de nous avoir fait l'honneur de présider le jury.

Je voudrais remercier [Dr ASSAS Mekki](#) et [Pr HACINI Mabrouk](#) qui ont accepté d'être les rapporteurs de ma mémoire, et de prendre sur leur temps pour juger ce travail.

Je tiens également à remercier ici toutes les personnes, les amis, dont j'ai croisé le chemin au département de génie mécanique et ailleurs, et qui ont contribué à rendre agréables toutes ces années.

Un grand merci à Monsieur G.Rabeh pour avoir mis à ma disposition certains moyens informatiques ayant grandement facilité la période finale de ce mémoire.

Je tiens enfin et surtout à remercier mes proches, en particulier mes parents, pour leur soutien inconditionnel sans lequel ce manuscrit n'aurait pu voir le jour.

Sommaire

INTRODUCTION GENERALE.....	1
-----------------------------------	----------

CHAPITRE I
ANATOMIE

I.1. Introduction.....	3
I.2. Repères anatomique de référence.....	3
a. Plan frontal.....	3
b. Plan sagittal.....	3
c. Plan transversal.....	3
I.3. Hanche.....	3
I.3.1. Os coxal.....	4
I.3.2. Cotyle.....	5
I.3.3. Fémur.....	6
I.3.3.1. Diaphyse.....	6
I.3.3.2. Epiphyse proximale.....	6
I.3.2.1. Tête fémorale.....	7
I.3.1.2. Col de la tête fémorale.....	7
I.3.2.3. Grand trochanter.....	7
I.3.2.4. Petit trochanter.....	7
I.4. Moyens d'union de la hanche.....	8
I.4.1. Capsule articulaire.....	8
I.4.2. Ligaments.....	8
I.5. Description du tissu osseux.....	9
I.6. Myologie.....	10
I.6.1. Fléchisseurs de la hanche.....	10
I.6.2. Extenseurs et rotateurs latéraux.....	10
I.6.3. Adducteurs de la hanche.....	10
I.6.4. Muscles latéraux de la hanche.....	10
I.7. Mobilités de la hanche.....	11
I.7.1. Mouvement de flexion-extension.....	12
I.7.2. Mouvement d'abduction-adduction.....	13
I.7.3. Mouvement de rotation médio-latérale.....	13
I.8. Conclusion.....	14

CHAPITRE II

Biomatériaux, Couple De Frottement Et Prothèses De Hanche

II.1. Introduction.....	15
II.2. Prothèses de hanche	15
II.3. Principe de l'intervention.....	16
II.4. Biomatériaux.....	17
II.4.1. Métaux.....	17
II.4.2. Céramiques.....	18
II.4.3. Polymères.....	18
II.4.4. Couple de frottement.....	19
II.5. Prothèses de hanche cimentées et non cimentées.....	21
II.6. Resurfçage.....	22

II.7. Durée de vie de la prothèse.....	22
II.8. Analyses des prothèses de hanche.....	23
II.8.1. Résultats des prothèses cimentées:.....	23
II.8.2. Résultats des prothèses non cimentées	23
II.9. Complications tardives des prothèses de hanche sur le plan mécanique et le plan médical	23
II.9.1. Usure.....	23
II.9.2. Descellement.....	23
II.10. Conclusion.....	25

CHAPITRE III

Dessin, Conception Et Modélisation De La Nouvelle Prothèse Totale De Hanche

III.1. Introduction	26
III.2. Conception d'une prothèse de hanche.....	27
III.3. Modélisation.....	27
III.3.1. Modélisation de la tête fémorale viscoélastique de différente densité.....	27
III.3.1.1. Usinage de tête fémorale.....	28
III.3.1.2. Moulage par injection.....	29
III.3.1.3. Etapes de moulage.....	29
III.3.1.4. Moule.....	30
III.3.1.5. Modélisation des moules	30
III.3.2. Modélisation de vis corticale	31
III.3.3. Modélisation de la tige fémorale	31
III.3.4. Modélisation du coller élastique.....	31
III.3.4.1. Représentation de l'assemblage collé élastique en vues éclatées.....	32
III.3.5. Représentation de l'assemblage prothèse totale de hanche en vues éclatées.....	33
III.4. Principe d'implantation de la nouvelle Prothèse de hanche.	34
III.5. Conclusion.....	36

CHAPITRE IV

Analyse est résultats

IV.1. Introduction.....	37
IV.2. Modèle par éléments finis.....	37
IV.3. Matériau utilisés pour la partie viscoélastique de la tête	37
IV.4. Moments intersegmentaires au niveau de la hanche.....	38
IV.5. Maillage	38
IV.6. Chargement	39
IV.6.1. Chargement au poids du corps.....	39
IV.6.1.1. Résultats	39
IV.6.1.1.1. Déformation suivant les axes ox, oy et oz.....	39
IV.6.1.1.2. Contrainte de Von Mises.....	40
IV.6.1.1.3. Déplacement suivant les axes ox ,oy et oz.....	41
IV.6.1.2. Interprétations des résultats.....	42
IV.6.2. Chargement au moment intersegmentaire.....	42
IV.6.2.1. Résultats et interprétations.....	43
IV.6.3. Chargement au couple de force.....	48

IV.6.3.1. Résultats et interprétations.....	49
IV.6.3.1.1. Déformation suivant les trois axes ox,oy et oz	49
IV.6.3.1.2. Contrainte de Von Mises.....	50
IV.6.3.1.3. Déplacement suivant les axes ox, oy et oz	51
IV.7.Conclusion	52
Conclusion générale et perspectives	53
Références	

Introduction générale

Le marché mondial actuel des prothèses totales de hanche (PTH) compte probablement plus de 500 modèles différents dont au moins 200 rien que sur le marché français et dont nous dépendons inexorablement. Tous ces modèles, bien que différents, sont très semblables tant au niveau de leurs formes, des matériaux utilisés ou de leur revêtement de surface. Durant cette dernière décennie, pratiquement aucune innovation décisive dans le domaine de l'arthroplastie totale de la hanche n'a été réalisée de telle sorte que les nombreuses « nouvelles » prothèses lancées sur le marché ont rarement fait l'objet d'investigations cliniques complètes et rigoureuses.

Dans le cadre du développement d'un nouvel implant et notamment lors de la conception d'une nouvelle géométrie, il pourrait être intéressant de posséder un outil de test pré-clinique permettant de prévoir le comportement et les performances de cette prothèse avant d'investir des moyens lourds d'une étude clinique qui reste cependant à terme, indispensable. La modélisation numérique a pour but de présenter un modèle numérique tridimensionnel de prothèse totale de hanche suffisamment élaboré pour permettre son utilisation comme « banc d'essai » pré-clinique apte à prédire le comportement biomécanique à court et long terme d'un implant avant qu'il ne soit introduit sur le marché.

Cette nouvelle méthodologie pourrait faire partie des exigences requises pour l'homologation d'une nouvelle prothèse aux mêmes titres que le sont les tests expérimentaux pour les matériaux prothétiques.

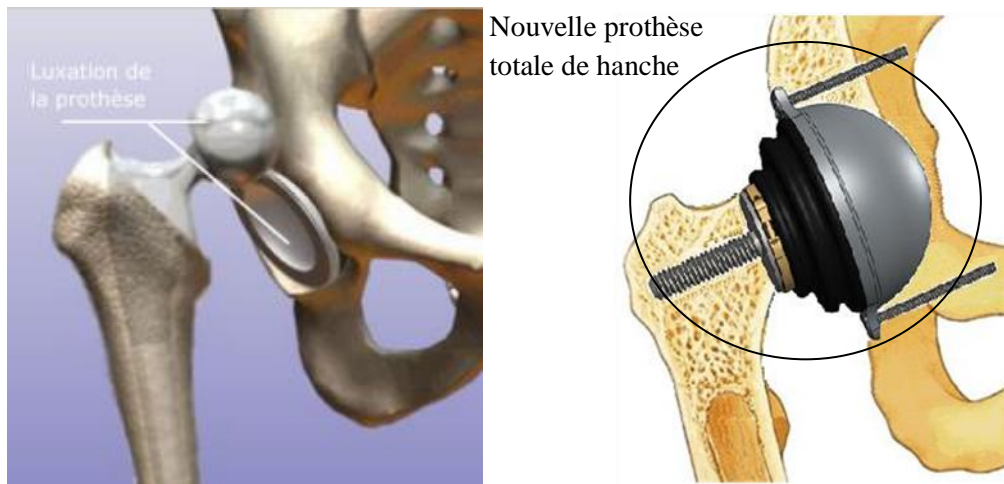
Avec le développement des ordinateurs, les méthodes numériques se sont imposées comme des compléments indispensables aux méthodes expérimentales traditionnelles pour l'analyse du mouvement des corps des solides déformables surtout lorsque :

- les formes géométriques de ces corps sont compliquées,
- les déformations qu'ils subissent sont grandes et les matériaux qui les constituent ont un comportement non linéaire,
- les charges appliquées sont dynamiques.

L'application de ces méthodes à la biomécanique et en particulier aux prothèses articulaires est immédiate puisque les solides déformables que sont la structure osseuse et l'implant sont de forme complexe, que le comportement de l'interface os-implant est hautement non linéaire et que les charges appliquées sont dynamiques.

Le modèle numérique consiste d'une part à représenter géométriquement une configuration os-prothèse et d'autre part à établir les lois mécaniques régissant son comportement en tant que solides déformables soumis à un ensemble de forces. Comme le problème est complexe et qu'aucune solution analytique n'est envisageable, il doit être fractionné en un ensemble de « sous-problèmes » pouvant être résolus à

l'aide de logiciels informatiques utilisant la méthode par éléments finis. C'est dans cet ordre que nous nous proposons le défi de concevoir une nouvelle prothèse différente dans la forme (moins encombrante) et utilisant des matériaux à mémoire (polymères).



Ce travail s'articule autour de quatre chapitres :

Premier chapitre propose un rappel d'anatomie sur les organes du corps humain considérés lors d'une prothèse totale de hanche: hanche, l'os iliaque, le fémur, les ligaments, les muscles et les mouvements de la hanche.

Deuxième chapitre du document propose une synthèse bibliographique sur les types de prothèse totale de hanche actuelles, les problèmes rencontrés.

Troisième chapitre nous avons fait la modélisation des différents composants de nouvelle prothèse totale de hanche, usinage de la tête fémorale, modélisation des moules et principe d'implantation de la nouvelle prothèse totale de hanche.

Enfin, quatrième chapitre traite de la modélisation numérique de la partie viscoélastique de la nouvelle prothèse totale de hanche.

I.1. Introduction

Dans ce chapitre nous d'écrivons les caractéristiques anatomiques et géométriques du hanche et du fémur. Nous présentons aussi leurs mouvements, leurs ligaments ainsi que le processus de croissance du bassin. Tous ces aspects seront présentés après les définitions cliniques nécessaires à la compréhension de ce chapitre.

I. 2. Repères anatomique de référence

Pour caractériser les différentes parties du corps humain dans l'espace, nous utiliserons les notations suivantes :

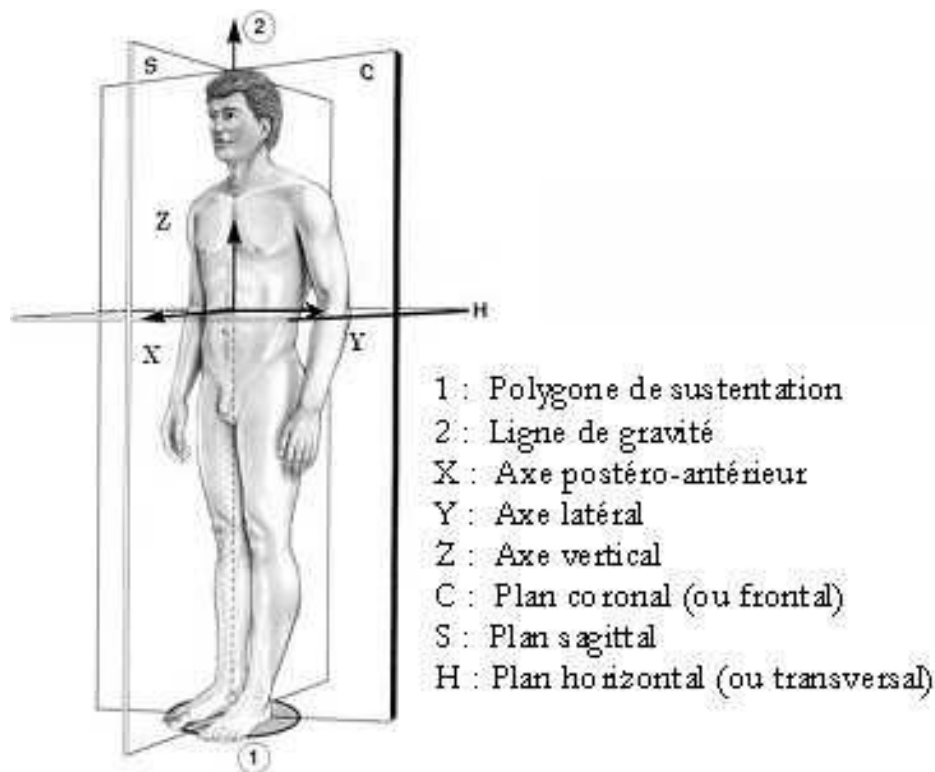


Fig. I.1 : Repères globaux du corps humain [2]

a. Plan frontal : c'est le plan du front. Il s'agit d'un plan vertical, orienté dans une direction externe-interne (latero-médiale).

b. Plan sagittal : plan vertical orienté dans le sens antéropostérieur; le plan sagittal médian passe par l'axe du corps et le partage en deux côtés droite et gauche.

c. Plan transversal : c'est le plan perpendiculaire aux deux précédents. Il est donc horizontal et orienté du haut vers le bas (cranio-caudal).

I.3. Hanche

La hanche est l'articulation du membre inférieur (fémur avec l'os iliaque). Elle a pour fonction d'orienter les corps dans toutes les directions de l'espace; elle possède trois axes et trois degrés de liberté. Les mouvements de la hanche sont réalisés par une seule articulation qui est l'articulation coxo-fémorale. Le point où se croisent les trois axes de mouvement de l'articulation coxo-fémorale correspond au centre de la hanche (Fig. I.2).

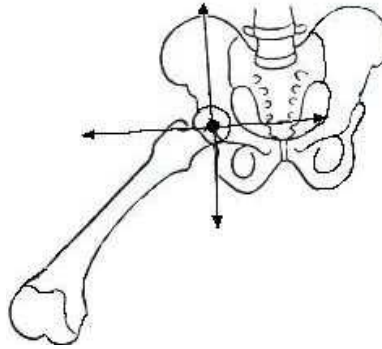


Fig. I.2 : Le centre de la hanche [2].

I.3.1. Os coxal

L'os coxal est un os plat, pair et non symétrique. C'est un os pair parce qu'il y a deux os coxaux pour former le squelette de la ceinture pelvienne. Cet os est articulé en arrière avec le sacrum, en avant avec l'os coxal controlatéral et latéralement avec le fémur.

L'os coxal, possède deux faces : externe (Fig. 1.2.a) et interne (Fig. 1.2.b) ; 4 bords : antérieur, postérieur, supérieur et inférieur ; trois parties l'os est la partie supérieure (1) ; Pubis en avant (2) et l'ischium vers le bas (3) et quatre angles : antéro-supérieur, postéro-supérieur, antéro-inférieur et postéro-inférieur (Fig. 1.2.c).

Nous allons décrire principalement les caractéristiques de la face externe car c'est l'endroit d'insertion de la PTH.

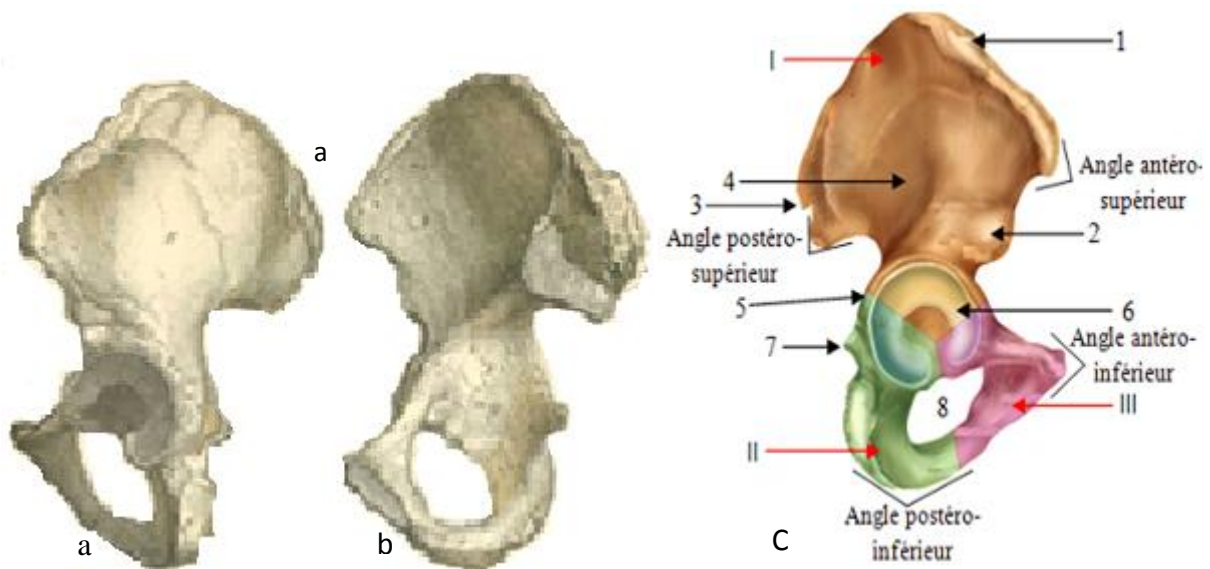


Fig. I.3 : Vue de profil de l'os coxal. (a) vue de la face externe, (b) vue de la face interne [7]. (c) l'os coxal du bassin (vue latérale) : I/ ilion ; II/ ischion ; III/ pubis ; 1/ crête iliaque ; 2/ épine iliaque antérieure ; 3/ épine iliaque postérieure ; 4/ fosse iliaque externe ; 5/ grande échancrure sciatique ; 6/ cavité cotyloïde (cotyle ou acétabulum) ; 7/ épine sciatique ; 8/ trou obturateur [6].

I. 3. 2. Cotyle

Le cotyle (également appelée la cavité cotyloïde ou acetabulum) reçoit la tête fémorale. Elle est située sur la face latérale de l'os iliaque à la jonction de ses trois parties constitutives. Elle a la forme d'une demi-sphère limitée sur son pourtour par le sourcil cotyloïdien (S sur la figure I.4). Seule la périphérie du cotyle est recouverte de cartilage : c'est le croissant articulaire (Ca sur la figure I.4) interrompu dans sa partie inférieure par l'échancrure ischio-pubienne. La partie centrale du cotyle est en retrait par rapport au croissant articulaire et n'entre donc pas en contact avec la tête fémorale : il s'agit de l'arrière-fond cotyloïdien (Af sur la figure I.4) encore appelé fovéa.

Concernant l'orientation du cotyle, il « regarde » en avant et en bas (la flèche C' matérialise l'axe du cotyle illustrée par la figure. I.4) l'inclinaison vers le bas est bien visible : l'axe du cotyle (C') forme un angle de 30-40° avec l'axe médio-latéral.

On appelle angle de recouvrement (ou angle de Wiberg) l'angle W de 30° (figure I.4). C'est au niveau du toit du cotyle que la pression de la tête fémorale est la plus forte et que le cartilage est le plus épais sur la tête et sur le croissant articulaire. Sur une coupe horizontale du cotyle, illustrée par la figure I.4, apparaît l'inclinaison vers l'avant du cotyle : l'axe du cotyle (C') forme un angle de 30 – 40° avec le plan frontal [3].

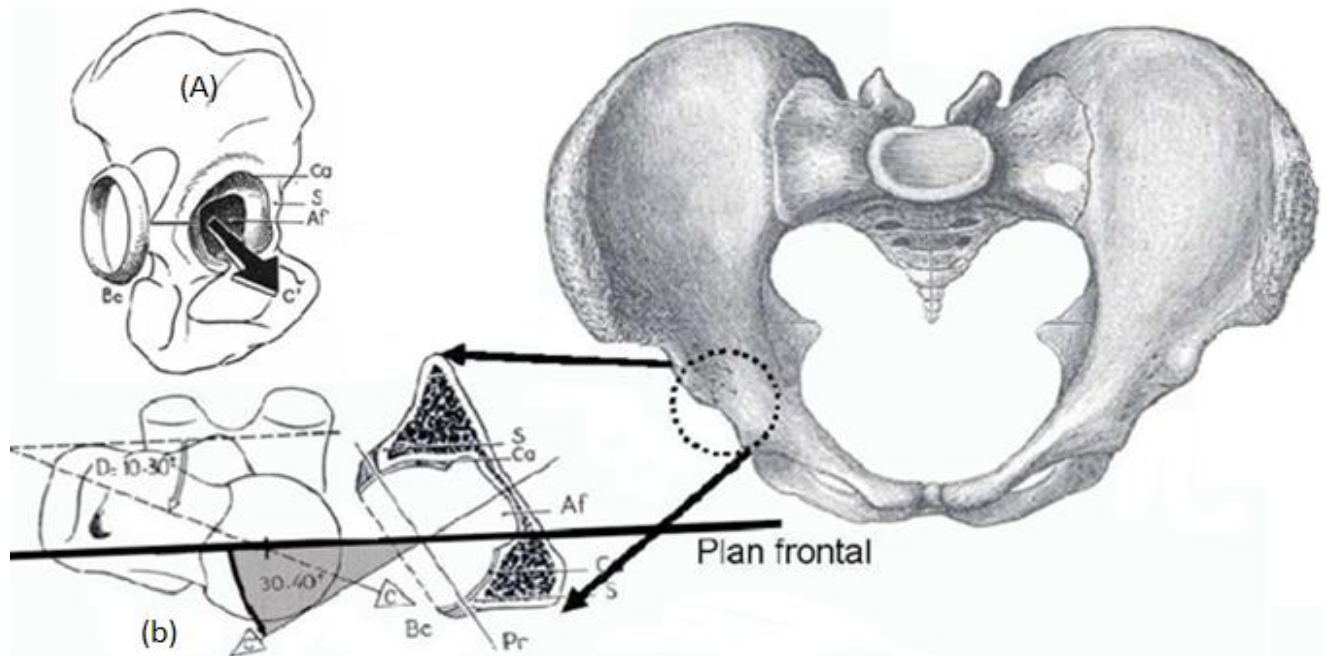


Fig. I.4 : vue externe et supérieur du cotyle. (A) vue externe de la cavité cotyloïdienne ; (b) Vue supérieure du cotyle et du fémur. Sourcil cotyloïdien (S), Croissante articulaire (Ca), Arrière fond du cotyle (Af), Plan tangent au sourcil cotyloïdien (Pr), Bourrelet cotyloïdien (Bc), Axe du cotyle (C'), Axe du col fémoral (C), Angle d'antéversion fémoral (D) [3].

La face interne présente deux parties : le grand bassin, au-dessus de l'os coxal et le petit bassin, en dessous de l'os coxal. La ligne de démarcation est celle qui forme la partie moyenne.

