

**RÉPUBLIQUE ALGÉRIENNE DÉMOCRATIQUE ET POPULAIRE**  
**MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR**  
**ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE**

**UNIVERSITE ABDERRAHMANE MIRA BEJAIA**  
**FACULTÉ DE TECHNOLOGIE**  
**DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE**

MEMOIRE

PRÉSENTÉ POUR L'OBTENTION DU DIPLÔME DE

**MASTER**

FILIÈRE : GÉNIE MÉCANIQUE

SPÉCIALITÉ : FABRICATION MÉCANIQUE ET PRODUCTIQUE

PAR :

**ZEGGANE NADJET**

## Thème

---

**Conception d'une prothèse totale de la hanche couple plastique-  
plastique**

---

Soutenu le 28/06/2018 devant le jury composé de:

Mr. BENSAIDE. M

Président

Mr. HAMRI. O

Rapporteur

M<sup>ELLE</sup> ADJOUADI

Examineur

ANNÉE UNIVERSITAIRE 2017-2018

## Remerciements

*Je tiens à remercier Dr BELAMRI, Dr SAHALI, les médecines Mouhamed, Rahim pour leurs précieux conseils ainsi leurs disponibilité et pour tout l'intérêt qui a porté à mon travail.*

*Je désire remercier vivement Nassim, qui a été mon écoute et a été source de motivation dans les moments un peu difficiles.*

*Je réserve un remerciement tout spécial à mes parents qui exhortent à étudier et devenir ce que je suis.*

*Enfin, je remercie du fond du cœur certains amis qui sans le savoir je beaucoup aide moralement*

*Z. Nadjat*

*Dédicaces*

*A MES PARENTS*

*A Ma famille.*

*ZEGGANE Nadjat*

# SOMMAIRE

## PARTIE THEORIQUE

<b>INTRODUCTION GENERAL</b> .....	1
-----------------------------------	---

### *CHAPITRE I*

#### *ANATOMIE, ET LES FRACTURES De l'EPIPHYSE*

<b>I.1 Introduction</b> .....	3
<b>I.2 Repères anatomique de référence</b> .....	3
a. plan frontal.....	3
b. plan sagittal .....	3
c. plan transversal.....	3
<b>I.3 Hanche</b> .....	4
I.3.1 Os coxale .....	4
I.3.2 Cotyle .....	5
I.3.3 Fémur .....	5
I.3.3.1 Diaphyse .....	6
I.3.3.2 Epiphyse proximale .....	6
I.3.3.3 Tête fémorale.....	6
I.3.3.4 Col fémorale.....	6
<b>I.4 Moyens d'union de la hanche</b> .....	7

I.4.1 Moyens passive .....	7
I.4.1.1 Les ligaments .....	7
I.4.1.1.1 Ligament ilio- fémurale *lig de BERTN *.....	8
I.4.1.1.2 Ligament pubo-fémurale.....	9
I.4.1.1.3 Ligament ischio-fémorale.....	10
I.4.1.1.4 Ligament rond (lig de la fémorale).....	11
I.4.1.2 Capsule articulaire .....	11
I.4.2 Moyens actifs .....	12
I.4.2.1 Muscle de la hanche.....	12
<b>I.5 La description du tissu osseux.....</b>	<b>13</b>
<b>I.6 Bourses synoviales péri articulaire.....</b>	<b>14</b>
I.6.1 Le rôle de bourses.....	14
<b>I.7 Anatomie fonctionnel.....</b>	<b>14</b>
I.7.1 Dynamique articulaire .....	14
I.7.1.1 La position anatomie de référence.....	14
I.7.1.2 Position de repos .....	15
I.7.1.3 La position fonction .....	15
I.7.1.4 La fixation .....	15
I.7.1.5 Extension .....	16
I.7.1.6 D'abduction .....	17
I.7.1.7 D'adduction .....	17
I.7.1.8 Rotation medio- latérale (ou rotation interne, et externe) .....	18
<b>I.8 Le problème, et des différentes fractures de l'épiphyse.....</b>	<b>19</b>

<b>I.9 La conclusion.....</b>	<b>20</b>
-------------------------------	-----------

## **CHAPITRE II**

### **BIOMATERIAU, LES COUPLES DE FROTTEMENT ET LA PROTHESE DE HANCHE.**

<b>II.1 Introduction .....</b>	<b>21</b>
<b>II.2 Prothèse totale de la hanche.....</b>	<b>21</b>
II.2.1 La cupule .....	22
II.2.2 La tête fémoral .....	22
II.2.3 La bille .....	22
II.2.4 La tige.....	22
<b>II.3 Le principe d'intervention .....</b>	<b>23</b>
<b>II.4 Biomatériaux .....</b>	<b>23</b>
II.4.1 Les matériaux .....	24
II.4.1.1 Titane .....	24
II.4.1.2 Alliage chrome cobalt .....	24
II.4.1.3 Les céramique.....	24
II.4.1.4 Polyéthylène .....	24
II.4.1.5 Métal-back .....	24
<b>II.5 La fixation et intervention chirurgicale.....</b>	<b>25</b>
II.5.1 Préparation de cotyle .....	25
II.5.2. La fixation de cupule .....	25
II.5.3. Insert .....	26

II.5.4. La tête .....	26
II.5.5. La préparation de fémur .....	26
II.5.6. La tige fémorale .....	26
<b>II.6 La stabilité .....</b>	<b>27</b>
<b>II.7 Les couple de frottement .....</b>	<b>27</b>
<b>II.8 La durée de vie .....</b>	<b>29</b>
<b>II.9 Le contrôle de dispositif mécanique .....</b>	<b>29</b>
<b>II.10 Complication tardives de la prothèse de hanche sur les deux plans mécanique et Médicale.....</b>	<b>29</b>
II.10.1 Usure .....	29
II.10.2 Descellement .....	29
<b>II.11 Cadre de l'étude .....</b>	<b>30</b>
<b>II.12 Les zones sensibles à la dégradation .....</b>	<b>31</b>
<b>II.13 Conclusion .....</b>	<b>32</b>

## **PARTIE PRATIQUE**

### ***CHPITRE III***

#### ***DESSIN, LA CONCEPTION ET LA MODALISATION UNE NOUVELLE PROTHESE***


##### ***DE HANCHE.***

<b>III.1 Introduction .....</b>	<b>33</b>
<b>III.2 La conception d'une prothèse totale de la hanche .....</b>	<b>34</b>
<b>III.3 Modélisation .....</b>	<b>34</b>
III.3.1 La représentation et les caractéristique des matériaux.....	34
III.3.1.1 Polyéthylène haut densité (PE-HD).....	34

III.3.1.2 Résine polyester.....	34
III.3.1.3 Alliage de titan.....	35
III.3.2.1 La modélisation de la tige fémorale.....	35
III.3.2.2 La modalisation de la tête fémorale .....	36
III.3.2.3 La modélisation de l'insert .....	37
III.3.2.4 La modélisation de la cupule .....	37
III.3.2.5 La vis corticale .....	38
<b>III.4 Le maillage .....</b>	<b>38</b>
III.4.1 Le maillage de la tige fémorale .....	39
III.4.2 Le maillage du bill .....	40
III.4.3 le maillage de l'insert .....	41
III.4.4 Le maillage de la cotyle .....	42
<b>III.5 La simulation des éléments de la prothèse du hanche .....</b>	<b>43</b>
III.5.1 La simulation de la tige fémorale .....	44
III.5.2 La simulation de la tête fémorale .....	45
III.5.3 La simulation du l'insert de la tête fémorale .....	46
<b>III.5.6 Principe d'implantation de la nouvelle prothèse de hanche .....</b>	<b>46</b>
<b>III.5.7 Conclusion .....</b>	<b>49</b>
<b>III.5.8 Conclusion générale .....</b>	<b>50</b>
<b>III.5.9 Bibliographie .....</b>	<b>51</b>