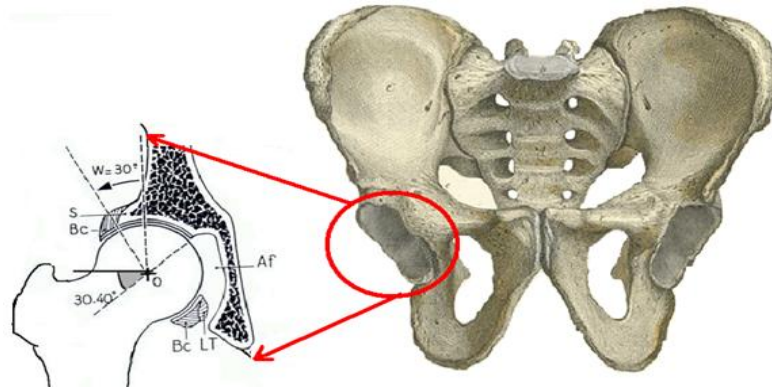


Fig. I.5: Vue antérieure du cotyle et du fémur. Sourcil cotyloïdien (S), Bourrelet cotyloïdien (Bc), Arrière fond du cotyle (Af), Centre de la tête fémorale (O) [3].

I.3.3. Fémur

Le fémur est l'os de la cuisse. Il s'agit d'un os long, pair et asymétrique. Le fémur est articulé avec l'os coxal en haut, la rotule et le tibia en bas. Le fémur est divisé en trois régions : une diaphyse et deux épiphyses, proximale et distale (Fig. I.6.a). L'extrémité supérieure ou proximale comporte quatre éléments que sont la tête fémorale, le col du fémur, le grand et le petit trochanter (Fig. I.6.b). Nous nous intéressons principalement aux caractéristiques de l'articulation coxo-fémorale.

I.3.3.1. Diaphyse

La diaphyse (Fig. I.6.a) est une région prismatique triangulaire, incurvée en avant et possède trois faces (antérieure, postéro-latérale et postéro-médiale) et trois bords (latéral, médial et postérieur). La diaphyse est la partie la plus longue du fémur et elle relie les extrémités de l'os.

I.3.3.2. Epiphyse proximale

L'épiphyse proximale (Fig. I.6.b) est irrégulière, elle comprend : la tête fémorale, le col du fémur, le grand et le petit trochanter unis par la ligne et la crête trochantériques.

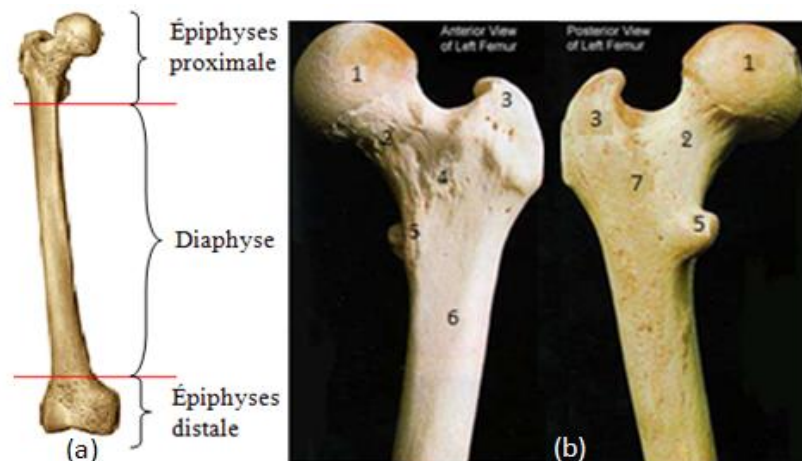


Fig. I.6 : Le fémur. (a) Les trois régions de fémur ; (b) Fémur proximal 1\ Tête ,2\Col ,3\Grand Trochanter ,4\Ligne inter-trochantérique ,5\Petit Trochanter ,6\Diaphyse et 7\Crête inter trochantérique [8].

I.3.3.3. Tête fémorale

La tête fémorale est constituée par les 2/3 d'une sphère de 40 à 50 mm de diamètre et d'environ 240° d'ouverture angulaire selon les individus. Par son centre géométrique O, passent les trois axes de l'articulation : l'axe médio-latéral, l'axe vertical et l'axe antéropostérieur (Axe 1, 2 et 3 sur la figure I.7 (A)) [3]. Sa surface est entièrement recouverte de cartilage à l'exception de la zone d'insertion du ligament rond sur la tête fémorale.

La tête fémorale est supportée par le col du fémur qui assure la jonction avec la diaphyse, partie longiligne du fémur.

I.3.3.4. Col de la tête fémorale

Le col de la tête fémorale supporte la tête et la sépare des tubérosités. L'axe du col fémorale (flèche C sur la figure I.7 (B)) forme avec l'axe diaphysaire (droite D sur la figure I.7 (a)) l'angle cervico-diaphysaire également appelé angle d'inclinaison du col. Cet angle est de l'ordre de 125° chez l'adulte. Il est plus grand chez l'enfant, de l'ordre de 150°, et évolue avec l'âge autour de 120° chez les personnes âgées.

L'angle d'antéversion (angle de déclinaison) (figure I.7(c)) mesure la déclinaison entre l'axe du col du fémur et le plan frontal, il oscille généralement entre 10 et 30°. Le plan frontal vertical passant par le centre de la tête fémorale et l'axe des condyles (plan P sur la figure I.7 (B)) contient l'axe mécanique vertical (MM') du membre inférieur qui forme avec l'axe diaphysaire l'angle de déviation compris entre 5 et 7° (Fig. I.7 (B)) [3].

I.3.3.5. Grand trochanter

Le grand trochanter est une protubérance volumineuse, située à la partie supéro-latérale de l'extrémité supérieure, de forme grossièrement cubique. Il est composé de cinq faces : les faces supérieure, latérale, antérieure, médiale et postérieure.

I.3.3.6. Petit trochanter

Le petit trochanter est une protubérance nettement moins volumineuse que le grand trochanter, il est situé dans la concavité de l'angle cervicodiaphysaire et en retrait du plan frontal. Il a la forme d'une saillie conique.

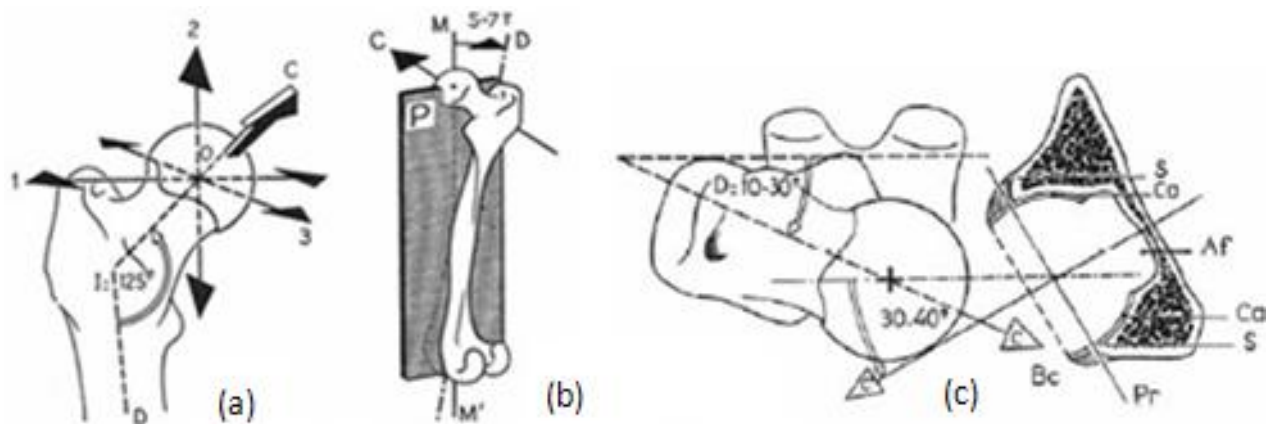


Fig. I.7 : Orientation de la tête fémorale et du cotyle : (a) : vue antérieure de la tête fémorale ; (b) : vue postéro-interne du fémur, (c) Coupe horizontale de la tête fémorale et du cotyle, vue supérieure [3]

I.4. Moyens d'union de la hanche

Les moyens d'union de l'articulation de la hanche sont constitués par des ligaments puissants et une capsule articulaire.

I.4.1. Capsule articulaire

La capsule est un manchon fibreux en forme de tronc de cône à petite base iliaque (figure I.8). Elle a un rôle de maintien de la tête dans le cotyle. La membrane fibreuse s'insère médialement sur le bourrelet cotyloïdien du cotyle (ou labrum Bc sur la figure I.7.c), est un anneau fibro-cartilagineux de section triangulaire à la coupe avec une hauteur de 6 à 15 mm, qui adhère au cotyle. Il maintient la tête de façon souple, augmentant la stabilité de l'articulation. Par ailleurs, les surfaces articulaires sont maintenues en contact par la capsule et les ligaments) et latéralement sur la ligne inter-trochantérienne du fémur.

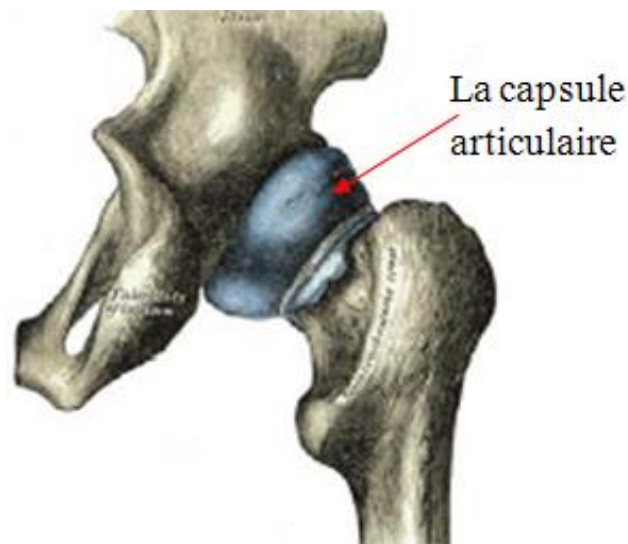


Fig. I.8 : Articulation coxo-fémorale [5]

I.4.2. Ligaments

Trois ligaments maintiennent également la tête fémorale contre l'acetabulum (figure I.9) : le ligament ilio-fémoral (ou ligament de BERTIN) renforce la capsule vers l'avant, le ligament pubo-fémoral renforce la capsule dans sa partie antéro-inférieure et le ligament ischio-fémoral renforce la capsule dans sa partie postéro-supérieure. Enfin, le ligament rond s'étend de l'échancrure ischio-pubienne à la tête fémorale, au niveau de la fossette au sommet de la tête fémorale appelée fovéa, pour finalement se loger dans l'arrière fond du cotyle [3].

Il contribue à la vascularisation de la tête fémorale. Il remplit également un rôle d'amortisseur élastique comblant la fosse acétabulaire. Lors des mouvements de la hanche, il bouge et contribue à la répartition du liquide synovial dans la cavité articulaire.

Tous ces moyens d'union de l'articulation de la hanche permettent une coaptation totale de l'articulation. Cet état de coaptation articulaire de la hanche est essentiel car l'insuffisance ou l'absence de congruence entre le cotyle et la tête fémorale entraîne la dégradation progressive du tissu cartilagineux.

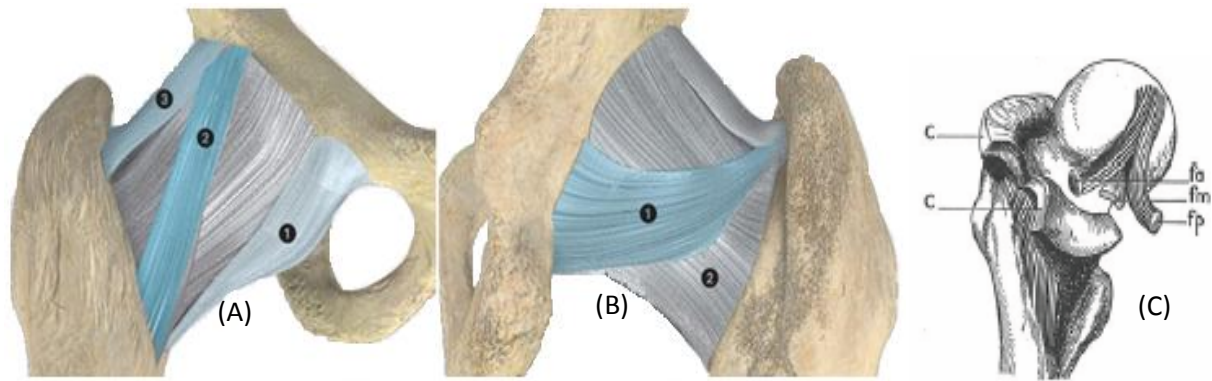


Fig. I.9: Les ligaments entourant le fémur proximal. (A) Vue antérieure 1\ ligament pubofémoral 2\ligament Iliofémoral inf. 3 \ ligament Iliofémoralsup ; (B) Vue postérieure 1\ ligament ischiofémoral 2\ ligament Ischio-capsulaire[1] ;(C) le ligament rond constitué d'un faisceau postérieur ischiatique (fp), d'un faisceau antérieur pubien (fa) et d'un faisceau moyen (fm), et la capsule (C) [3].

I.5. Description du tissu osseux

D'un point de vue mécanique, l'os est un milieu fortement hétérogène à trois niveaux structurels. Une coupe transverse dans la partie médiale d'un os long tel que le fémur, permet de distinguer du centre vers l'extérieur : la moelle osseuse, l'os spongieux et l'os cortical (figure .I.10 (A)).

L'os cortical (os compact), forme la paroi externe de l'os. Il est constitué d'un ensemble d'unités structurales élémentaires cylindriques, appelées ostéons, noyées dans une matrice de lamelles interstitielles (figure .I.10 (B)). Chaque lamelle est constituée d'un réseau de fibres de collagène enroulées hélicoïdalement et insérées dans des cristaux d'hydroxyapatite. De cet ensemble, résulte une structure très compacte, hétérogène et anisotrope.

L'os spongieux, à l'intérieur de l'os, s'organise sous forme de travées orientées dans différentes directions formant une structure alvéolaire. Pour éviter le cisaillement de la base du col, l'extrémité proximale du fémur présente une structure trabéculaire très particulière: les fibres de spongieux sont orientées dans les directions des sollicitations (les flèches sur la figure. I.10 (C) illustrent ces directions) et sont réparties entre deux faisceaux principaux, le faisceau arciforme (groupe de faisceaux 1 sur la figure I.10(C)) et l'éventail de sustentation (groupe de faisceaux 2 sur la figure .I.10(C)), et un système secondaire (groupes de faisceaux 3 et 4 sur la figure .I.10 (C)).

Au niveau de l'os coxal, plusieurs groupes de travées distincts sont observables s'organisant sous forme de travées sacro-cotyloïdiennes (groupes de faisceaux 5 et 6 sur la figure .I.10 (C)) et de travées sacro-ischiatiques (groupes de faisceaux 7 et 8 sur la figure .I.10 (C)). L'os sous chondral est l'os « hybride » entre le spongieux et le cortical. Il se trouve au niveau des articulations sous le cartilage .

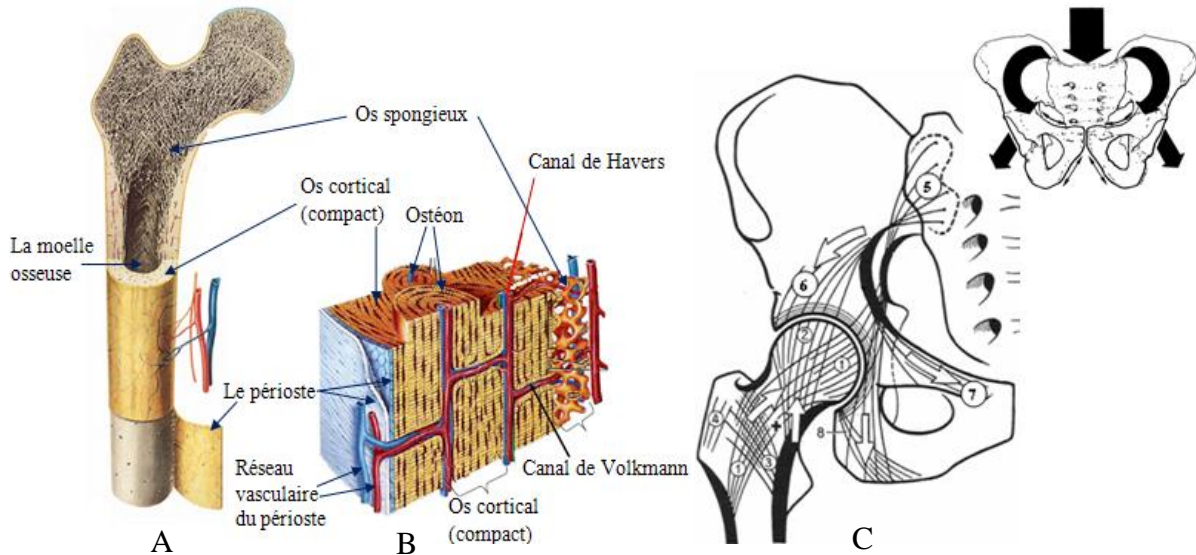


Fig. I.10 : Description du tissu osseux. A : architecture du tissu osseux au sein du fémur [9]. B : organisation globale du tissu osseux [10]. C : répartition de l'os spongieux organisé sous forme de travées au sein du fémur et de l'os coxal : plusieurs groupes de faisceaux 1, 2, 3 et 4 pour le fémur et 5, 6, 7 et 8 pour l'os coxal sont distincts [3].

I.6. Myologie

L'articulation de la hanche est profondément enfouie au sein de ses muscles moteurs (Figure I.11) dont la disposition explique la fonction :

- Muscles fléchisseurs en avant et extenseurs en arrière du plan frontal ;
- Abducteurs en dehors et adducteurs en dedans du plan sagittal ;
- Rotateurs latéraux et médiaux selon l'axe longitudinal.

I.6.1. Fléchisseurs de la hanche

Ce sont le muscle ilio-psoas avant tout, le droit du fémur, le sartorius et le tenseur du fascia lata.

I.6.2. Extenseurs et rotateurs latéraux

Ils sont situés derrière l'articulation de la hanche. Il s'agit des trois muscles fessiers (petit, moyen et grand), des muscles pelvi-trochantériens horizontaux et des ischio-jambiers verticaux.

I.6.3. Adducteurs de la hanche

Il s'agit de cinq muscles de la cuisse dont toute l'action concerne la hanche : les trois adducteurs (court, long et grand) qui se superposent, le muscle pectine et le muscle gracile.

I.6.4. Muscles latéraux de la hanche

Le deltoïde fessier C'est un ensemble musculo-aponévrotique constituée en haut du tenseur du fascia lata et de la partie superficielle du grand fessier. Il se jette sur le tractus ilio-tibial qui est un long fascia qui s'insère au niveau de la partie latérale du tibia. Cet ensemble participe au maintien de la tête fémorale dans l'acétabulum lors de la marche.

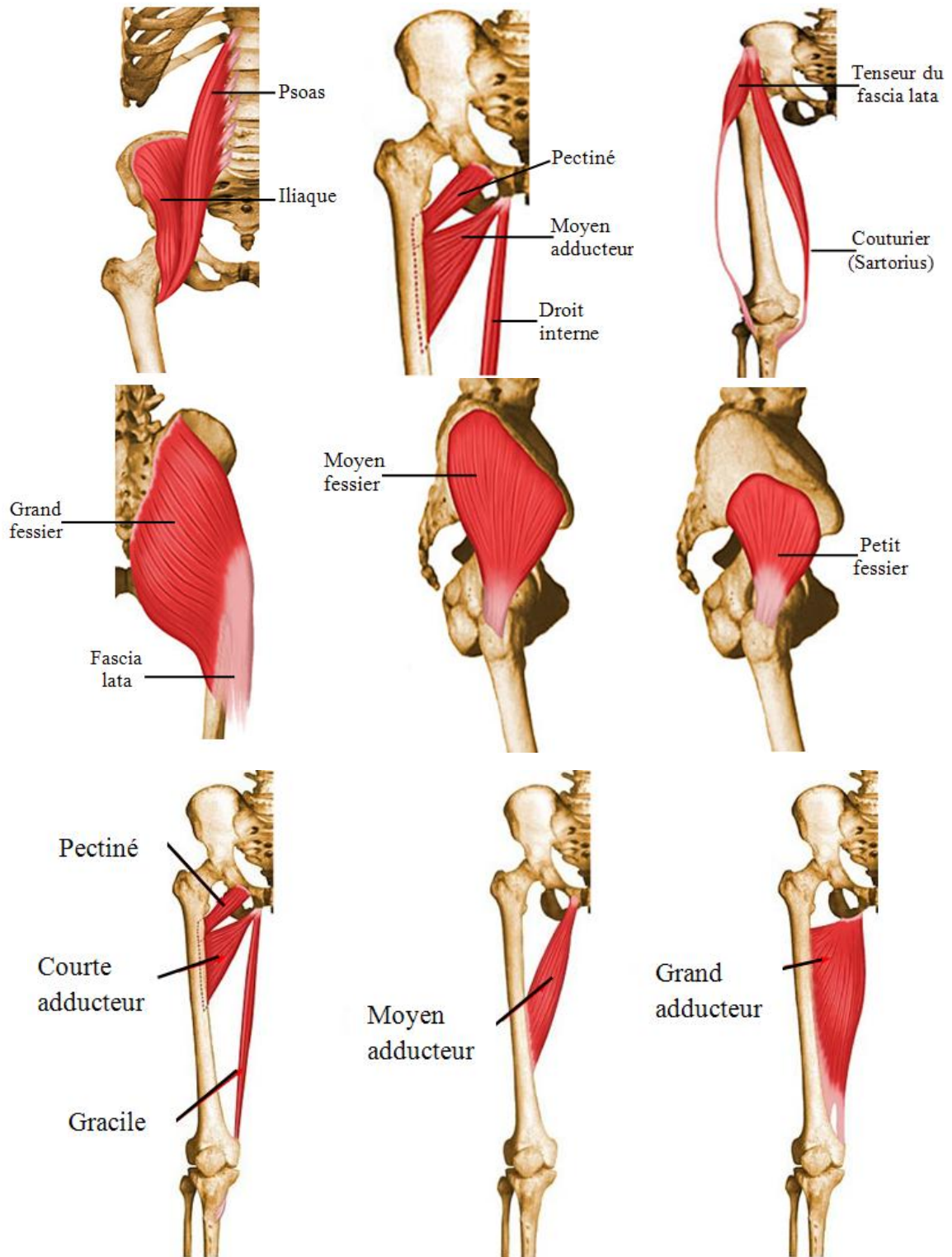


Fig. I.11 : muscle du bassin et des jambes [11]

I.7. Mobilités de la hanche

L'articulation de la hanche est une énarthrose (trois degrés de libertés en rotation, c'est une articulation de type, rotule au sens mécanique) très emboîtée, solide et mobile. La cohésion articulaire est très forte grâce a la bonne congruence des surfaces articulaires et a la

puissance des ligaments. Dans ce paragraphe, nous analysons les différents mouvements de la hanche.