## LA LISTE DES FIGURES

<b>Figure.I.1</b> : repères globaux humain .....	1
<b>Figure.I.2</b> : Mouvements de la hanche autour des trois axes anatomiques : flexion/extension autour de l'axe médio-latéral ; adduction/abduction autour de l'axe antéro-supérieur ; rotation interne/rotation externe autour de l'axe vertical (d'après www.pennhip.org).....	2
<b>Figure.I.3</b> : Vue latérale de l'os coxal .....	3
<b>Figure.I.4</b> : Vue latérale de l'os coxal .....	3
<b>Figure.I.5</b> : Représentation de la structure d'un os long type (a) et agrandissements de la structure de L'épiphyse proximale (b) et d'une section de la diaphyse (c). Adapté de [Marieb 2006] .....	4
<b>Figure.I.6</b> : Orientation de la tête fémorale, et de la cotyle : (a) : vue antérieure de la tête Fémorale ; (b) : vue postéro-interne du fémur, (c) Coupe horizontale de la tête Fémorale, et de la cotyle vue supérieure .....	5
<b>Figure.I.7</b> : Représente trois principaux ligaments .....	6
<b>Figure.I.8</b> : Représente les ligaments ilio-fémorale .....	7
<b>Figure.I.9</b> : Représente pubo-fémorale .....	8
<b>Figure.I.10</b> : Représente un N couche de Wlker .....	8
<b>Figure.I.11</b> : Ligament ischio-fémorale, 1/ la partie post du soucile cotyloïdien;2/ligament ischio-fémorale; 3/ faisceaux supérieure; 4/faisceaux moyens; 5/faisceaux Inferieure .....	9
<b>Figure.I.12</b> : Représente ligament rond. 1/la tête fémorale; 2/ os coxale;  / ligament rond .....	10
<b>Figure.I.13</b> : Articulation coxo-fémorale. Vue antérieure du cartilage, coxo-fémorale rétrécie Au milieu fibres longitudinales 1/; circulaire 2/; arciforme 3/.....	10
<b>Figure 14</b> : Description du tissu osseux. (a): Architecture du tissu osseux au sein du fémur; (b) : Organisation globale du tissu osseux [4]; (c): et d'une section de la diaphyse 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...13

**Figure.I.15** : Bourses synoviales périarticulaire. 1/bourse du muscle ilio-psoase; 2/bour subtendineuse iliaque; 3/bourse trochanterique du muscle moyens piriforme; 3/ bourse

trochanterique du muscle petite fessier..... 14

**Figure.I.16** : la position zéro..... 15

**Figure.I.17** : Représente le positon fonctionnel..... 15

**Figure.I.18** : Représente la flexion et d'extension de genou ..... 16

**Figure.I.19** : Représente abduction..... 17

**Figure 20** : Représente adduction..... 18

**Figure.I.21** : Représente la rotation médio-latérale. Gauche rotation interne de 10° à 25°;

Droite externe de 30° à 60° .....19

**Figure.I.22:** Les fractures cervicales vraies.....20

**Figure.I.23** : Les fractures trochantériennes.....20

**Figure.II.24** : Représente la prothèse totale de la hanche, et ces composantes.....23

**Figure.II.25** : Représente le dispositif prothotique .....24

**Figure.II.26** : Représente usure de cartilage (l'arthrose) .....24

**Figure.II.27** : Intervention chirurgicale préparation de cotyle ..... 27

**Figure.II.28** : La fixation de la cupule .....28

**Figure.II.29:** La fixation de la cupule ..... 29

**Figure.II.30:** Alésage du fémur ..... 29

**Figure.II.31:** Fut après alésage.....29

**Figure.II.32:** Implantation d'une prothèse totale de la hanche cimentée. Photos prises lors d'une opération chirurgicale .....34

<b>Figure.II.33</b> : Schéma des contraintes extérieures agissant sur le système prothèse de la hanche .....	34
<b>Figure.II.34</b> : Modes de dégradations d'une tige fémorale .....	35
<b>Figure.II.35</b> : représente cinq zones de débris, au cours d'un cycle de marche .....	36
<b>Figure.III.36</b> : Dimension de la tête fémorale et col .....	38
<b>Figure.III.37</b> : Tige fémorale .....	38
<b>Figure.III.38</b> : La tête fémorale .....	40
<b>Figure.III.39</b> : l'insert de la tête fémorale .....	41
<b>Figure.III.40</b> : La cotyle .....	41
<b>Figure.III.41</b> : Lavis corticale .....	42
<b>Figure.III.42</b> : création du maillage type standard de la tige fémorale, à droite de la figure les Caractéristiques du réglage du maillage sur le logiciel Solid-Works 2012.....	43
<b>Figure.III.43</b> : création du maillage type standard du bill, à droite de la figure les caractéristiques du réglage du maillage sur le logiciel Solid-Works 2012.....	44
<b>Figure.III.44</b> : création du maillage type standard de l'insert, à droite de la figure les caractéristiques du réglage du maillage sur le logiciel Solid-Works 2012.....	45
<b>Figure.III.45</b> : création du maillage type standard de cupule, à droite de la figure les caractéristiques du réglage du maillage sur le logiciel Solid-Works 2012.....	46
<b>Figure.III.46</b> : création du maillage type standard de cotyle, à droite de la figure les caractéristiques du réglage du maillage sur le logiciel Solid-Works 2012.....	47
<b>Figure.III.47</b> : les champs simulation d'un la tige fémorale soumise à une force 2000N.....	48
<b>Figure.III.48</b> : montre la zone simulée .....	49
<b>Figure.III.49</b> : montre des résultat la simulation de l'insert .....	50
<b>Figure.III.50</b> : La simulation de la cotyle soumise à une force de 2000 N .....	51
<b>Figure.III.51</b> : cartilage use .....	52
<b>Figure.III.52</b> : Préparation de l'emplacement de la partie cotyloïdienne.....	52
<b>Figure.III.53</b> : Implantation de la cotyle .....	53
<b>Figure.III.54</b> : Implantation de la tige fémorale .....	54

## LA LISTE DES TABLEAUX

<b>Tableau.I.1</b> : Principaux muscles croisant l'articulation de la hanche d'après Thompson (1993) .....	1
<b>Tableau.II.2</b> : les couples tête/insert actuellement utilise .....	2
<b>Tableau.III.1</b> : Caractéristiques de PE-HD.....	3
<b>Tableau.III.2</b> : Caractéristiques de résine polyester.....	4
<b>Tableau.III.3</b> : caractéristique de titane.....	5
<b>Tableau.III.4</b> : représente les détails du maillage d'une tige fémorale en titane.....	6
<b>Tableau.III.5</b> : indique le maillage de la tête fémorale en résine.....	7
<b>Tableau.III.6</b> : montre les caractéristiques du maillage de l'insert.....	8
<b>Tableau.III.7</b> : montre les détails du maillage d'une cotyle en titane.....	9

## NOMENCLATURE

RI : Rotation interne.

RE : Rotation externe.

MI : mouvement interne.

# **Introduction**

## Introduction générale:

Très nombreux types de prothèses de hanche (PTH) existent. Environ 750 modèles, différents principalement par les matériaux utilisés, le type d'ancrage à l'os, et le couple de frottement, la forme géométrique et le revêtement de la surface.

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; 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; fait partir des exigences requises. Pour l'homologation d'une nouvelle prothèse, aux mêmes titres que le sont les tests expérimentaux pour les matériaux prothétiques.

Les méthodes numériques; imposées comme des compléments indispensables aux méthodes expérimentales traditionnelle. Pour l'analyse du mouvement des corps des solides déformables.

Dans le but:

- Lorsque la forme géométrique de ces corps est complexe.
- Le comportement non linéaire des matériaux utilisable.
- La dynamique des charges applicables.

Le model numérique consiste d'une part la forme géométrique os-prothèse et poser des 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 résolu à l'aide de logiciels informatiques utilisant la méthode par éléments finis.

Le premier chapitre, intitulé sur les composantes, la fixation biologique de la hanche et le problème usure de cartilage (l'arthrose) qui sera bientôt les différents facteurs au niveau de l'épiphyse proximale.

Le deuxième chapitre du document propose une synthèse bibliographique sur les types de prothèse totale de hanche actuelle, les problèmes rencontrés, et la méthode implantation de la prothèse.

Le troisième chapitre c'est la modalisation des différentes composantes de la prothèse totale de la hanche.