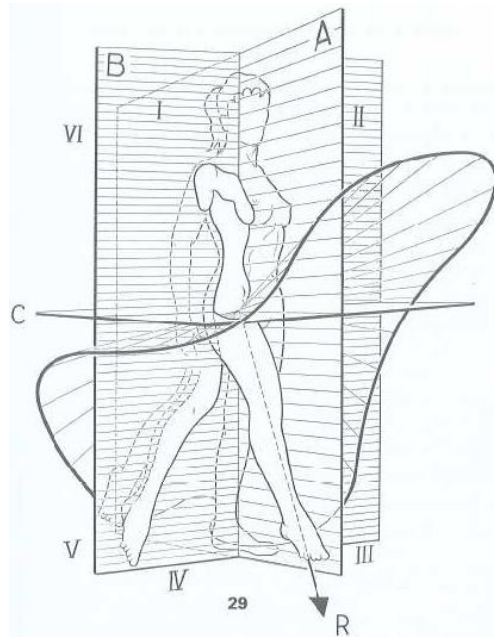


Fig. I.12 : Mobilités de la hanche [12]

I.7.1. Mouvement de flexion-extension

Ce mouvement s'exécute dans un plan sagittal (la face antérieure de la cuisse se rapproche de l'abdomen). La flexion de la hanche dépend de la position du genou. En effet, la flexion du genou relâche les muscles ischio-jambiers. Genou fléchi, la flexion active de la hanche est de 120° , la flexion passive est de 145° (la cuisse touche le thorax). Genou étendu, la flexion active n'est que de 90° , la flexion passive de 120° (Figure .I.13).

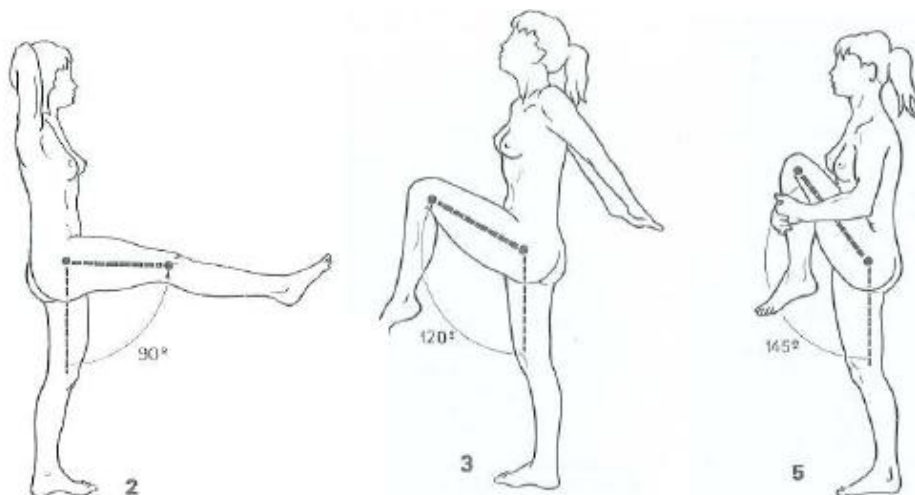


Fig. I.13 : Mouvement de flexion de la hanche (Active genou tendu, Active genou fléchi et passive) [12]

L'extension (Mouvement dans le quel la cuisse se déplace en arrière du plan frontal de référence) de la hanche diminue également genou fléchi en raison des muscles ischio-jambiers .Elle est limitée par la tension du ligament ilio-fémoral. Genou fléchi, l'extension

active est de 10° , l'extension passive de 30° . Genou étendu, l'extension est globalement de 20° (Figure .I.14).

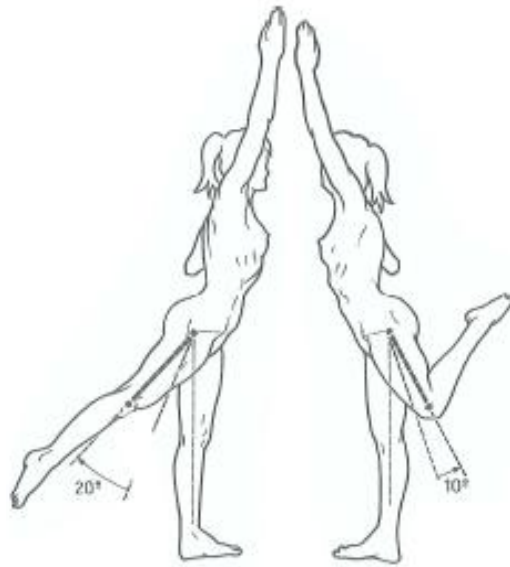


Fig. I.14 : Mouvement d'extension (active genou étendu et genou fléchi) [12]

I.7.2. Mouvement d'abduction-adduction

Ce mouvement a lieu dans un plan frontal. L'abduction (la cuisse s'écarte de l'axe du corps) atteint 30° par rapport à un axe vertical passant par la tête fémorale (Figure .I.15 à gauche). Elle est limitée par la butée de la partie supérieure du grand trochanter sur le bassin.

L'adduction (la cuisse se rapproche de l'axe du corps) de la hanche doit être combinée à une flexion ou une extension pour ne pas être bloquée par le membre opposé. Elle peut atteindre 30° (Figure .I.15 à droite).

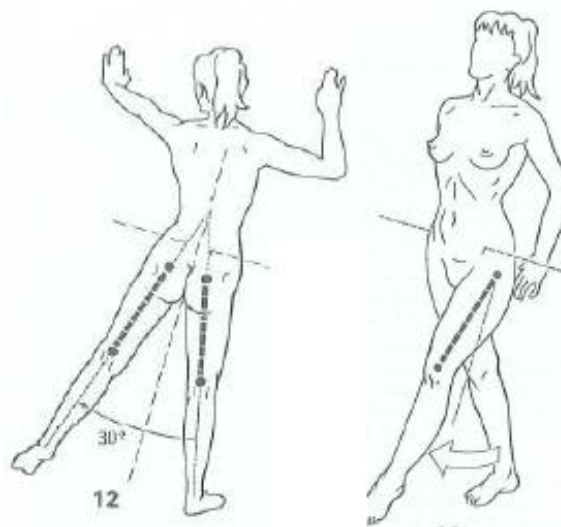


Fig. I.15 : Mouvement d'abduction-adduction [12]

I.7.3. Mouvement de rotation médio-latérale

Il s'agit de la dernière rotation possible, autour d'un axe vertical. Elle est mesurée genou fléchi à angle droit. La rotation latérale (la face antérieure de la cuisse se porte en

dehors, mouvement dans le plan transversal passant par le centre de la tête fémorale) peut atteindre 60° (Figure .I.16 à droite). Elle est beaucoup plus facile hanche fléchie du fait de la distension des ligaments antérieurs.

La rotation médiale (la face antérieure de la cuisse se porte vers l'axe du corps) atteint 30° (Figure .I.16 à gauche). Elle est également limitée par la tension des ligaments notamment le ligament ischio-fémoral.

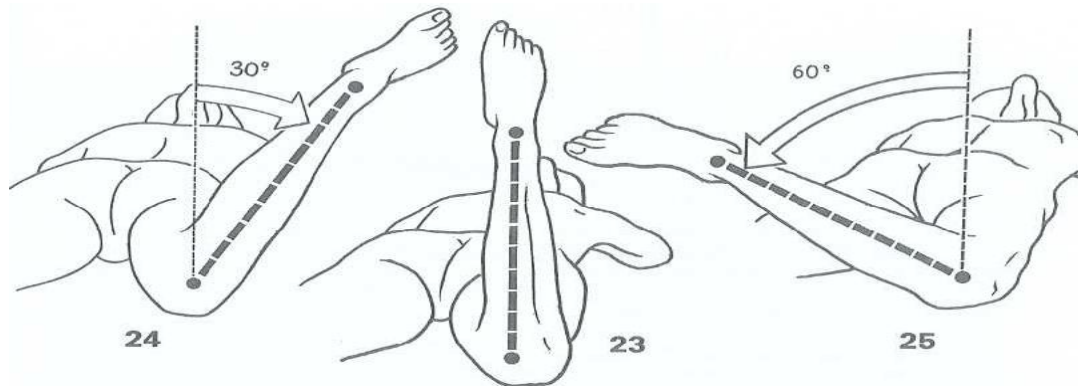


Fig. I.16: Rotation médio-latérale [12]

I.8. Conclusion

Comme nous venons de le voir, la hanche est une articulation très mobile mais surtout très importante d'un point de vue fonctionnel. En effet, elle assure le maintien de la station érigée et la mobilité des membres inférieurs.

De plus, du fait du vieillissement de la population, de plus en plus de personnes souffrent d'arthrose de la hanche. Les techniques actuelles de chirurgie s'orientent vers la mise en place d'une prothèse totale de hanche afin de remédier aux douleurs et aux limitations dénouement.

Dans le prochain chapitre de ce mémoire, nous nous attacherons donc à présenter d'une part une synthèse sur les biomatériaux, couples de frottements et les prothèses totale de hanche. D'autre part, nous détaillerons les problèmes liés à ces prothèses et les couples de frottement.

II.1. Introduction

Le développement des biomatériaux a permis, depuis le milieu du XX^{ème} siècle, d'améliorer l'intégrité et le confort de vie de personnes souffrant de problèmes fonctionnels.

Au cours de la dernière décennie, les arthroplasties totales de hanche ont connu d'importants progrès. Ainsi, des voies d'abord réduites ont été mises au point pour améliorer la rapidité de récupération et limiter la durée d'hospitalisation et d'incapacité [27].

Dans ce chapitre, nous essayerons de faire le tour des définitions de base, les couples de frottement et une synthèse sur les prothèses de hanche.

II.2. Prothèses de hanche

Les prothèses de hanche sont différentes les unes des autres par leur architecture (angle cervico diaphysaire, bras de levier externe) (figure. II.1), par la forme de la tige (droite ou plus ou moins courbe, de section rectangulaire, ovale, losangique, cylindrique, plus ou moins rapidement décroissante), par l'aspect de la surface lisse, brillante ou mate, finement granuleuse, par la nature du matériau utilisé (acier inoxydable, chrome cobalt, titane) dont les caractéristiques mécaniques sont différentes.

Néanmoins, les prothèses totales de hanche de première intention, l'implant doit réaliser une forte résistance aux efforts. En effet, la station unipodale au cours de la marche entraîne au niveau de la hanche un effort vertical d'environ 3 à 4 fois le poids du corps. La course, le saut, la descente brutale de marches d'escaliers entraînent des efforts plus importants atteignant 6 à 7 fois le poids du corps, d'où la nécessité d'un matériau résistant et d'une forme géométrique éliminant toute concentration de contraintes en zone fragile [13].

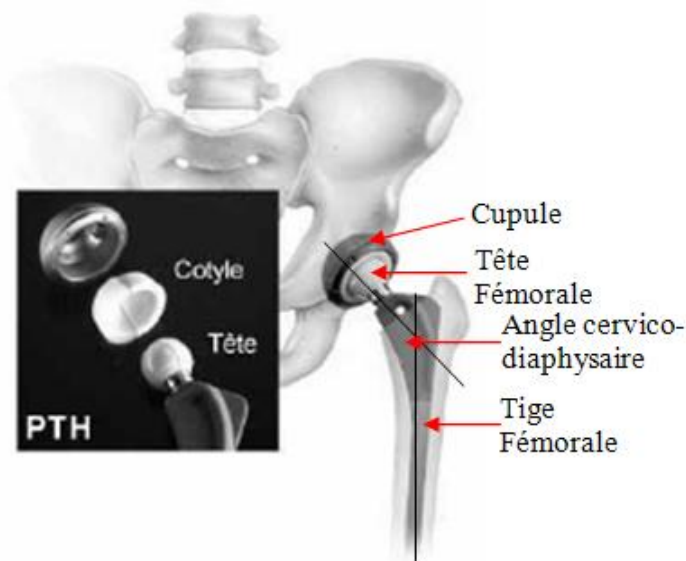


Fig. II. 1 : prothèse totale de hanche [20]

Une prothèse totale de hanche se compose de 3 parties : la cupule, la tige fémorale et la tête fémorale intercalée entre la cupule et la tige (figure .II.1) :

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

- **La tête fémorale** : c'est l'extrémité de la prothèse fémorale qui s'articule avec la cupule pour former l'articulation prothétique. Elle peut être indépendante de la tige ou non. On les différencie par leur diamètre : 22mm, 28mm, 32mm et leurs compositions (couple de frottement).

- **La tige fémorale** : partie basse de la prothèse totale de hanche c'est elle qui prend en charge les contraintes. Elle est introduite dans le fémur après préparation de celui-ci. Elle peut être scellée dans le fémur à l'aide de ciment acrylique, c'est le cas des tiges dites « **droites** », ou bloquée en force dans le canal du fémur, c'est le cas des tiges « **anatomiques** » qui épousent la morphologie de l'os, et qui peuvent être non cimentées et recouvertes d'hydroxyapatite ou cimentée. La prothèse peut être **modulaire**, c'est-à-dire comporter plusieurs segments, chacun de taille variable, qui s'emboîtent les uns sur les autres pour former l'implant définitif. La modularité de la pièce fémorale porte sur la jonction tige-tête.

II.3. Principe de l'intervention

Le but de l'arthroplastie prothétique est de remplacer les 2 surfaces articulaires dont le cartilage est usé

- Préparation de l'emplacement de la partie cotyloïdienne : agrandissement de la cavité cotyloïdienne par fraisages successifs ;
- Préparation de la partie fémorale : ostéotomie du col fémoral, extraction de la tête, évasement du fût fémoral ;
- Mise en place de la prothèse d'essai puis définitive.



Fig. II. 2 : Intervention chirurgicale [21].

Il existe différentes familles de prothèse totale de hanche. de première intention classées selon quatre paramètres [14] :

- ✓ Les matériaux de la structure ;
- ✓ Les formes ;
- ✓ Les moyens de fixation ;
- ✓ Les couples de frottement ;

II.4. Biomateriaux

Selon la définition du consensus de **Chester** (1991), les biomatériaux sont des matériaux destinés à être en contact avec les tissus vivants et/ou les fluides biologiques pour évaluer, traiter, modifier les formes ou remplacer tout tissu, organe ou fonction du corps.

Ces matériaux doivent, d'une part satisfaire à des caractéristiques physico-chimiques appropriées au site d'implantation et à la fonction à remplir, et d'autre part être biocompatibles. La notion de biocompatibilité d'un biomatériau est définie par l'acceptation tissulaire de l'implant par l'organisme [19].

Les biomatériaux ont été développés pour préserver l'intégrité et le confort de vie des personnes souffrant de déficiences fonctionnelles graves ou victimes d'accidents. L'objectif de leur développement est de permettre la fabrication de dispositifs d'assistance corporelle capables de suppléer les fonctions des organes lésés.

De plus, avec l'augmentation de la durée de vie moyenne de l'homme, la demande va continuer d'augmenter et obliger à l'élaboration de biomatériaux avec une durée de vie plus importante (plus de 75 % des prothèses ont une durée de vie de 15 ans seulement) [14].

Il existe plusieurs types de prothèse visant à remplacer des articulations : la cheville, le genou, la hanche, le pouce, le poignet, le coude et l'épaule. La hanche et le genou sont les articulations qui sont le plus remplacées. Nous allons nous intéresser uniquement à la prothèse de hanche. 450 modèles différents de prothèse totale de hanche sont disponibles sur le marché. Il existe un très grand nombre de combinaisons de matériaux et d'assemblages

Les matériaux utilisés pour l'élaboration d'une prothèse doivent être biocompatibles, résister à la corrosion et aux fractures de fatigue du matériel. Trois familles de matériaux sont utilisées : les métaux, les céramiques et les polymères [15].

II.4.1. Métaux

Les métaux utilisés sont les aciers inoxydables, les alliages chrome-cobalt et les alliages de titane. La tige fémorale des prothèses non cimentées est généralement en titane. Cet alliage présente une excellente biocompatibilité. Il présente également une résistance à la corrosion importante ainsi qu'une résistance mécanique élevée.

Pour la tige cimentée, l'alliage chrome cobalt est le plus répandu. Il semble être le mieux adapté [15]. L'utilisation de métaux engendre chez le patient un « effet pile ». En effet, les

métaux entre eux forment des couples d'oxydoréduction et donc provoquent un effet bipolaire. Afin d'éviter ce problème, on applique un revêtement de surface aux pièces métalliques.

II.4.2. Céramiques

Il existe principalement deux types de céramiques utilisées en orthopédie, la céramique de zircon (oxyde de zirconium) et la céramique d'alumine (Oxyde d'aluminium) Bien qu'appartenant à la famille des céramiques ces 2 matériaux présentent un système cristallin et des propriétés très différentes.

- L'alumine est une céramique monophasique stable, un seul type d'arrangement moléculaire est possible.
- La zircon est un céramique tri phasique, trois types de réseau cristallin sont possibles en fonction de nombreux paramètres (température, procédé de fabrication, additif, etc....) [18].

Une très large expérience clinique rapportée par la littérature a permis de confirmer les propriétés suivantes:

- Une excellente bio compatibilité.
- Une dureté très élevée.
- D'excellentes propriétés de lubrification. Au contact des fluides physiologiques, une couche lubrifiante se forme et garantit de bonnes performances tribologiques même dans des situations anatomiques peu favorables, à la différence par exemple du couple métal-métal.

La céramique a démontré d'excellents résultats cliniques, son usage n'a pas cessé de s'élargir, englobant aujourd'hui le marché américain. La céramique est un matériau particulièrement adapté à la chirurgie orthopédique en raison de ses propriétés de stabilité hydrothermale, de sa biocompatibilité et de ses qualités tribologiques [18].

II.4.3. Polymères

Le principal polymère utilisé pour des applications orthopédiques est le polyéthylène (PE) [15].

Le polyéthylène reste le matériau le plus utilisé en raison de son faible coût et de sa facilité de fabrication. En effet, la fixation cimentée du polyéthylène directement dans l'os assure une meilleure résistance à l'usure, par rapport à une fixation dans une cupule métal-back sans ciment [22].

II.4.4. Couple de frottement

Les familles de prothèses sont définies par le **couple de frottement** entre la bille de la tige fémorale et la cupule dans le cotyle. On distingue actuellement cinq types de couples de frottement [15] :

- Métal/PE
- Alumine/Alumine
- Alumine/PE
- Zircone/PE
- Métal/Métal

Dans un premier temps, on peut remarquer que plus la tête est petite, plus elle est stable, mais plus la surface de frottement est petite, plus il y a d'usure. L'usure entraîne la libération de particules de polyéthylène. Ces particules sont responsables de réactions inflammatoires locales. L'usure provoque une migration de la tête et donc une inégalité de longueur entre les membres inférieurs du patient, ce qui favorise le descellement. Chez les porteurs d'une prothèse totale de hanche, l'usure du polyéthylène est un problème sérieux. Il n'y a pas de raison évidente pour dire que l'usure du polyéthylène est la seule cause des défaillances mécaniques des implants mais de hauts taux d'usure semblent avoir un pronostic inverse en termes de survie de la prothèse [17].

Toutes les études cliniques montrent une usure accrue du polyéthylène (PE) lorsque des revêtements trop minces sont utilisés. Il a été montré que l'épaisseur minimum du polyéthylène devait être plus grande que 6mm Certains auteurs préconisent une épaisseur de 8mm voire même 10mm [24].

Le couple le plus communément utilisé est le couple Métal/Polyéthylène malgré le taux de débris d'usure qu'il génère. L'objectif de faire reculer la production des débris et l'ostéolyse qui découle de l'usure du polyéthylène repose essentiellement sur la mise au point d'un PE de qualité supérieure [25], de nouveaux couples de frottements, essentiellement Alumine-Alumine et Métal-Métal, ont été également introduits afin de diminuer l'usure et les réactions ostéolytiques qui en découlent [15].

Le couple alumine-alumine est aujourd'hui considéré comme un standard. L'usage de la céramique d'alumine composite et les récents développements offrent de nouvelles possibilités d'applications et permettent d'envisager des améliorations techniques significatives [18].

Les résultats à long terme obtenus avec un couple Céramique/Céramique et un couple Céramique/Métal montrent une survie de 10 et 15 ans respectivement. [24]

Les avantages « théoriques » de l'articulation Métal/Métal sont eux aussi nombreux : moins d'usure, moins de destruction osseuse, moins de problèmes de différence de longueur du membre et de décentrage, reconstruction anatomique, moins de risques de luxation et révision plus facile [24]. Mais en pratique le couple Métal/Métal est peu utilisé car non biocompatible, peu confortable et trop rigide.

Le tableau suivant résume les avantages, problèmes liés et les applications des différents couples de frottement.

Tableau.1 : couples têtes/insert actuellement utilisés et avantages, inconvénients et l'application de chacun.

Couple	Avantages	Problèmes liés	Applications	Référence
Métal- Métal (alliages Co/Cr)	- disposent d'une excellente résistance à l'usure - Résistance à la fracture très élevée	- réactions allergiques type métallos (non biocompatible) -peu confortable et trop rigide - Ostéolyse induite par les débris d'usure	-Sujet plus actifs -Sujet jeune	[24] [22] [16] [18]
Métal- UHMWP E (polyéthylène ultra haute densité)	- bonne fiabilité jusqu'à 10 ans - peu coûteux - couple le plus utilisé historiquement	- usure importante et délamination du polyéthylène (limite la durée de vie de l'implant). - particules induisent de l'ostéolyse.	-sujets âgés de moins de 85 ans avec un niveau d'activité correspondant au moins à un score de Parker supérieur ou égal à 6.	[22] [16] [24] [15]
Alumine/ Alumine (Standard)	- usure très faible - Durée de vie importante - Pas ou peu d'ostéolyse : révisions aisées car conservation du stock osseuse	- risque de ruptures fragiles - prix élevé.	-Sujet âgés de moins de 50 ans - Sujet âgés entre 50 et 70 ans ayant une espérance de vie estimée et un niveau d'activité élevé.	[22] [18] [16] [15]
Alumine/ UHMWPE	- moins d'usure que les têtes métalliques - bonne fiabilité jusqu'à 10 ans	- (faible) risque de ruptures fragiles - particules de PE induisant l'ostéolyse - limites en termes de designs proposés (exemple : pas de têtes de 22.2 mm).	-Sujet plus actifs -sujets âgés de moins de 85 ans avec un niveau d'activité correspondant au moins à un score de Parker supérieur ou égal à 6.	[22] [16] [24] [15]
Zircone/ UHMWPE	- moins d'usure que les têtes métalliques - meilleure résistance à la rupture que l'alumine.	- vieillissement de la zircone pouvant conduire à des ruptures prématurées des têtes et à des dégradations de surface.	patients jeunes (moins de 50 ans).	[22]

II.5. Prothèses de hanche cimentées et non cimentées

Concernant le mode de fixation des prothèses totales de hanche à l'os, l'analyse permet de dégager trois groupes :

- Les prothèses cimentées, avec une surface de l'implant lisse ou rugueuse.
- Les prothèses non cimentées avec ou sans hydroxyapatite et avec une surface de l'implant lisse ou rugueuse.
- Les prothèses hybrides qui comportent en générale une cupule non cimentée et une tige fémorale cimentée.

La majorité des prothèses posées dans le monde sont cimentées, c'est à dire que la fixation de la prothèse fémorale et cotyloïdienne est assurée par du ciment chirurgical à base de résine acrylique. Cette technique a l'avantage d'assurer une stabilité immédiate et parfaite de l'implant, donc de reprendre l'appui et la marche immédiatement et sans douleur. Cependant, à long terme, le ciment perd ses qualités mécaniques, et les descellements peuvent apparaître imposant une reprise chirurgicale. La reprise comporte l'ablation de la prothèse, du ciment et la mise en place d'une nouvelle prothèse. Ce genre de reprise chirurgicale ne pose pas de problème particulier contrairement aux implants non cimentés. En effet, il est facile de soustraire la prothèse en cassant le ciment. Les prothèses cimentées sont actuellement celles pour lesquelles nous avons le plus de recul et les meilleurs résultats [22].

Dans le but d'éliminer l'interface ciment, les prothèses standard anatomiques sont apparues. En gamme homothétique, elles assurent un bon remplissage de la cavité métaphysaire osseuse. Ces prothèses sont fixées sans ciment [22]: la fixation de la prothèse est assurée par le remplissage optimum de la cavité osseuse par l'implant tant au niveau du cotyle que du fémur [15]. Pour obtenir une bonne repousse osseuse à la surface des pièces prothétiques, une adjonction d'hydroxyapatite est réalisée favorisant l'ostéogenèse endostale. Celle-ci assure une véritable fixation biologique de l'implant, assurant une liaison « intime » avec l'os receveur. Le revêtement hydroxyapatite sur la totalité de la prothèse permet d'améliorer la fixation distale de la tige en zone saine sans compromettre la fixation proximale secondaire, autorisant des reconstructions osseuses métaphysaires spontanées. On observe un faible taux de douleur de cuisse. Une modularité et un verrouillage pourraient améliorer la fixation primaire et limiter les enfoncements [26]. Lorsque cette ostéogenèse est imparfaite, la fixation des implants est mauvaise, les implants présentent une micro mobilité qui entraîne des douleurs à l'appui et à la mobilisation, imposant une reprise chirurgicale. Toutefois, fréquemment la prothèse se recale et finit par se fixer.

La qualité de cette fixation est telle qu'elle peut rendre l'ablation des pièces prothétiques difficile voire périlleuse lorsqu'une reprise chirurgicale est envisagée en particulier en cas d'instabilité pour malposition.

Le type de prothèse et les techniques utilisées pour la pose d'une prothèse totale de hanche dépendent de plusieurs facteurs : l'âge du patient, le type de l'os et sa forme, le niveau

d'activité et le coût. Tout ceci devant être pris en considération afin de choisir la prothèse appropriée suivant le patient. Aussi, toute pose de prothèse totale de hanche doit être ou pourrait être planifiée afin d'effectuer le meilleur choix pour le patient.

D'une façon générale, les fixations cimentées requièrent des révisions chirurgicales dans près de 30% des cas pour une durée de 10 ans. Pour les tiges non cimentées, les résultats initiaux sont satisfaisants les 5 premières années. Après 6-8 ans, des révisions au niveau de la cavité cotyloïdienne sont nécessaires dans certains cas, révélant des ostéolyses avec des pertes de polyéthylène [22].

II.6. Resurfaçage [22]

La réintroduction du métal-métal ayant été un succès, cela a permis de mettre au point les implants de resurfaçage de deuxième génération, qui permettent d'associer l'avantage des têtes prothétiques de gros diamètre et une préservation osseuse fémorale. La pièce fémorale est habituellement cimentée sur la tête, économisant le stock osseux (tête et col fémoral), facilitant ainsi une éventuelle reprise ultérieure. Le composant acétabulaire d'un resurfaçage, lui aussi en métal d'un diamètre adapté à la pièce fémorale, est impacté en force et dispose d'un traitement de surface favorisant une repousse osseuse directe.

Le grand diamètre de la tête prothétique réduit de façon importante le taux de luxation. Comme pour le frottement métal/métal conventionnel, le choix du métal en frottement est primordial, avec une simplicité de fabrication pour le CrCo coulé mais une meilleure homogénéité pour le CrCo forgé. Les indications doivent être posées de manière appropriée : âge de moins de 55 ans chez l'homme, moins de 50 chez la femme, pas d'inégalité de longueur préopératoire de plus de 1 cm, pas de géodes de la tête fémorale de plus de 1 cm de diamètre. À court terme, dans une étude randomisée, le taux de complication et la survie sont identiques entre les arthroplasties conventionnelles et les prothèses de resurfaçage, avec un avantage cependant pour les resurfaçages qui échappent aux luxations et aux inégalités de longueur postopératoires. De même, le taux de survie restant excellent chez les patients très jeunes (moins de 25 ans), cela peut faire privilégier le resurfaçage chez les sujets les plus actifs sous peine que les autres éléments de l'indication soient respectés. Une validation des résultats à plus long terme est nécessaire, mais le respect du capital osseux fémoral, obtenu d'emblée, n'a pas besoin de la validation du temps.

II.7. Durée de vie de la prothèse

Théoriquement, la prothèse de hanche peut donner satisfaction plusieurs années. C'est le cas chez les personnes âgées, sollicitant peu leur prothèse. Toutefois chez les sujets plus jeunes, très actifs, et dont l'espérance de vie est longue, il y a un risque sérieux de descellement de la prothèse à long terme. Ainsi après 15 ans, parfois moins, la réapparition de douleur de hanche doit faire craindre le descellement. Si celui-ci est symptomatique ou radiologiquement important, un changement de prothèse peut être nécessaire. Le résultat des "reprises" de prothèse de hanche est globalement bon mais souvent inférieur à celui des prothèses de première intention [14].

II.8. Analyses des prothèses de hanche.

Les résultats précoces sont rapidement acquis et globalement satisfaisants quel que soit le type de prothèse utilisée. Ils s'apprécient sur trois paramètres:

- disparition de la douleur,
- qualité de la hanche, avec ou sans boiterie, avec ou sans canne,
- mobilité.

Dans un très grand nombre de cas, on aboutit à une hanche "oubliée", c'est-à-dire quasiment normale. Les résultats à long terme ne peuvent s'apprécier en toute objectivité et certitude, qu'avec les prothèses qui ont un recul suffisant. C'est le cas des prothèses type Charnley, dont le modèle le plus courant en France est la prothèse de Kerboull.

II.8.1. Résultats des prothèses cimentées

L'amélioration de la technique de cimentation a conduit à une diminution des taux de reprises pour descellement et ce, quel que soit le modèle de prothèse. Dans le but d'améliorer la qualité des résultats au niveau de la fixation, certains auteurs se sont également intéressés au type de revêtement (lisse ou rugueux). Il apparaît que les tiges lisses sont les meilleures [15].

II.8.2. Résultats des prothèses non cimentées

Les prothèses non cimentées doivent être rugueuses (effet de surface) pour avoir une bonne fixation. On utilise également des oséoinducteurs comme l'hydroxyapatite qui a été utilisée dans la majorité des cas [15].

II.9. Complications tardives des prothèses de hanche sur le plan mécanique et sur le plan médical

Les complications tardives sont essentiellement mécaniques et représentent la cause principale des changements de prothèse. Parmi celles-ci, il y a l'usure et le descellement.

II.9.1. Usure

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

II.9.2. Descellement

Celui-ci provoque des micromouvements des pièces prothétiques qui ne sont plus fixées à l'os. Peu à peu cette micro mobilité va entraîner l'apparition de douleurs, Radiologiquement les pièces prennent du jeu et on voit apparaître un liseré qui témoigne du descellement. D'après les travaux de [13], les causes de descellement aseptique sont essentiellement de deux ordres, mécanique et biologique.

Au niveau mécanique, en ce qui concerne les prothèses non cimentées, la cause principale est l'absence de fixation initiale solide et celle-ci semble due la plupart du temps à un ajustage insuffisant de la prothèse :

- soit parce que la prothèse est sous dimensionnée,
- soit parce qu'elle ne reproduit pas assez fidèlement la forme de l'os.

Il est certain que l'immobilité de la prothèse dans le canal cervico-médullaire est indispensable à sa fixation biologique secondaire. L'existence d'une collerette peut être un avantage immédiat mais trompeur, simulant une fixation solide alors que l'ajustage métaphysaire est médiocre. Son absence permet à la prothèse de s'enfoncer, de se recalier solidement plus bas et de retrouver ainsi une assise secondaire plus solide que l'initial, autorisant l'ancrage biologique.

On distingue deux modes de descellement [13]:

- le descellement entre le ciment et l'os,
- le second est le descellement entre la prothèse et le ciment.

Le ciment acrylique a des caractéristiques physiques et mécaniques précises qui font de lui un excellent matériau d'ajustage tout à fait capable de transmettre harmonieusement à l'os les contraintes qu'il reçoit de la prothèse, mais c'est un matériau fragile et cassant qui supporte mal les contraintes de flexion et de traction.

Il supporte en revanche beaucoup mieux la pression à la condition de reposer sur un socle rigide et régulier. Pour éviter la fracture il faut donc que la géométrie de la prothèse soit telle qu'elle ne lui transmette que des contraintes en pression. La prothèse en raison de sa forme même, reçoit en charge deux types de force, l'une verticale qui tend à la fléchir et à l'enfoncer, l'autre axiale qui tend à la faire tourner sur son axe. La force qui tend à fléchir la prothèse sera naturellement d'autant plus importante que le sujet est lourd, actif, que le bras de levier externe de la prothèse est long et qu'elle est même varisante (angle cervicodiaphysaire fermé, prothèse implantée en varus). Ces éléments sont d'ailleurs constamment corrélés avec la fréquence des descellements. Cette force transmet à l'os par l'intermédiaire du ciment des contraintes de pression en deux aires supéro-médiale (située en haut et en dedans de la prothèse) et inféro-latérale (située en bas et en dehors de la prothèse). S'il persiste dans la région supéro-médiale une fine couche de spongieux friable, celle-ci va rapidement s'affaisser sous la pression, et si la tige métallique est mince et flexible et son bord interne tranchant, la couche de ciment interposée va casser par traction et flexion.

II.11. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons vu des différents types de prothèse totale de hanche, les problèmes liés aux couples de frottement et les difficultés majeures rencontrées ainsi que leurs causes principales.

Le problème posé à la recherche fondamentale en matière de conception d'implants articulaires est celui que pose l'usure du couple métal sur plastique ou de tout autre couple (alumine/alumine, etc.).

L'exigence à court terme de la prothèse est de permettre de réduire les douleurs du patient et de lui permettre de remarcher. Mais ces prothèses restent plus de 15 ans chez un patient et la durabilité de l'articulation prothétique est un facteur à tenir en compte.

Rappelons qu'une prothèse est constituée de quatre pièces: tige, tête (ou rotule), noyau et cupule. Nous supposons que c'est principalement à ce niveau que l'on peut agir pour améliorer la conception d'une prothèse avec un autre matériau polymère viscoélastique.

III.1. Introduction

Nous avons intéressé dans le cadre de cette étude à la conception d'une nouvelle prothèse totale de hanche car le développement durable se construit pour assurer un plus grand bien être à l'homme.

Le but de cette prothèse est de remplacer une articulation coxo-fémorale défailante (c'est-à-dire lorsque le cartilage articulaire a disparu) et ainsi restituer au mieux les mobilités naturelles en cas de lésion de celle-ci. Le développement durable doit en effet donner aux hommes des moyens efficaces d'améliorer leur vie.

Cette prothèse totale de hanche est composée de deux principaux éléments le premier est une tête prothétique fémorale de matériaux viscoélastique de différentes densités, la partie supérieur qui s'articule dans le cotyle est peut se comporté comme un matériau élastique et la partie inferieur se comporte comme un matériau viscoélastique parfaitement élastique, ce matériau peut se déformé selon les forces fournis par la jambe.

Le deuxième est une tige métallique implantée dans le col du fémur avec une extrusion cylindrique sur laquelle s'adapte la tête viscoélastique la fixation du tige et tête fémorale est assurée par un collier élastique. Cette prothèse est fixée dans le cotyle avec des tiges corticales et dans le col fémorale avec tige filetée, donc la force fournie par la jambe se transforme en déformation de la partie viscoélastique pour assurer la mobilité da la hanche. Le modèle complet en coupe et 3D est montré dans la figure. III.1.

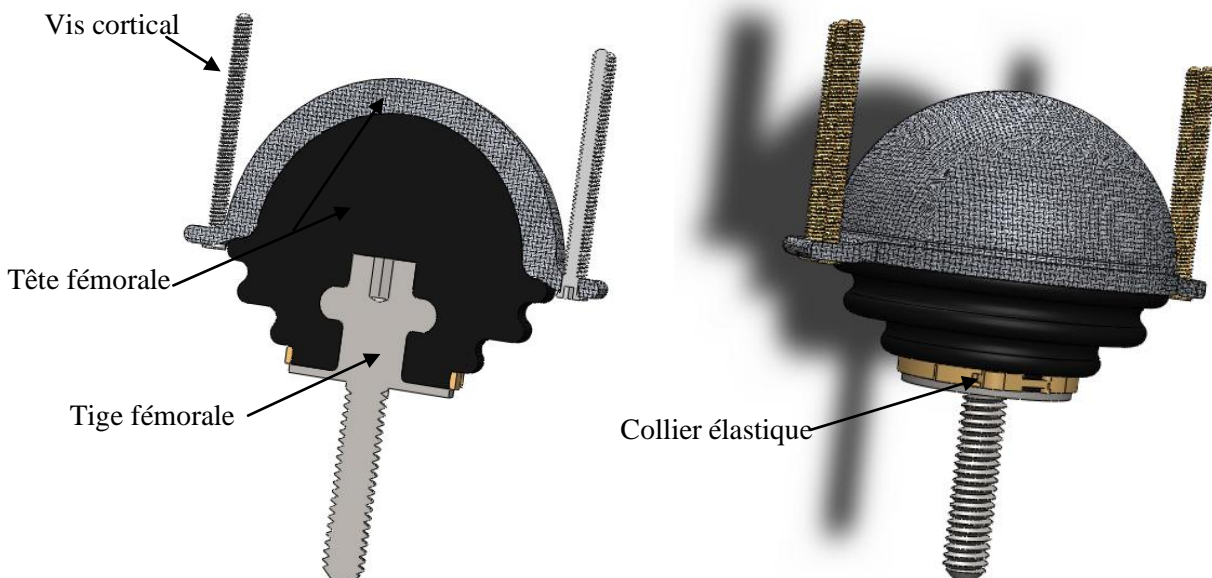


Fig. III.1 : Prothèse totale de hanche. Vue 3D en coupe et en 3D.

III.2. Conception d'une prothèse de hanche

La prothèse devra donc en respecter la forme et les dimensions, la forme est autant dictée par des considérations organiques que médicales, car il faut d'une part conserver la plus grande partie de l'os possible pour assurer la solidité et d'autre part favoriser autant que faire se peut un acte médical. En effet, le chirurgien doit pouvoir creuser assez facilement l'os, ce qui limite la zone implantable à l'os spongieux.

Pour ma part j'ai obtenu mes dimensions d'après les planches anatomiques, mais le constructeur se sert surtout de modèles et de tableaux orthopédiques réservés aux spécialistes.

Voilà donc un fémur et ses dimensions moyennes (**Fig. III.2**) :

De ces valeurs on peut déduire des dimensions préliminaires pour la prothèse

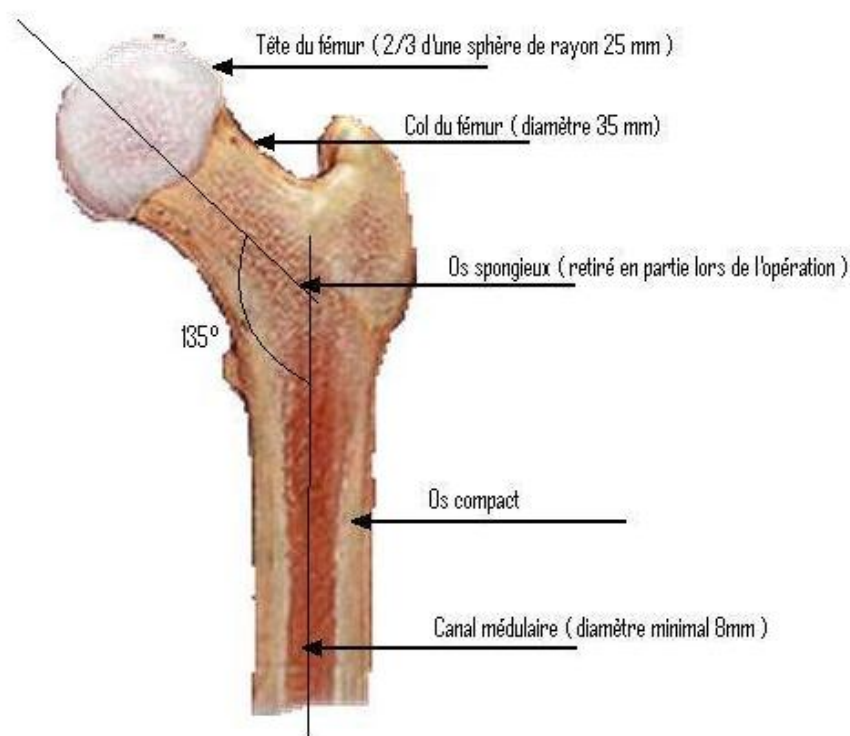


Fig. III.2. dimension du tête fémorale et col

III.3. Modélisation

Le dessin et la conception sont réalisés avec le logiciel SolidWorks 2011, les dimensions dépendent de chaque patient, le médecin fait l'analyse de l'anatomie de l'articulation coxo-fémorale (en particulier le volume osseux disponible) par un examen clinique et radiologique (souvent à l'aide d'un scanner). Il détermine ainsi la solution et les dimensions les plus appropriées au cas.

III.3.1. Modélisation de la tête fémorale viscoélastique de différente densité

La tête fémorale sphérique est réalisée avec un matériau viscoélastique de différente densité (figure. III.4).

La partie supérieure hémisphérique en matériau élastique s'implante dans le bassin à l'endroit du cotyle naturel par cinq vis corticales.

La partie inférieure est composée d'une tête fémorale viscoélastique sphérique enchâssée sur la tige fémorale. Le diamètre de la tête prothétique est identique au diamètre de la tête fémorale native. Il assure la stabilité de l'articulation artificielle et autorise des mouvements d'une amplitude très semblable à celle de la hanche normale. Comme montrer dans la figure. **III.4.**

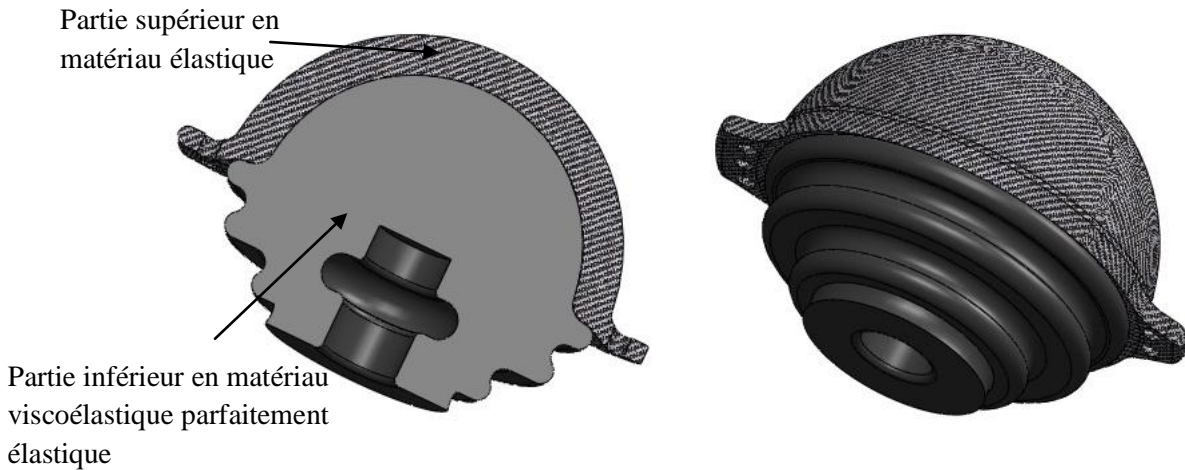


Fig. III.3. Tête fémorale

La partie inférieure a une forme de soufflet cette géométrie se compose de trois spires, et pouvant faciliter la déformation linéaire et angulaire et au même temps pour éviter l'étranglement de la matière dans le cas de chargement. (Voir Fig. III.4).

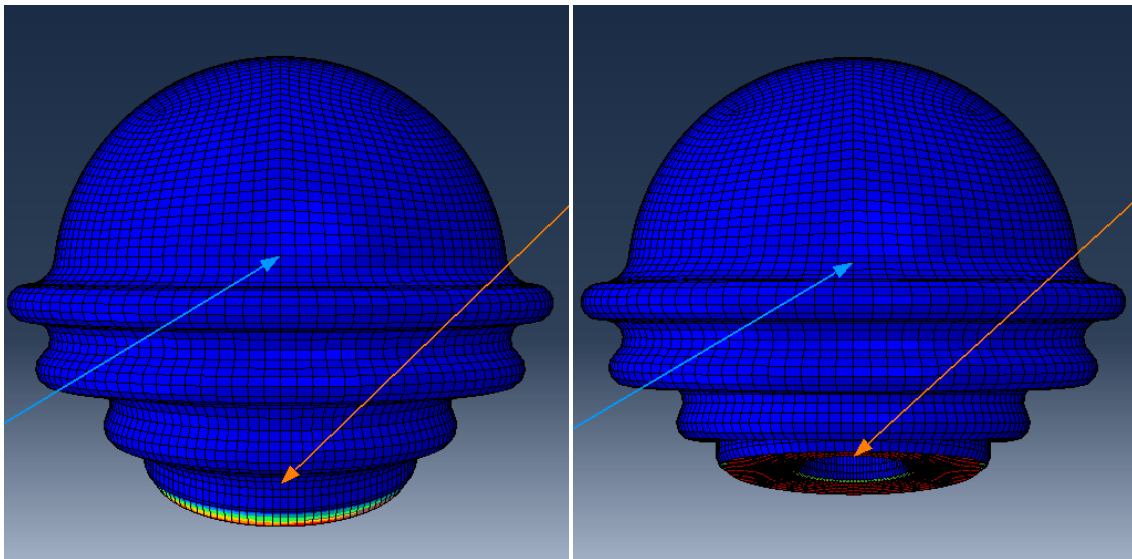


Fig. III.4. Déformation de la géométrie soufflet après chargement

III.3.1.1. Usinage de tête fémorale

On peut réaliser cette tête fémorale avec le moulage par injection de polymère.

III.3.1.2. Moulage par injection

Le moulage par injection est une technique de fabrication de pièces en grande ou très grande série. Il concerne avant tout les matières plastiques et les élastomères (silicones) mais aussi divers métaux et alliages à point de fusion relativement bas : alliages d'aluminium, de zinc (Zamak) ou encore laitons.

Le moulage par injection consiste à fluidiser par chauffage la matière thermoplastique (en granulaire ou en poudre) dans un pot de presse cylindrique, puis l'envoyer à l'aide d'un piston dans un moule froid, placé entre la buse sur la sortie du pot de presse, le refroidissement de la pièce est dans le moule.

III.3.1.3. Etapes de moulage

La fabrication de la tête fémorale passe par deux étapes le premier est moulage par injection de la matière et le deuxième est sur moulage par injection de la matière.

Moulage par injection (**Fig. III.5.1**) :

- Remplissage du cylindre en premier matériau
- Ramollissement de la matière
- Fermeture de moule et avancée simultanée du cylindre sur le moule
- Injection dans le moule
- Refroidissement dans le moule de la matière injectée,
- Ouvrir la partie gauche du moule

Sur moulage par injection (**Fig. III.5.2**) :

- Placer le deuxième moule
- Injecter deuxième matériau, après réaliser de toute les opérations précédentes on éjecte la pièce finale.

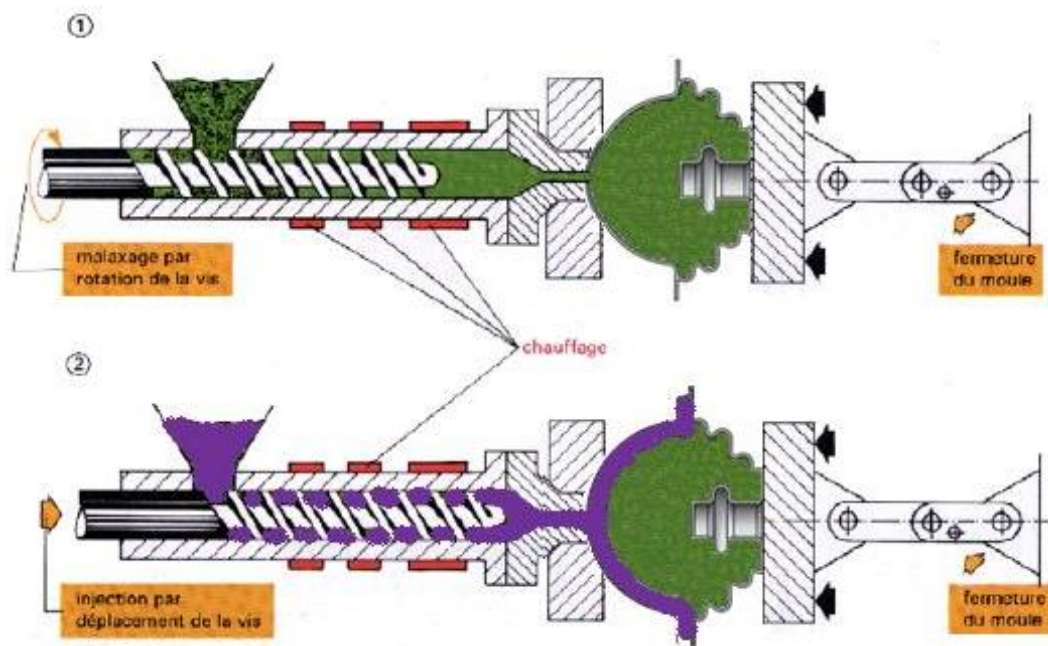


Fig. III.5. Moulage par injection et sur moulage par injection.

III.3.1.4. Moule

La conception du moule influe de manière décisive sur la qualité et l'économie de la pièce injectée. L'aspect de la pièce, sa résistance mécanique, sa ténacité, ses cotes, sa forme et son coût dépendent de la qualité du moule.

III.3.1.5. Modélisation des moules

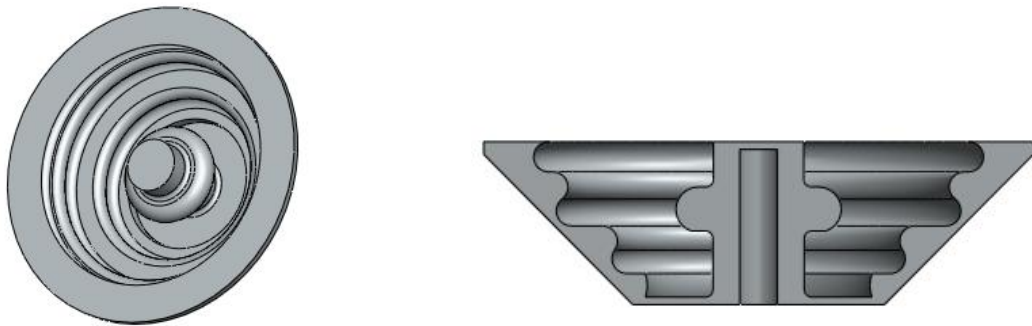


Fig. III.6. Moule pour la première injection en coupe et 3D



Fig. III.7. Moule pour la première injection en coupe et 3D (partie injecteur)

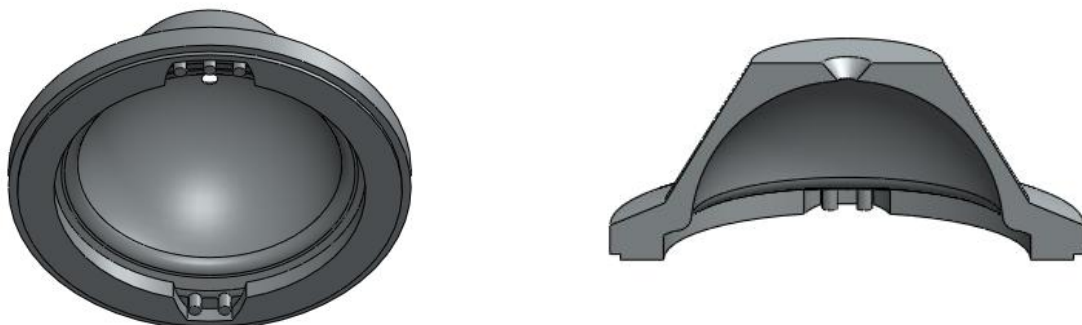


Fig. III.8. Moule pour l'opération de sur injection en coupe et 3D

III.3.2. Modélisation de vis corticale



Fig.III.9. Vis corticale.

III.3.3. Modélisation de la tige fémorale

La tige fémorale : partie basse de la prothèse totale de hanche c'est elle qui prend en charge les contraintes. Elle est introduite dans le col du fémur après préparation de celui-ci. Elle peut être scellée dans le fémur à l'aide de ciment acrylique, ou bloquée en force dans le canal du col du fémur, c'est le cas des tiges « **anatomiques** » qui épousent la morphologie de l'os, et qui peuvent être non cimentées et recouvertes d'hydroxyapatite ou cimentée.

Trou hexagonale
pour facilité le
montage de la tige

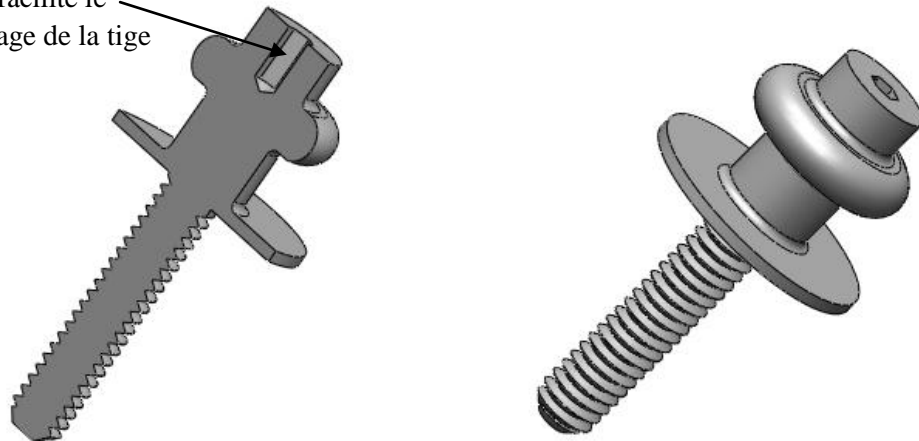


Fig. III.10. Tige fémorale.

III.3.4. Modélisation du collier élastique:

Collier élastique en acier inoxydable est pour assurer la fixation de la tête enchâssée sur la tige fémorale, se système de fixation est très simple pour l'utilisation.



Fig. III.11. Collier élastique.

Il se compose de trois pièces et deux rivets comme montrer dan la figure.III.11

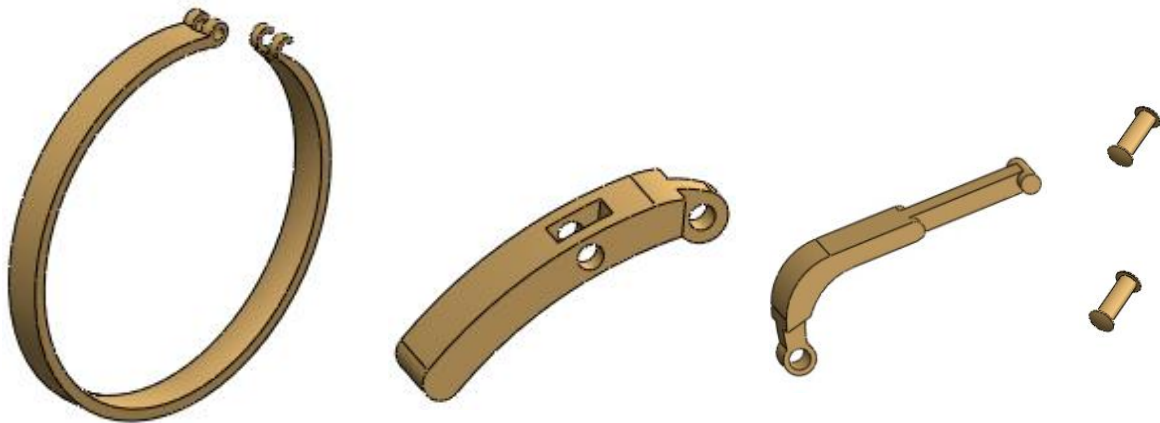


Fig. III.12. Composants du collier élastique.

III.3.4.1. Représentation de l'assemblage collier élastique en vues éclatées

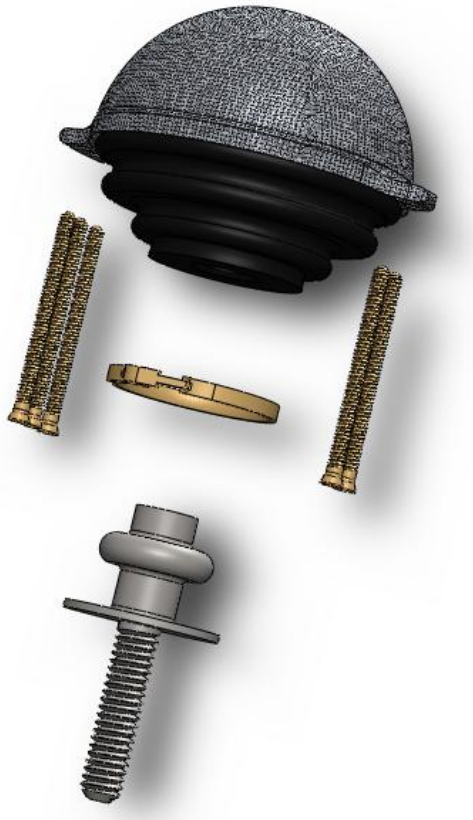


Fig. III.13. Collier élastique en vues éclatées.

Dans le tableau ci-dessous, sont regroupés les matériaux des différents composants de la nouvelle prothèse totale de hanche.

Tableau IV.1 : Matériaux des différents composants.

Composante		Matériau	Observations
Tige fémorale		acier inoxydable	leur avantage est d'être de faible coût .dans la nouvelle PTH pas d'usure.
Vis corticaux		acier inoxydable	leur avantage est d'être de faible coût.
Tête fémorale	Partie supérieur est élastique	Matériau composite à matrice polymérique aux mêmes caractéristiques mécaniques de l'acier inoxydable	si mieux deux matériau de même nature et même caractéristique chimique pour assuré le collage entre les deux parties, la silicone est un matériau biocompatible et résiste à la déchirure .
	Partie inferieur est viscoélastique	Matériau composite à matrice polymérique viscoélastique. (matrice en silicone)	
Collier élastique		acier inoxydable	leur avantage est d'être de faible coût.

III.3.5. Représentation de l'assemblage prothèse totale de hanche en vues éclatées**Fig. III.14.** Prothèse totale de hanche en vues éclatées.

III.4. Principe d'implantation de la nouvelle prothèse totale de hanche

Le but de l'arthroplastie prothétique est de remplacer les deux surfaces articulaires dont le cartilage est usé (**Fig. III.15**).

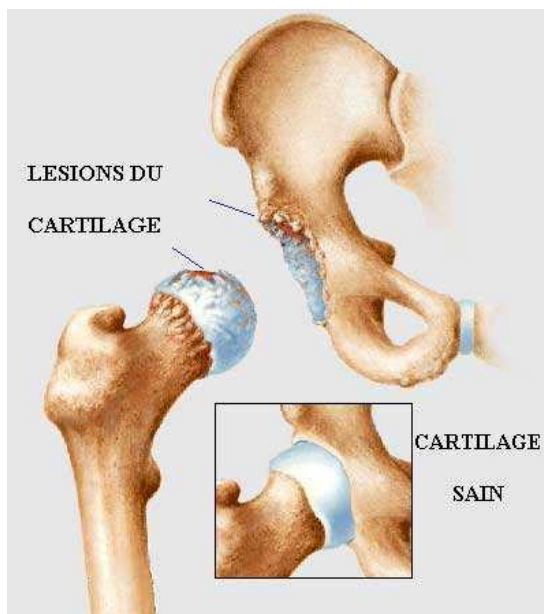


Fig. III.15. Cartilage usé et cartilage sain.

Préparation de l'emplacement de la partie cotyloïdienne : agrandissement de la cavité cotyloïdienne par fraisages successifs (**Fig. III.16**)

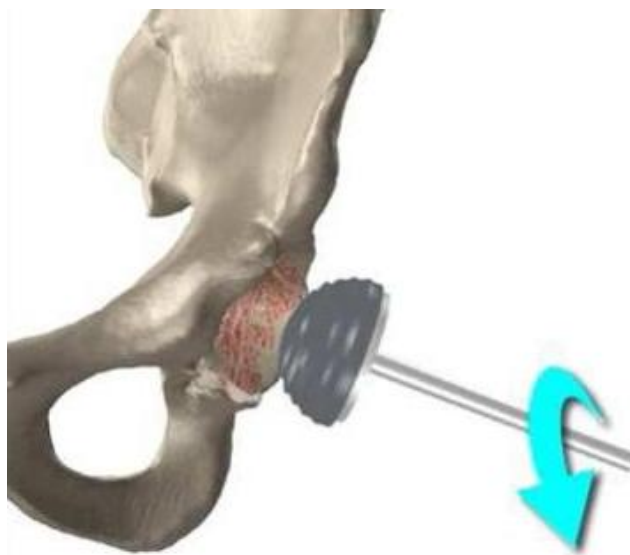


Fig. III.16. Préparation de l'emplacement de la partie cotyloïdienne.

Une fois le fraisage du cotyle terminé. La tête fémorale prothétique est fixée dans l'os iliaque du bassin grâce à des vis. Cette fixation peut être assurée par un ajout de ciment chirurgical entre l'os et la partie supérieure de la tête. Il permet l'insertion de la tête prothétique qui remplacera l'articulation coxo-fémorale déficiente. Il peut être lisse lorsqu'il est cimenté ou encore rugueux et même strié lorsqu'il est inséré directement au contact de l'os.

La tête fémorale prothétique est enchâssée sur la tige fémorale. Elle remplace la tête fémorale naturelle. Elle est fabriquée en polymère à densité variable. (**Fig. III.17**).



Fig. III.17. Implantation de la tête fémorale.

Préparation de la partie fémorale : extraction de la tête et garder le col fémorale, évasement du fût fémorale (**Fig. III.18**).

La tige fémorale est insérée dans le canal médullaire du col de fémur. Elle est fabriquée en métal, acier inoxydable, alliage de titane ou de cobalt-chrome. Soit elle est insérée directement dans le col fémur, soit elle est insérée avec un ciment chirurgical, la porosité du ciment permet une bonne ostéointégration.



Fig. III.18. Préparation de la partie fémorale.

Mise en place de la prothèse d'essai puis définitive (**Fig. III.19**).

D'une façon pratique après fixé la tête fémorale dans la hanche et la tige fémorale dans le fémur, il est très important de souligner qu'il faut mettre en place le collier élastique de serrage dans la gorge sans le serré. Le serrage se fera au moment où les deux éléments serrant emboîtées.

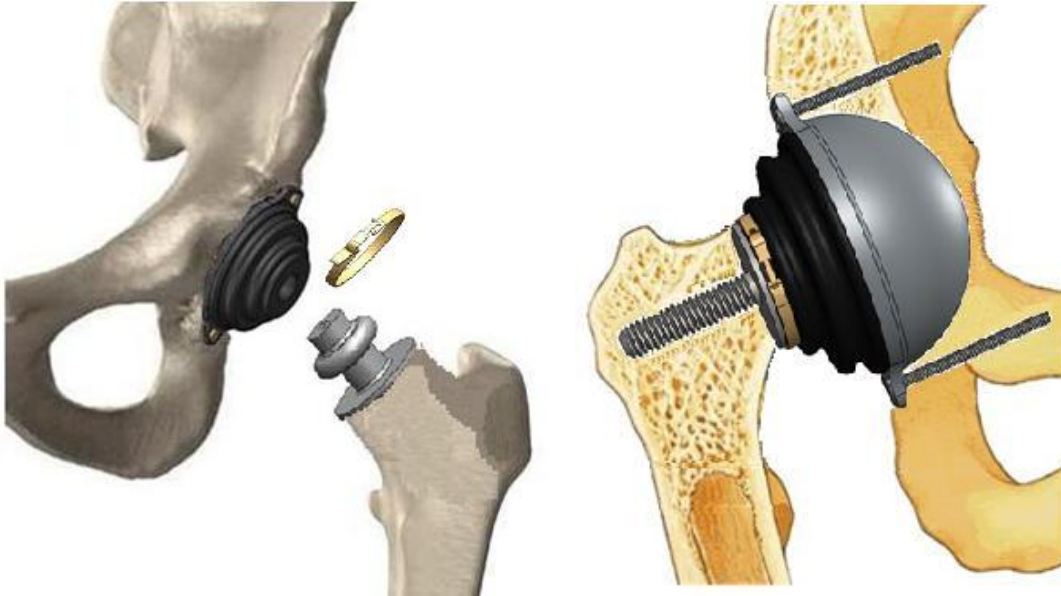


Fig. III.19. Mise en place de la prothèse.

III.5.Conclusion

Nous avons choisi la modélisation de cette nouvelle prothèse de hanche par la définition d'une géométrie offrant les différents mouvements de la liaison sans contraintes en tenant compte des informations géométriques citées en bibliographie.

On peut dire que :

- Le risque de luxation semble nulle, la tige fémorale est emboîté dans la tête fémorale avec système de fixation efficace et simple à l'utilisation (collier élastique).
- Pas d'usure (pas de frottement parce que pas couple de frottement).
- Un des principaux avantages de notre prothèse totale de hanche consiste en la préservation du stock osseux fémorale (le diamètre d'une tête fémorale prothétique proche du diamètre natif)
- En cas d'échec, la reprise chirurgicale s'avère relativement facile. En effet, il suffit alors de réaliser l'ostéotomie du col (pièce fémorale en place ou non) et d'implanter un pivot fémoral. En cas de défaillance isolée de la pièce fémorale (fracture du col)
- Prothèse léger et souple par rapport aux autres prothèses totales de hanche (matériau viscoélastique amortie le choc).

Dans le prochain chapitre, nous allons faire une analyse en Statique de la partie viscoélastique en le logiciel d'analyse Abaqus 6.10.

IV.1. Introduction

La biomécanique s'intéresse aux principes de construction du corps humain et aux relations entre les structures et les fonctions du corps. Leurs complexités nécessitent des approches analytiques spécifiques et complexes afin de décrire, analyser et modéliser les différents systèmes biomécaniques mis en jeu. Avec le développement des ordinateurs, les méthodes numériques se sont imposées comme des compléments indispensables aux méthodes expérimentales traditionnelles pour l'analyse du mouvement des corps des solides déformables surtout lorsque :

- les formes géométriques de ces corps sont compliquées,
- les déformations qu'ils subissent sont grandes et les matériaux qui les constituent ont un comportement non linéaire,
- les charges appliquées sont dynamiques.

Le dessin et un choix de matériau approprié font partie des facteurs de réussite d'une arthroplastie, pour cela ce travail a pour but d'étudier l'articulation du hanche ayant subi une arthroplastie totale c'est-à-dire étudier la prothèse totale du point de vue mécanique en faisant recours à la méthode des éléments finis par le moyen Abaqus® 6.10

Ce chapitre sera d'abord consacré à l'analyse statique de la partie viscoélastique modélisé dans le chapitre précédant, ainsi qu'à l'ensemble des méthodes récentes associées à la génération de ces modèles : maillage, attribution des propriétés des matériaux et définition des conditions de chargement, validation du modèle.

IV.2. Modèle par éléments finis

La tête fémorale modélisé sous Abaqus® 6.10, La partie sphérique supérieure de la tête est supposée parfaitement encastree, tandis que la partie inférieure de la tête est libre de se déplacer verticalement, horizontalement et rotationnel (assurer la mobilité de la hanche).

IV.3. Matériau utilisé pour la partie viscoélastique de la tête :

On analyse avec la silicone car elle est biocompatible pour $E=1\text{MPa}$ et 0.5 la valeur de coefficient de poisson, les moments intersegmentaires appliqués aux analyse sont illustré dans le tableau VI.1.

Tableau VI.1 : Caractéristiques de matériau [29].

Insert Matériau	Module de Young (MPa)	Coefficient de Poisson	Limite élastique (MPa)	Caractéristiques
Silicone	0.1 à 10	Très proche à 0.5	5	Homogène, isotrope, non-vieillissant, linéaire et élastique pur.

IV.4. Moments intersegmentaires au niveau de la hanche :

Les moments intersegmentaires sont calculés par une approche de dynamique inverse utilisant le formalisme des matrices homogènes, mis en place au laboratoire par Doriot et Chèze, à partir des mesures synchronisées du système d'analyse du mouvement et de la plateforme de forces [28].

L'évolution moments intersegmentaires calculés au niveau de la hanche pendant la phase d'appui de la marche et la phase d'appui de la montée d'escaliers. Les composantes sont exprimées dans le repère anatomique lié au bassin [28].

Les amplitudes des moments sont normalisées par rapport au poids du corps afin de faciliter la comparaison des résultats avec ceux rapportés dans la littérature pour d'autres sujets [28].

Tableau VI.2 : Moments intersegmentaires au niveau de la hanche [28].

Mouvement	Moment Nm/kg (Valeur max)	
	Monter escalier	Marche
Abduction	0.8	0.7
Extension	-0.8	-0.5
Flexion	1	0.2
Rotation interne	-0.075	-0.06
Rotation extreme	0.02	0.03

IV.5. Maillage

Le logiciel Abaqus® 6.10 dispose d'un puissant mailleur automatique, pouvant analyser la géométrie et générer le maillage le plus adapté. Pour le comportement étudié, nous avons utilisé des éléments tétraédriques, de C3D8R, conforme aux surfaces paramétriques définies (**Figure. IV.1**).

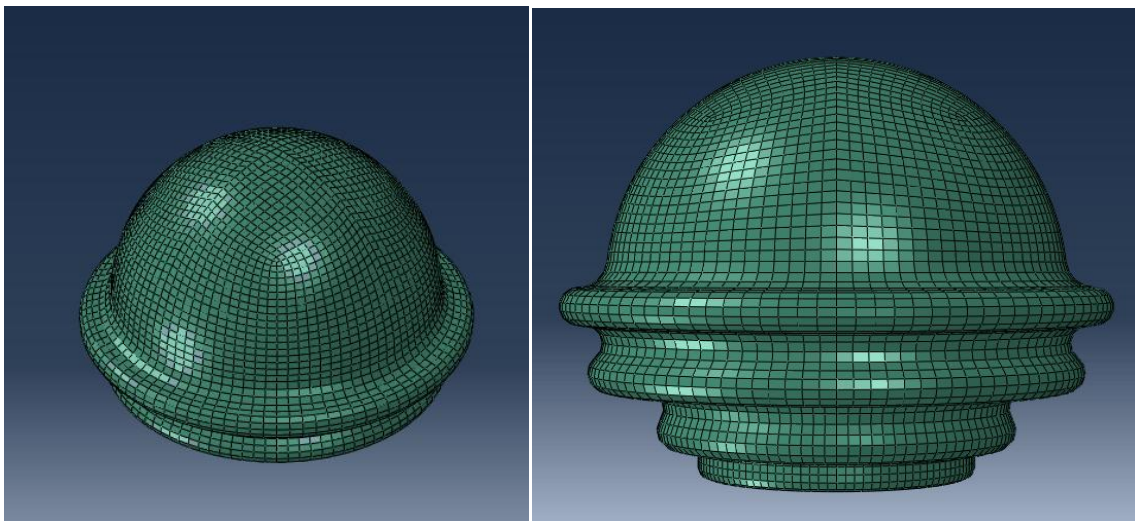


Fig. IV.1. Illustration de maillage de la tête.

Tableau IV.3. Résultats du maillage

Instance Name	Eléments	Nœuds	type de maillage
Tête fémorale	89662	97206	C3D8R

IV.6. Chargements :

IV.6.1. Chargement au poids du corps.

On se met dans la position critique où le sujet repose sur une seule jambe celle ayant subi une implantation de prothèse totale de hanche pendant la marche en majorant ainsi le chargement au poids du corps.

Nous avons appliqué une force de 1000 N comme illustré dans la **figure IV.2.**

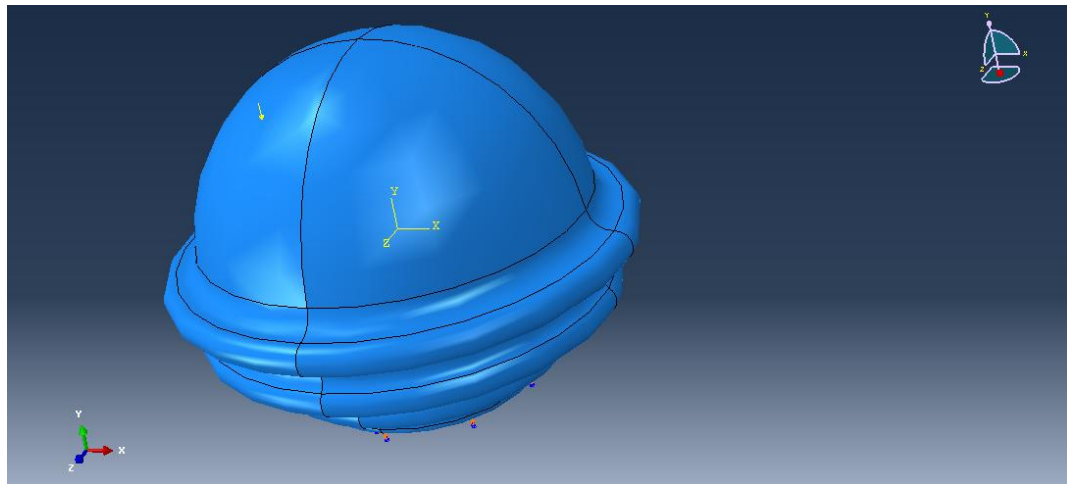


Fig. IV.2. Chargement et conditions aux limites.

IV.6.1.1. Résultats :

IV.6.1.1.1. Déformation suivant les axes ox, oy et oz

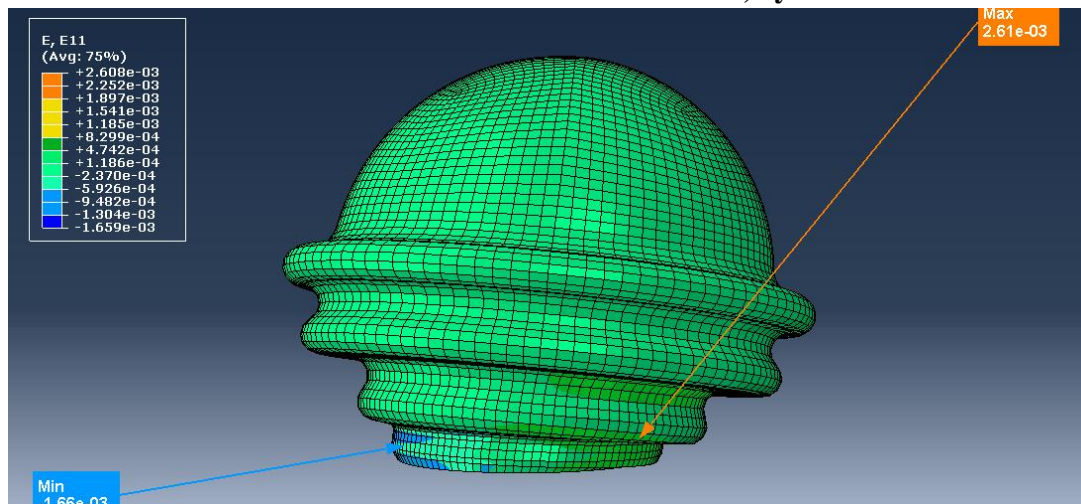


Fig. IV.3. Déformation suivant l'axe ox.

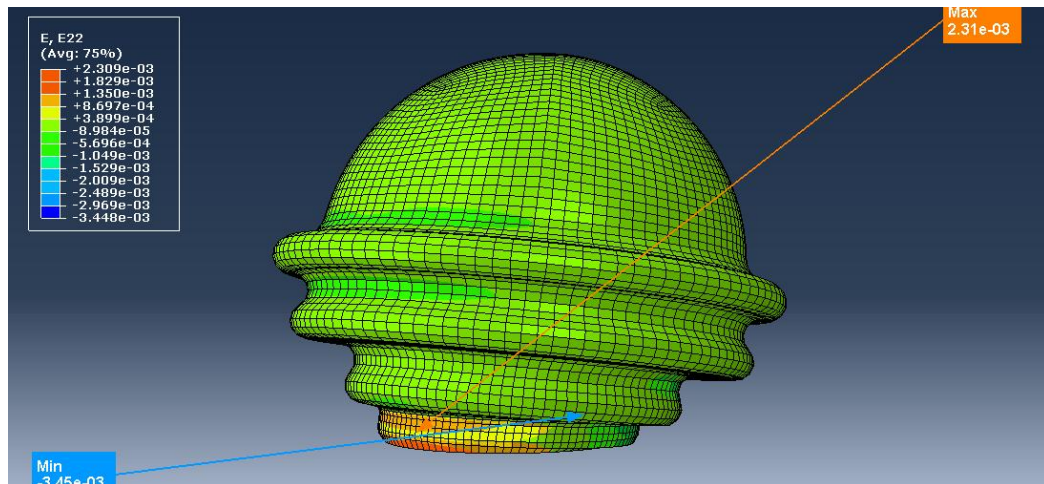


Fig. IV.4. Déformation suivant l'axe oy.

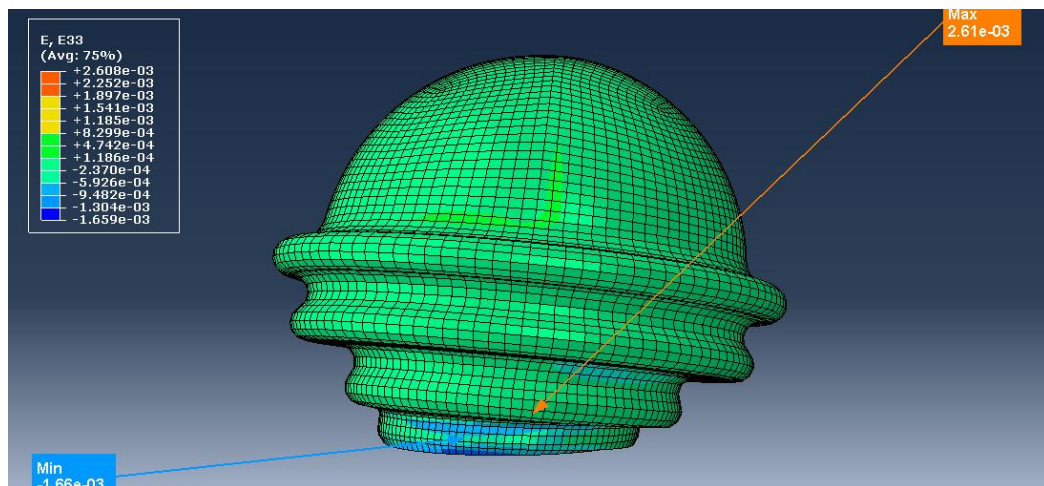


Fig. IV.5. Déformation suivant l'axe oz.

IV.6.1.1.2. Contrainte de Von Mises :

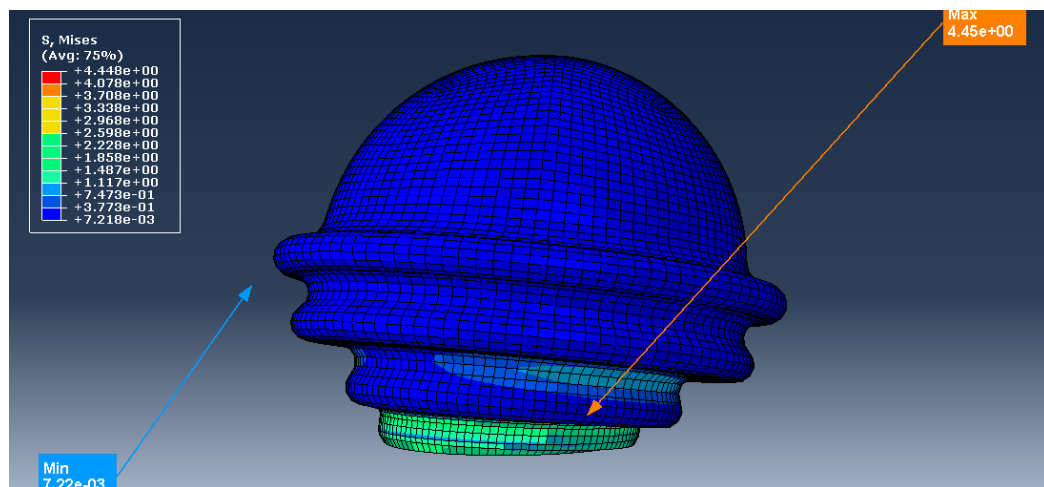


Fig. IV.6. Contrainte de Von Mises.

IV.6.1.1.3. Déplacement suivant les axes ox ,oy et oz

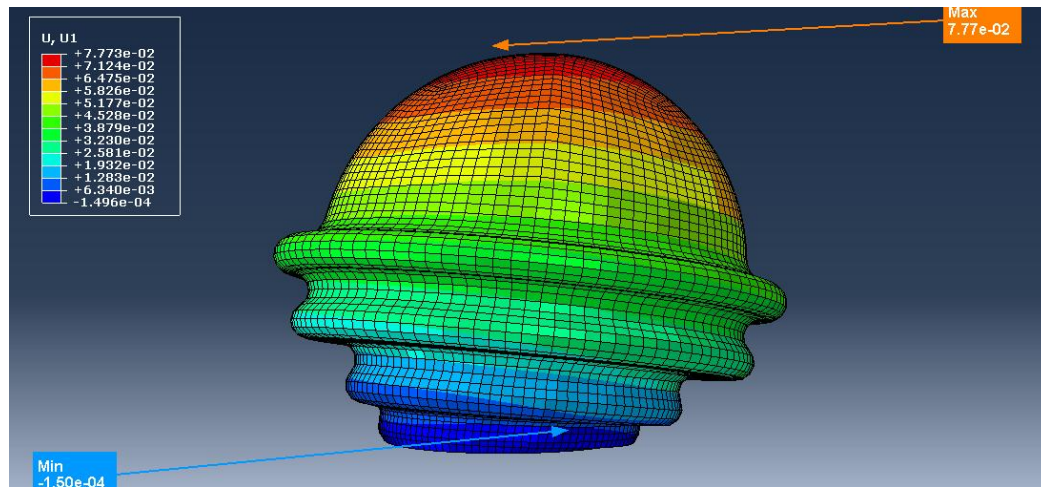


Fig. IV.7. Déplacement suivant l'axe ox.

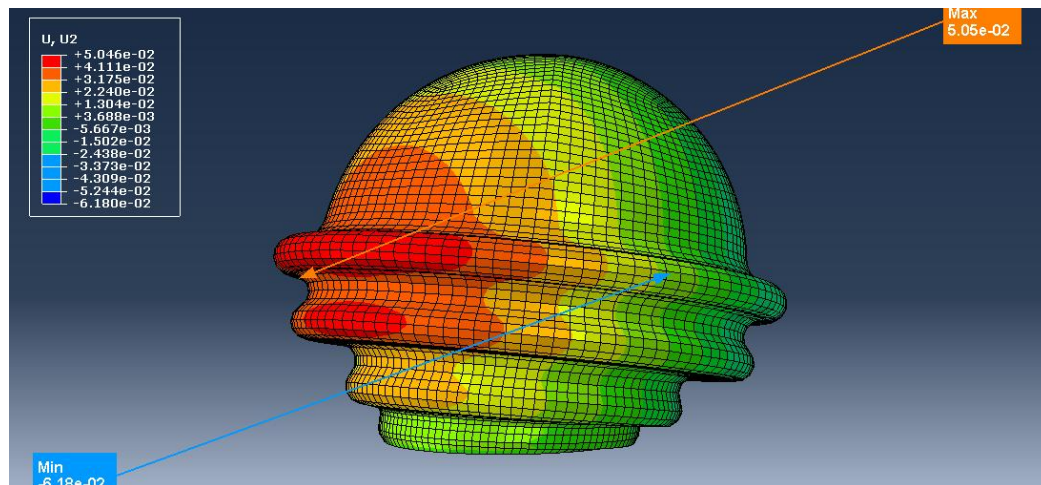


Fig. IV.8. Déplacement suivant l'axe oy.

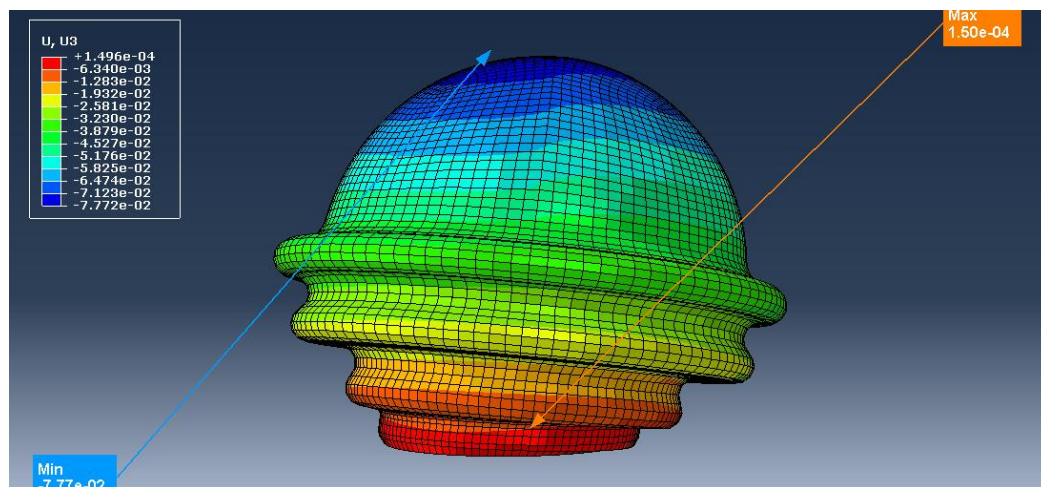


Fig. IV.9. Déplacement suivant l'axe oz.

IV.6.1.2. Interprétations des résultats

Examinant les figures (IV.3, IV.4, IV.5), on constate que les déformations au niveau de la partie inférieure prennent des valeurs de déformation maximales sous l'effet des forces de poids engendrées qui peuvent être justifiées par la géométrie creuse de ce dernier (géométrie cylindrique), par contre on remarque l'absence de la déformation dans la partie hémisphérique (pleine de la matière).

La figure IV.6. montre la répartition de la contrainte équivalente de Von Mises, la valeur maximale de la contrainte équivalente de Von Mises est de 4.48 KPa, cette valeur est inférieure à la limite élastique de silicone ce qui veut dire que le matériau et la géométrie choisis restent dans le domaine élastique pour un poids de 100Kg.

En examinant les figures (IV.7, IV.8, IV.9), on constate que les déplacements suivant les deux axes ox , oy et oz sont énormes ($7.77 \cdot 10^{-2}$ m, $5.05 \cdot 10^{-2}$ m et $1.5 \cdot 10^{-4}$ m) on peut maîtriser ces déplacements en renforçant la silicone par des fibres.

IV.6.2. Chargement au moment intersegmentaire.

Dans cette section nous allons étudier le cas de chargement de la prothèse faisons fixer la partie hémisphérique et appliquer le moment autour du centre de la tête, en focalisant notre attention sur les points d'application des moments (voir figure IV.10).

Nous avons choisi une amplitude maximale de 1Nm/Kg en flexion dans la position marche et 0.7 Nm/Kg en abduction à la montée d'escalier, l'amplitude minimale atteint 0.02 Nm/Kg et 0.03 Nm/Kg en rotation externe dans la position marche et montée d'escalier (voir chapitre I). Les résultats obtenus montrent une vue globale sur l'influence des moments sur le comportement mécanique de la silicone regardons les déplacements, déformations et contraintes.

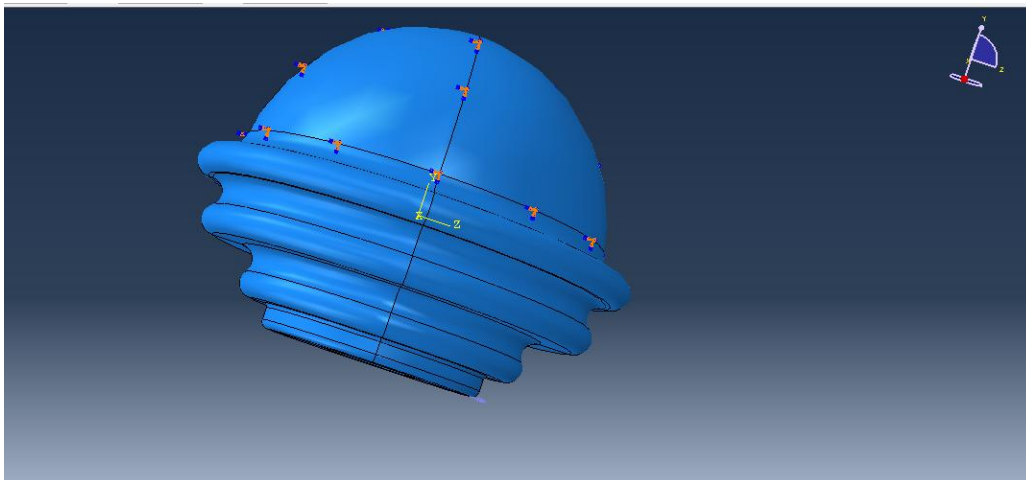


Fig. IV.10. Chargement et conditions aux limites.

IV.6.2.1. Résultats et interprétations

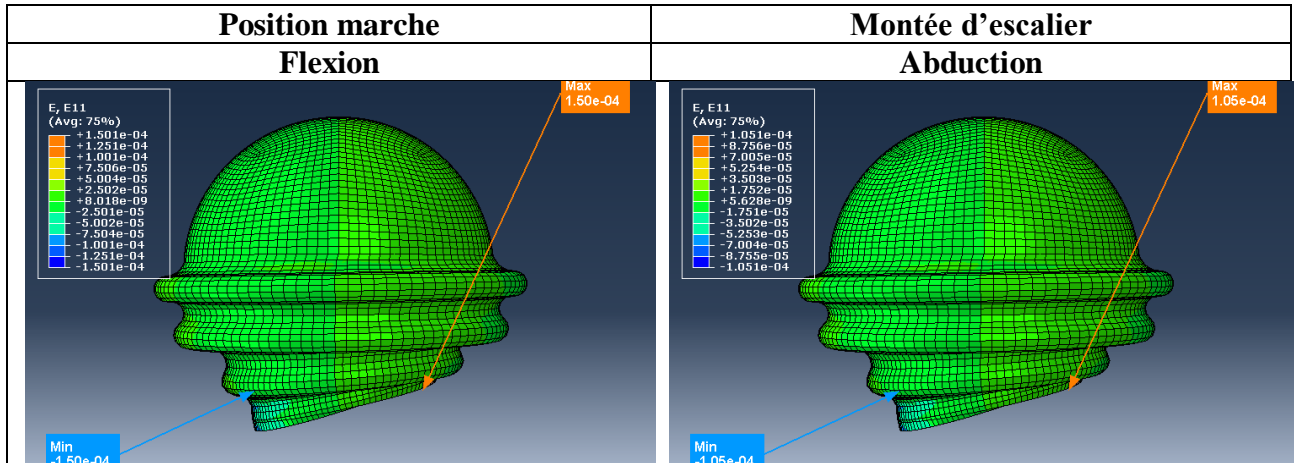


Fig. IV.11. Déformation suivant l'axe ox.

Fig. IV.14. Déformation suivant l'axe ox.

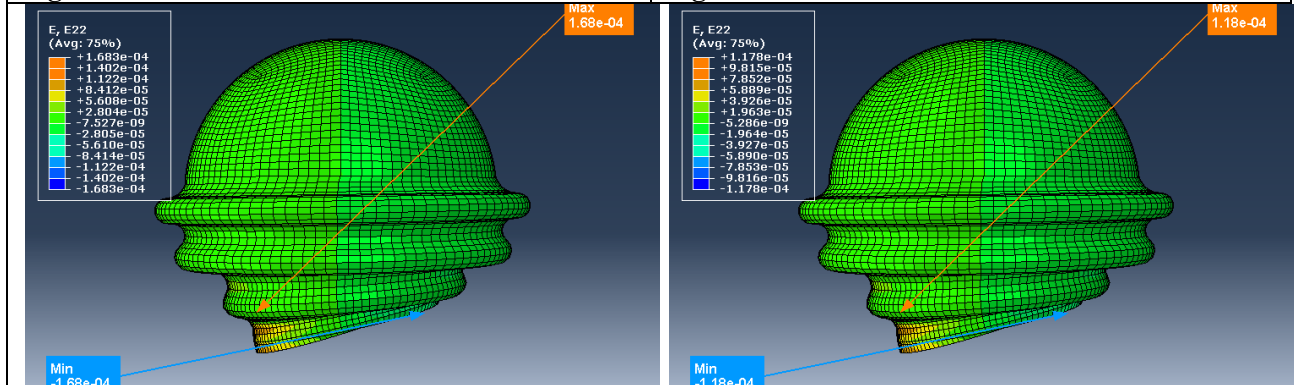


Fig. IV.12. Déformation suivant l'axe oy.

Fig. IV.15. Déformation suivant l'axe oy.

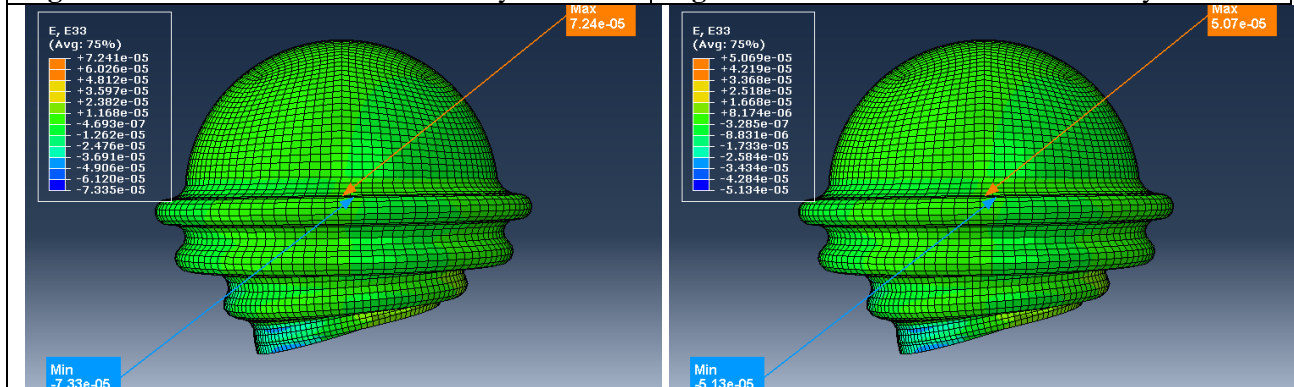


Fig. IV.13. Déformation suivant l'axe oz.

Fig. IV.16. Déformation suivant l'axe oz.

Les déformation maximales engendrés par le moment dans les deux positions en marche, et en montée d'escalier pour chaque axe sont données par le tableau suivant :

Tableau VI.4 : Déformation maximale en position marche et en monté d'escalier.

Axes	Déformation maximale (marche)	Déformation maximale (monté d'escalier)
ox	$1.5 \cdot 10^{-4}$	$1.05 \cdot 10^{-4}$
oy	$1.68 \cdot 10^{-4}$	$1.18 \cdot 10^{-4}$
oz	$7.24 \cdot 10^{-5}$	$5.07 \cdot 10^{-5}$

En observe que la déformation en marche est importante par rapport à la déformation à la montée d'escalier car le moment fournis par les muscle de la hanche en marche est grand par rapport au moment pour la montée d'escalier.

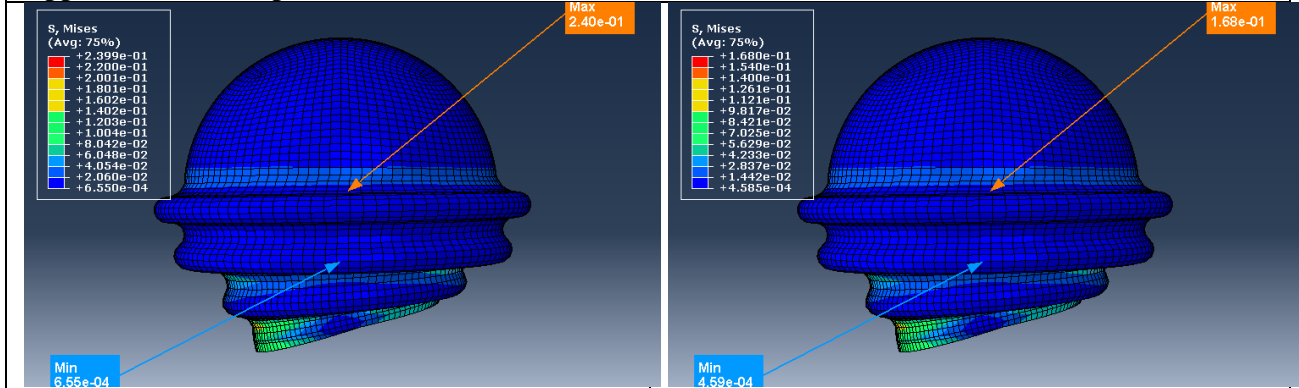


Fig. IV.17. Contrainte de Von Mises.

Fig. IV.18. Contrainte de Von Mises.

Les deux figures montrent la répartition de la contrainte équivalente de Von Mises, les valeurs maximales de la contrainte équivalente de Von Mises dans les deux cas marche et montée d'escalier sont respectivement $2.40 \cdot 10^{-1}$ KPa et $1.68 \cdot 10^{-1}$ KPa, ces valeurs sont inférieure à la limite élastique de la silicone ce qui veut dire que le matériau et la géométrie choisi reste dans le domaine élastique pour ces moments inter segmentaire.

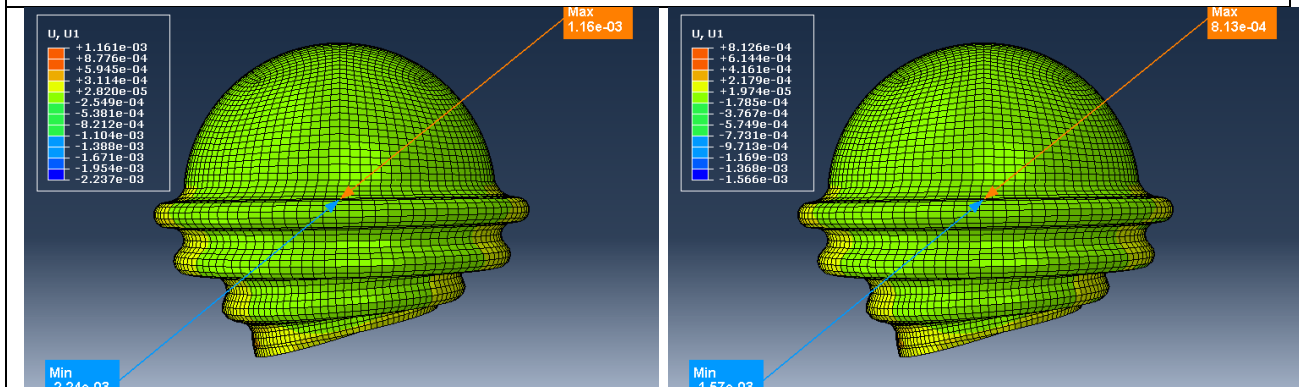


Fig. IV.19. Déplacement suivant l'axe ox.

Fig. IV.22. Déplacement suivant l'axe ox.

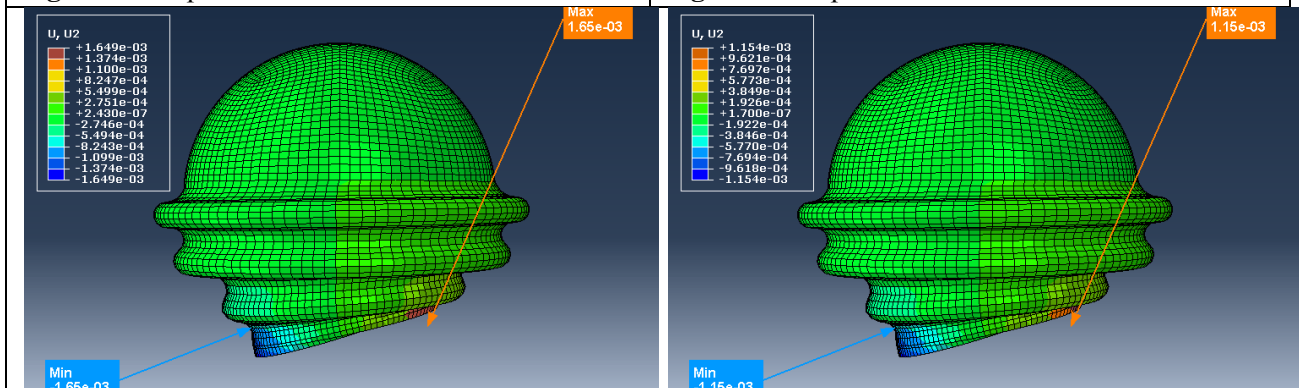


Fig. IV.20. Déplacement suivant l'axe oy.

Fig. IV.23. Déplacement suivant l'axe oy.

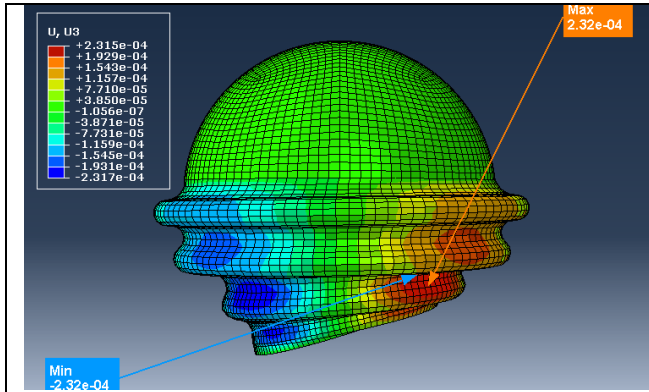


Fig. IV.21. Déplacement suivant l'axe oz.

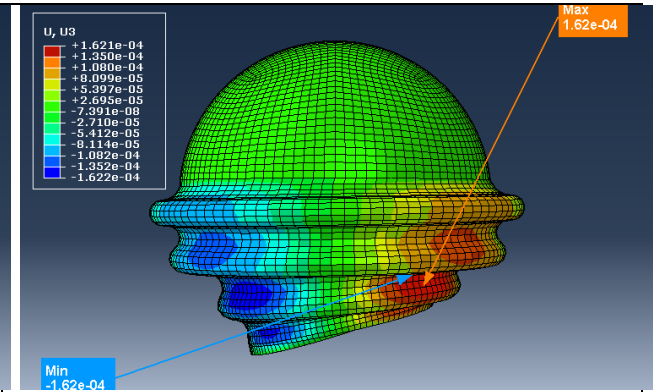


Fig. IV.24. Déplacement suivant l'axe oz.

Les déplacements maximaux engendrés par le moment dans les deux positions en marche, et en montée d'escalier pour chaque axe sont données par le tableau suivant :

Tableau VI.5 : Déplacement maximale en position marche et en monté d'escalier.

Axes	Déplacement maximale (marche)	Déplacement maximale (montée d'escalier)
ox	$1.16 \cdot 10^{-3}$	$8.13 \cdot 10^{-5}$
oy	$1.65 \cdot 10^{-3}$	$1.15 \cdot 10^{-3}$
oz	$2.32 \cdot 10^{-4}$	$1.62 \cdot 10^{-4}$

En observe que le déplacement en marche est important par rapport à la déformation à la montée d'escalier car le moment fournis par les muscles de la hanche en marche est grand par rapport au moment pour la montée d'escalier.

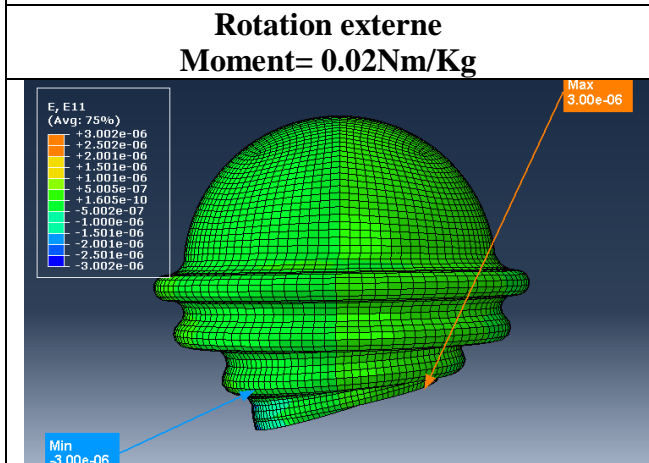


Fig. IV.25. Déformation suivant l'axe ox.

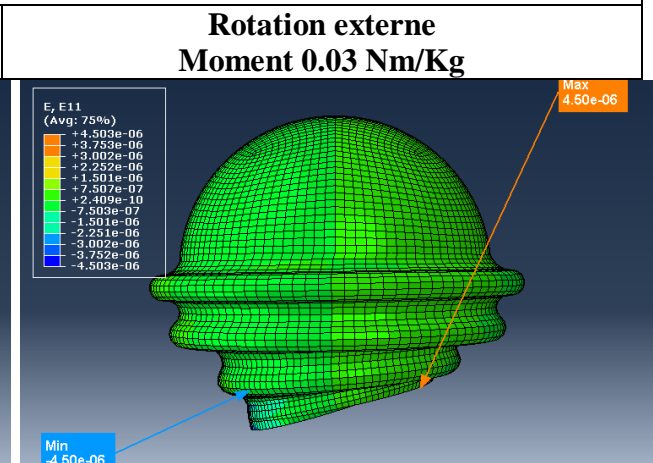


Fig. IV.28. Déformation suivant l'axe ox.

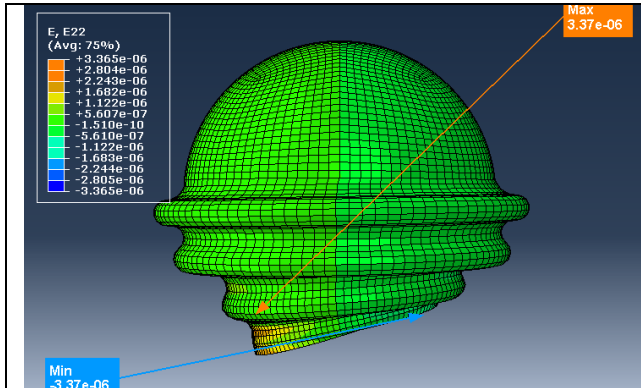


Fig. IV.26. Déformation suivant l'axe oy.

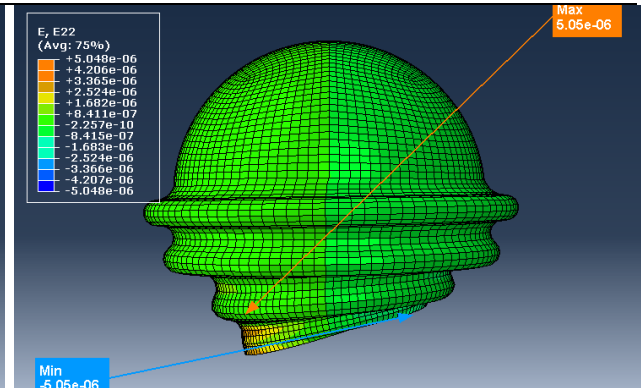


Fig. IV.29. Déformation suivant l'axe oy.

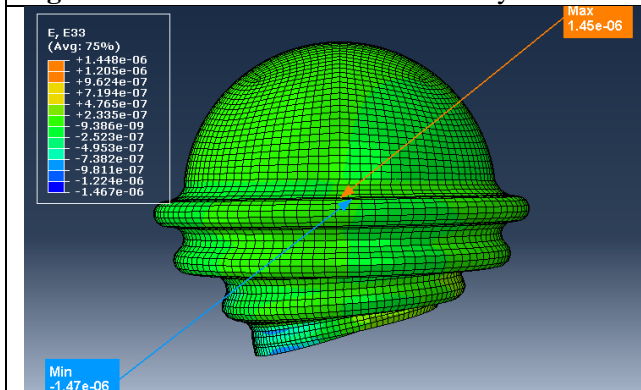


Fig. IV.27. Déformation suivant l'axe oz.

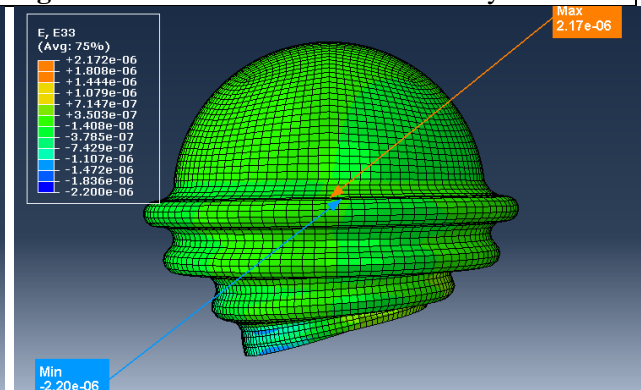


Fig. IV.30. Déformation suivant l'axe oz.

Les déformation maximales engendrés par le moment dans les deux positions en marche, et en montée d'escalier pour chaque axe sont données par le tableau suivant :

Tableau VI.6 : Déformation maximale en position marche et en monté d'escalier.

Axes	Déformation maximale (marche)	Déformation maximale (monté d'escalier)
ox	$3.00 \cdot 10^{-6}$	$4.50 \cdot 10^{-6}$
oy	$3.37 \cdot 10^{-6}$	$5.50 \cdot 10^{-6}$
oz	$1.45 \cdot 10^{-6}$	$2.17 \cdot 10^{-6}$

En observe que la déformation en monée d'escalier est importante par rapport à la déformation en marche car le moment fournis par les muscle de la hanche en montée d'escalier est grand par rapport au moment pour la marche.

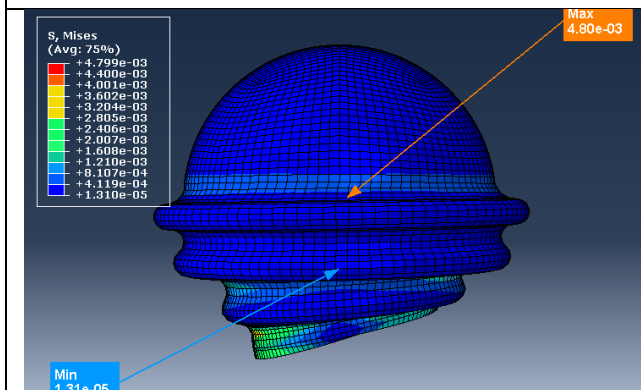


Fig. IV.31. Contrainte de Von Mises.

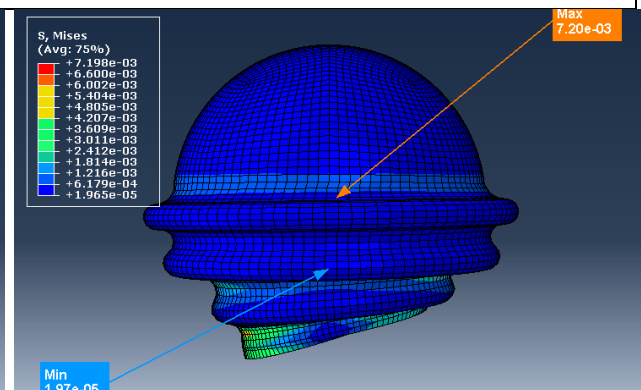


Fig. IV.32. Contrainte de Von Mises.

Les deux figures montrent la répartition de la contrainte équivalente de Von Mises, les valeurs maximales de la contrainte équivalente de Von Mises dans les deux cas marche et montée d'escalier sont respectivement $4.80 \cdot 10^{-3}$ KPa et $7.20 \cdot 10^{-3}$ KPa, ces valeurs sont inférieures à la limite élastique de la silicone ce qui veut dire que le matériau et la géométrie choisis restent dans le domaine élastique pour ces moments inter segmentaire.

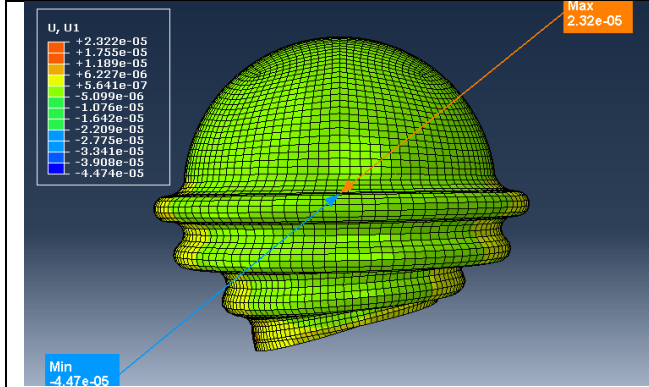


Fig. IV.33. Déplacement suivant l'axe ox.

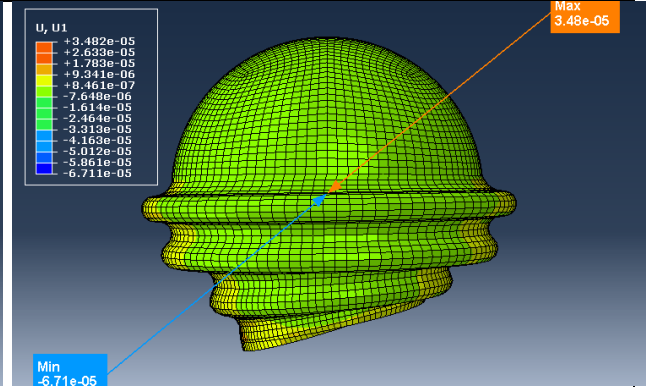


Fig. IV.36. Déplacement suivant l'axe ox.

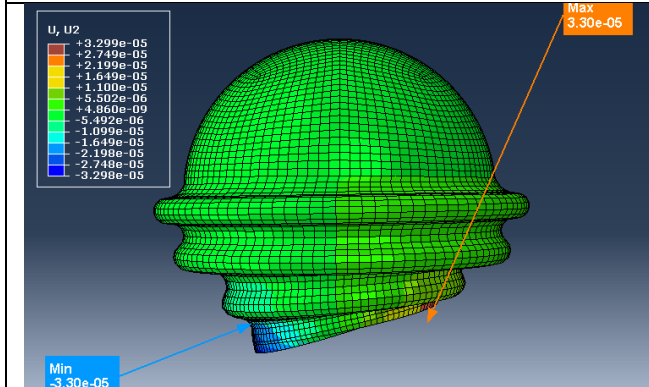


Fig. IV.34. Déplacement suivant l'axe oy.

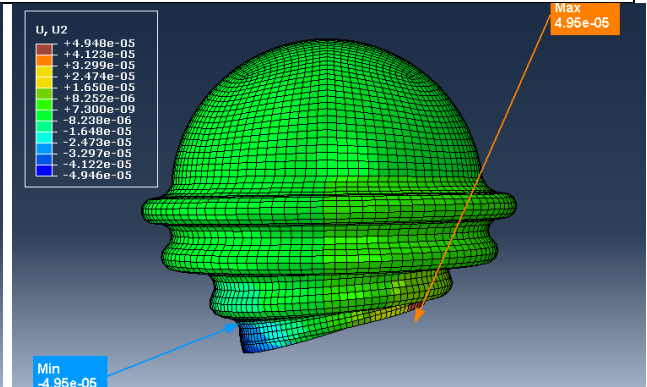


Fig. IV.37. Déplacement suivant l'axe oy.

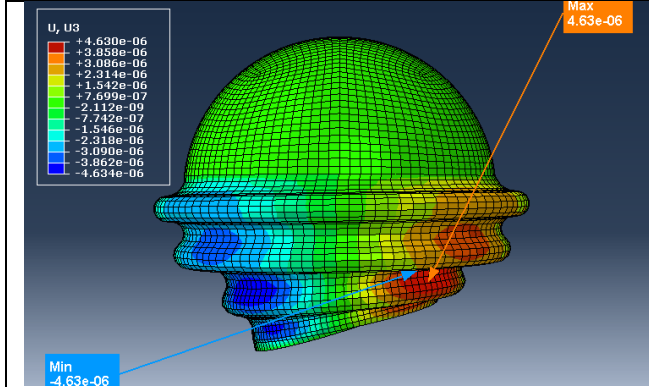


Fig. IV.35. Déplacement suivant l'axe oz.

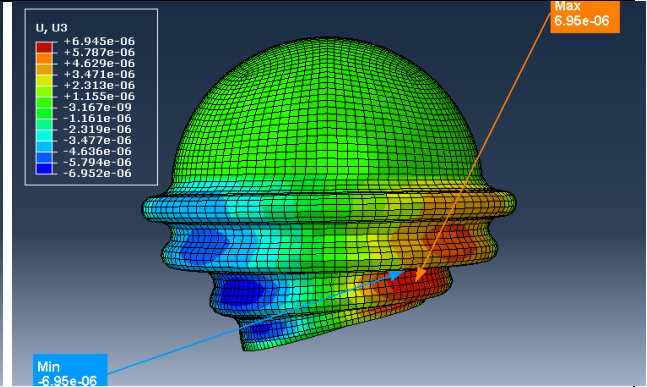


Fig. IV.38. Déplacement suivant l'axe oz.

Les déplacements maximaux engendrés par le moment dans les deux positions en marche, et en montée d'escalier pour chaque axe sont données par le tableau suivant :

Tableau VI.7 : Déplacement maximale en position marche et en montée d'escalier.

Axes	Déplacement maximale (marche)	Déplacement maximale (montée d'escalier)
ox	$3.32 \cdot 10^{-5}$	$3.48 \cdot 10^{-5}$
oy	$3.30 \cdot 10^{-5}$	$4.95 \cdot 10^{-5}$
oz	$4.63 \cdot 10^{-6}$	$6.94 \cdot 10^{-6}$

En observe que la déplacement en montée d'escalier est importante par rapport à la déformation à la marche car le moment fournis par les muscle de la hanche en montée d'escalier est grand par rapport au moment pour la marche.

IV.6.3. Chargement au couple de force.

Dans cette section nous allons étudier le cas de chargement de la prothèse faisons fixer la partie hémisphérique et appliquer un couple de force autour de centre de la tête (voir figure **IV.39**).

Nous avons choisi un couple de force de 10 Nm par rapport au centre de la tête , ce test a pour objectif d'analyser l'influence du couple de force sur la déformation, contrainte équivalente de Von Mises et les déplacements sur les trois axes ox, oy, oz.

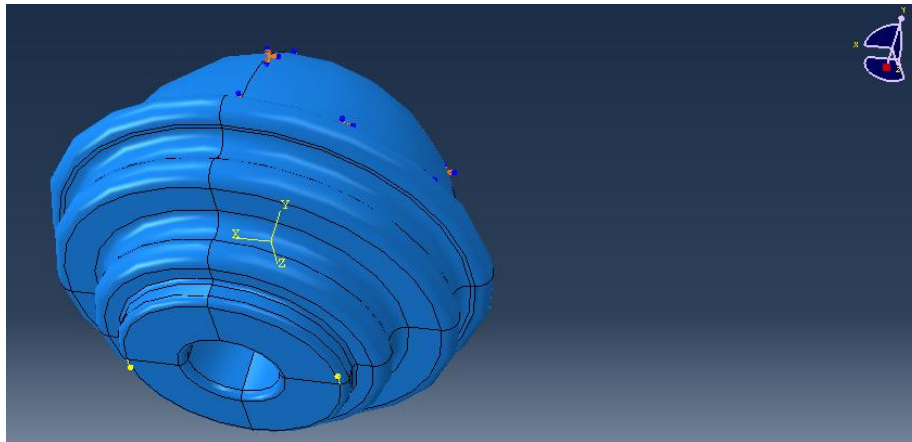


Fig. IV.39. Chargement et conditions aux limites.

IV.6.3.1. Résultats et interprétations

IV.6.3.1.1. Déformation suivant les trois axes ox,oy et oz

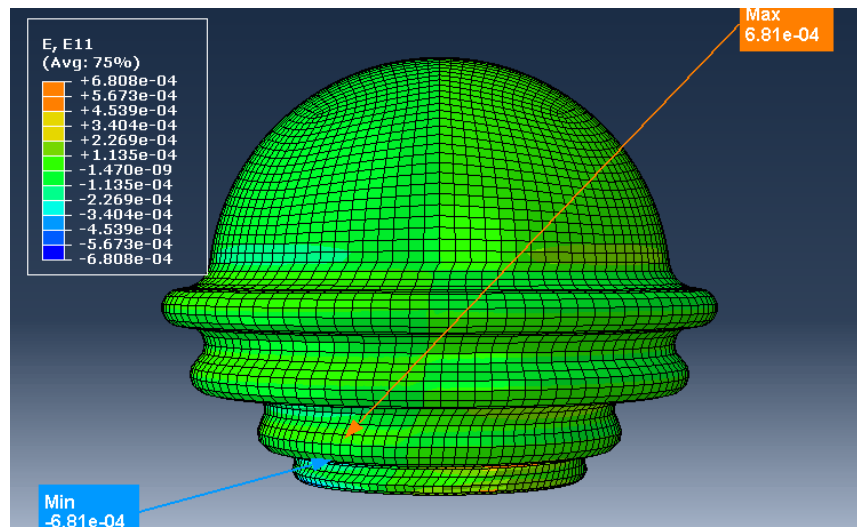


Fig. IV.40. Déformation suivant l'axe ox.

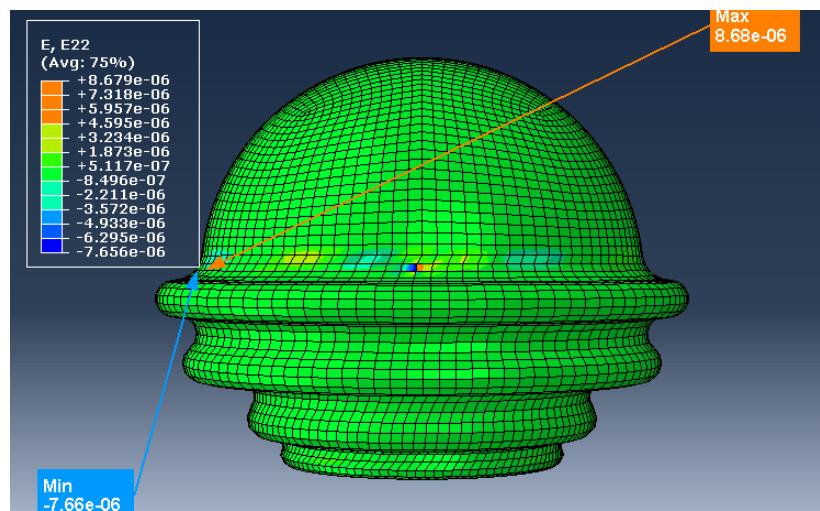


Fig. IV.41. Déformation suivant l'axe oy.

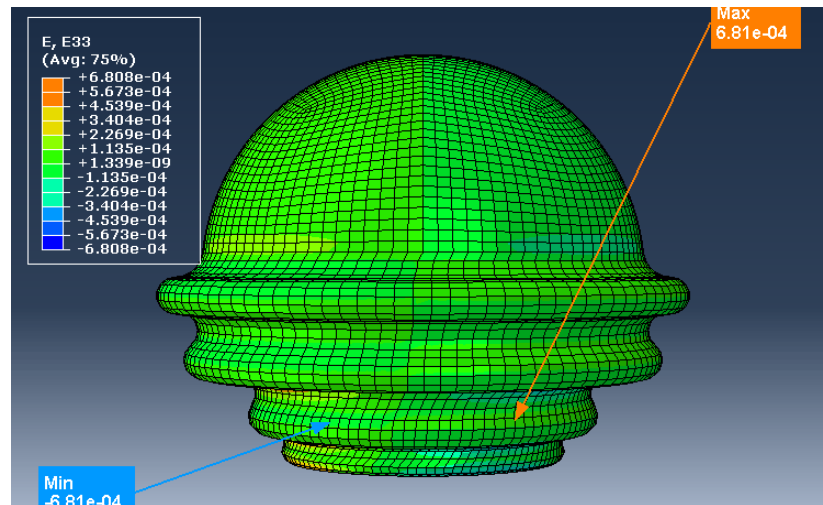


Fig. IV.42. Déformation suivant l'axe oz.

En examinant les figures (IV.40, IV.41, IV.42), on constate que les déformations au niveau de la partie inférieure prennent des valeurs de déformation importantes sous l'effet des forces de couple engendrées, ces déformations peuvent être justifiées par la géométrie creuse (géométrie cylindrique), par contre on remarque l'absence de déformation dans la partie hémisphérique (pleine de la matière).

IV.6.3.1.2. Contrainte de Von Mises.

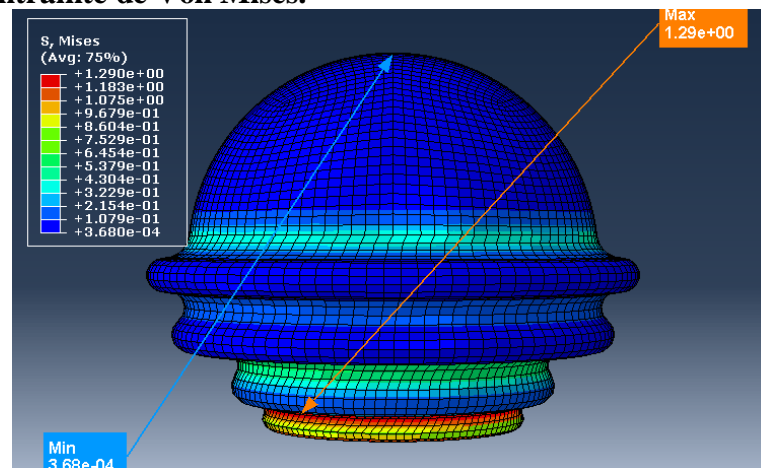


Fig. IV.43. Contrainte de Von Mises.

La figure IV.43. montre la répartition de la contrainte équivalente de Von Mises, la valeur maximale de la contrainte équivalente de Von Mises est de 1.29 KPa, cette valeur est inférieure à la limite élastique de la silicone ce qui veut dire que le matériau et la géométrie choisis restent dans le domaine élastique pour un couple de 10 Nm.

IV.6.3.1.3. Déplacement suivant les axes ox, oy et oz

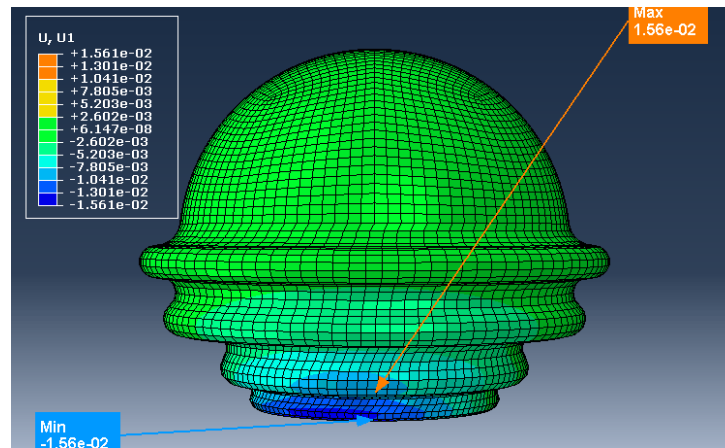


Fig. IV.44. Déplacement suivant l'axe ox.

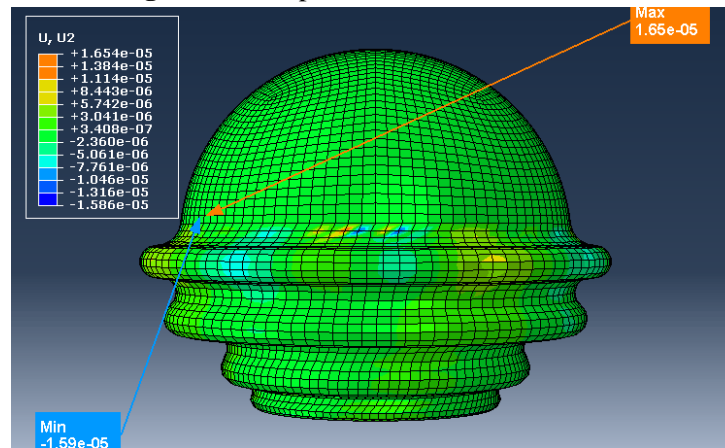


Fig. IV.45. Déplacement suivant l'axe oy.

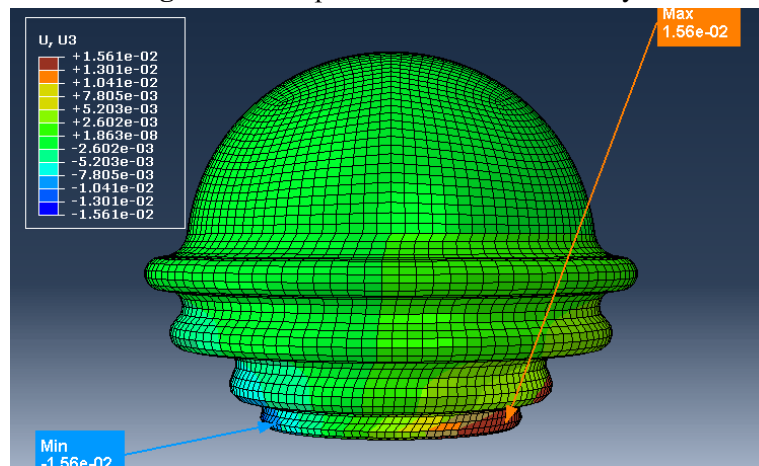


Fig. IV.46. Déplacement suivant l'axe oz.

En examinant les figures (IV.44, IV.45, IV.46), on constate que les déplacements suivant les deux axes ox et oz sont énormes ($1.5 \cdot 10^{-2}$ m et $1.56 \cdot 10^{-2}$ m) on peut maîtriser ces déplacements en renforçant la silicone par des fibres.

Conclusion

Dans ce chapitre nous avons étudié l'influence de force de poids, moments inter-segmentaires de hanche et couple de force qui sont appliquées sur la déformation, déplacement et contrainte équivalente de Von Mises de la partie inférieure de la tête.

Les résultats qui sont obtenus prouvent que la silicone est une matière qui peut entrer dans la réalisation de notre nouvelle prothèse totale de hanche comme matière de matrice d'un matériau composite.

Pour maîtriser les mouvements de la hanche il faut limiter les déplacements de notre matériau donc le renforcer à l'endroit avec des fibres d'une façon assurée la mobilité de la hanche, et la compression par l'injection d'une graisse biocompatible.

Conclusion générale et perspectives

Ce travail avait pour objectif d'étudier une nouvelle prothèse totale de hanche. La démarche de la recherche de cette étude s'est articulée autour de deux axes principaux

En premier lieu nous avons basé sur l'anatomie de l'articulation coxo-fémorale pour mieux comprendre la géométrie et la mobilité de hanche ce premier travail nous permet de modéliser une nouvelle conception de prothèse totale avec des dimensions très proche à la tête fémorale native.

En deuxième lieu, après une étude approfondie sur tous qui est concerne les prothèses totales de hanche nous avons constaté que les matériaux pas encore satisfais l'évolution des concepteurs surtout les problèmes d'usure, pour cette raison notre conception a éliminé le couple de frottement et nous avons basé sur les matériaux viscoélastique. De plus, les récentes avancées informatiques en matière de calcul hautes performances nous ouvrent de nouveaux horizons pour simuler numériquement ces problèmes complexes, et encore mal compris, avec un degré de réalisme élevé.

L'étude la conception d'une nouvelle prothèse de hanche a été réalisée à l'aide de logiciel puissant (Abaqus 6.10)

Après plusieurs tests nous avons trouvé que la silicone peut être prise comme référence de matériau qui représente une solution acceptable. Sans toute fois dire que c'est la solution idéale (voir les problèmes médicaux de silicone)

Les principales conclusions de ce travail peuvent être résumées comme suit :

- Le risque de luxation semble nulle, la tige fémorale est emboîté dans la tête fémorale avec système de fixation efficace et simple à l'utilisation (collier élastique).
- Pas d'usure (pas de frottement parce que pas de couple de frottement).
- Un des principaux avantages de notre prothèse totale de hanche consiste en la préservation du stock osseux fémorale (le diamètre d'une tête fémorale prothétique proche du diamètre natif)
- En cas d'échec, la reprise chirurgicale s'avère relativement facile. En effet, il suffit alors de réaliser l'ostéotomie du col (pièce fémorale en place ou non) et d'implanter un pivot fémoral. En cas de défaillance isolée de la pièce fémorale (fracture du col)
- Prothèse léger et souple par rapport aux autres prothèses totales de hanche (matériau viscoélastique amortie le choc).

Enfin ce travail sera poursuivi en examinant la conception géométrique qui fera intervenir les professionnels de la santé pour une conception optimale. L'équipe Biomécanique du Laboratoire LRP s'est fixé l'objectif de création d'une nouvelle PTH révolutionnaire. Des professeurs en l'orthopédie ont donné leur accord pour une large collaboration. Nos ambitions sont grandes et nous visons un **Brevet**.

- [1] F. Laude, P. Moreau, P. Vié .Arthroplastie Totale De Hanche Par Voie Antérieure De Hueter Mini-Invasive. Maîtrise Orthopédique n°178 - novembre 2008.
- [2] The Pediatric Spine: principles and practice. New York, SL Wenstein, Editor.
- [3] Physiologie articulaire - Membre inférieur. Editions Maloine Paris, 5ème édition.
- [4] Anatomie de l'appareil locomoteur. Paris, Flammarion
- [5] Gray's Anatomy of the Human Body. <http://www.bartleby.com> .
dernier accès septembre 2009
- [6] A digital library of anatomy information. www.anatomyatlases.org/ dernier accès septembre 2009
- [7] http://www.monprofdegym.com/hanche_os.html dernier accès septembre 2009
- [8] www.brazoria-county.com/sheriff/id/skeletal/lower-limb-bones/left_femur_proximal.htm dernier accès septembre 2009
- [9] http://www.biovere.com/cart/images/V2050_bone_structure.jpg
dernier accès septembre 2009
- [10] <http://www.abdn.ac.uk/physics/px4007/2004/spinal2.hti>
dernier accès septembre 2009
- [11] http://easy-look.fr/anatomie_descriptive/muscle_cuisse.php
dernier accès septembre 2009
- [12] Physiologie articulaire du membre inferieur. Paris, Maloine.
- [13] Kerboull M. Traitement des descellements fémoraux aseptiques des prothèses totales de hanche. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, Conférences d'enseignement 1996 : 1-17.
- [14] Jones J.R, Hench L.L, Biomedical materials for new millennium: perspective on the future, Materials Science and Technology Vol.17, p 891-900.2001.
- [15] Prothèses totales de la hanche:évaluation du choix de la prothèse et des techniques opératoires, ANAES, octobre 2001.
- [16] Evaluation des prothèses de hanche, révision des descriptions génériques de la liste de produits et prestations remboursables « implants articulaires de hanche » septembre 2007
- [17] T. Ilchmann, L. Markovic, A. Joshi, K. Hardinge, J. Murphy, H. Wingstrand, Migration and wear of long-term succesful Charnley total hip replacements, The journal of bone and joint surgery 80B N°3, May 1998.
- [19] B. Masson, M. Dietrich, J.Y. Lazennec, Y. Catonné, expérience et avenir : de la céramique classique à la céramique composite, Maîtrise Orthopédique n°149 - décembre 2005.
L. L. Hench, The challenge of orthopaedic materials, Current Orthopaedics, Volume 14, Issue 1, p.7-15, January 2000.
- [20] Samir Hamza, Guy Pluvinage, Zitouni Azari, Joseph Gilgert, Noureddine Slimane. Comportement à la fatigue cyclique de disques en biocéramiques sollicités en compression diamétrale M écanique & Industries 6, 145–154 (2005).
- [21] <http://www.prothese-hanche.net/operation-hanche/prothese-totale-hanche.htm>
dernier accès octobre 2009.
- [22] Henri Migaud, Julien Girard, Olivier May, Marc Soenen, Yannick Pinoit, Philippe Laffargue, Gilles Pasquier, Les arthroplasties de hanche aujourd'hui : principaux matériaux, voies d'abord, *Revue du Rhumatisme* 76 (2009) 367–373.
- [23] P. Triclot, Prothèses totales de hanche avec couple de frottement métal/métal à haute teneur en carbone. Résultats à 12 ans minimum d'une série continue, *Revue de chirurgie orthopédique et traumatologique* (2009) 95S, S85—S91.
- [24] Dr K. De Smet, La prothèse totale de hanche chez le sujet jeune, Orthopedic forum, le 23 juin 2000.

- [25] Christian Delaunay, Prothèse totale de Charnley, où en est aujourd'hui le « Gold-Standard » de l'arthroplastie primaire de la hanche ? *Maîtrise Orthopédique* n°83 - avril 1999.
- [26] SYNAVE J, ROSSET P, tige fémorale de reprise avec revêtement complet d'hydroxyapatite, 75 cas de tiges anatomiques fabriquées sur mesure avec un recul médian de 4 ans, *ANN. ORTHOP. OUEST* - 2003 - 35 -129 à 138.
- [27] V. Chatal, Les biomatériaux, Fondation pour la recherche médicale, <http://www.frm.org/dossiers-193.htm>
- [28] Audrey PUSTOC'H, Élaboration d'un modèle mécanique de l'articulation de la hanche sous sollicitations dynamiques Application à l'étude de l'influence d'une orthèse podale sur une hanche arthrosique, Thèse de doctorat de l'université Claude Bernard - lyon 1 n° d'ordre : 299-2007.
- [29] Vincent Luboz, Chirurgie de l'exophtalmie dysthyroïdienne : planning et assistance au geste. Thèse de doctorat de l'institut national polytechnique de Grenoble. 19 Décembre 2003.

الميكانيكا الحيوية هي منطقة نشطة جدا من الأبحاث التي توفر حولا لمجموعة متنوعة ترتبط بالمشاكل الصحية (كسور، تآكل المفاصل...) مشاكل مفاصل الأوراك الاصطناعية لا يزال مفتوحا ويتطلب الكثير من العمل للوصول لتحقيق تصميم فعال و دائم.

في هذا السياق اقترحنا تصميم هندسي لمفصل الورك مستعملين في ذلك ماده لزجة مرنة تماما وهذا باستعمال برنامج التحليل Abaqus 6.10 الذي أعطانا نتائج مرضية مما يشجعنا على الاستمرار في هذا المجال، واقترح تحسينات على المواد المستخدمة والتصميم الهندسي.

Résumé

La biomécanique est un domaine de recherches très actives qui propose des solutions promoteurs à une variété des problèmes lies à la santé (fracture des os ,usure des articulation,...) les problèmes du prothèses totale de hanche est encore ouvert et nécessite beaucoup de travaille pour arriver à une conception efficace et durable.

Dans ce contexte nous avons proposé une conception géométrique d'une prothèse totale de hanche basé sur un matériau viscoélastique parfaitement élastique à l'aide du simulateur puissant Abaqus 6.10 qui nous a fournée des résultats satisfaisants qui nous encourage de continuer dans ce domaine et de proposer d'autre optimisation concernant le matériau utiliser ainsi que la conception géométrique.

Abstract

Biomechanics is a very active area of research that provides major solutions to a variety of problems related to health (fractures, joint wear, ...). problems of total hip prostheses is still open and requires a lot of work to achieve a sustainable and efficient design.

In this context we proposed a geometric design of a total hip replacement based on a viscoelastic material perfectly elastic with the powerful simulator Abaqus 6.10 provides satisfying results that's encourages us to continue in this area and to propose other optimization on the material used as well as the geometric design.