# **Chapitre I**

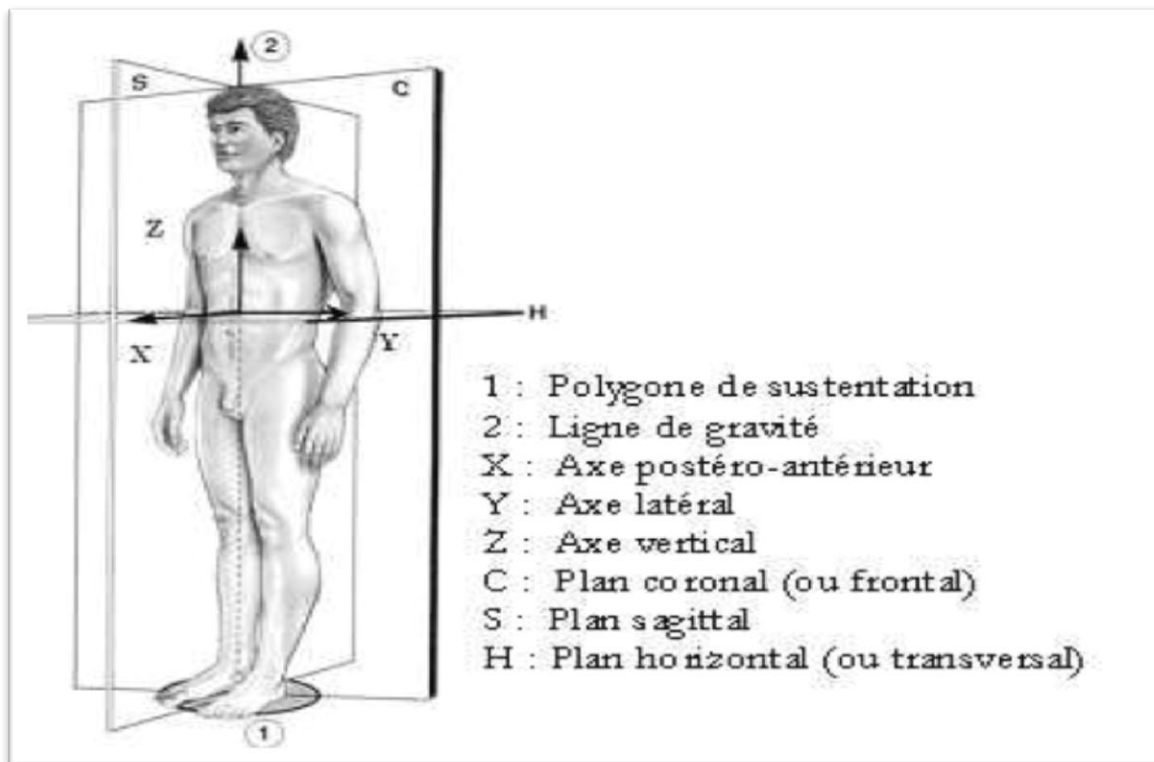
## **Anatomie et fracture de l'épiphyse**

### I.1 Introduction:

Dans ce chapitre nous d'écrivons les caractéristique anatomiques, et géométrique du hanche, et du fémur, et ces fractures. Nous aussi présentons leurs mouvements, et leurs ligaments ainsi que le processus de croissance du bassin.

### I.2 Repères anatomique de référence:

Pour définir les différentes parties de corps humain dans l'espace. Nous utiliserons les notations suivant:

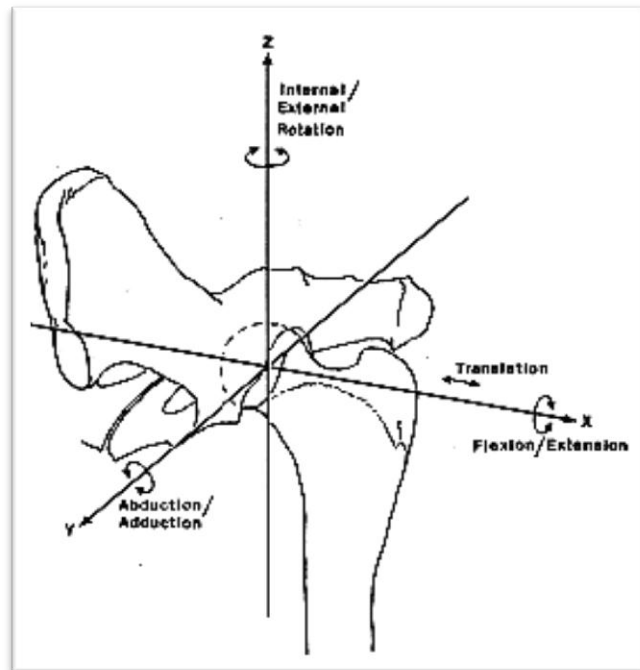


**Figure.I.1** : Repères globaux de corps humain. [1]

- Plan coronal: c'est le plan de front, il s'agit d'un plan verticale, oriente dans une direction externe- interne (latero - médiale).
- Plan sagittal : plan verticale oriente dans le sens antéropostérieur; le plan sagittale médian passe par l'axe du corps et le partage en deux côtés droite et gauche.
- Plan horizontal : c'est le plan perpendiculaire aux deux précédents. Il est donc horizontal et oriente du haut vers le bas (cranio-caudal).

### I.3 Hanche:

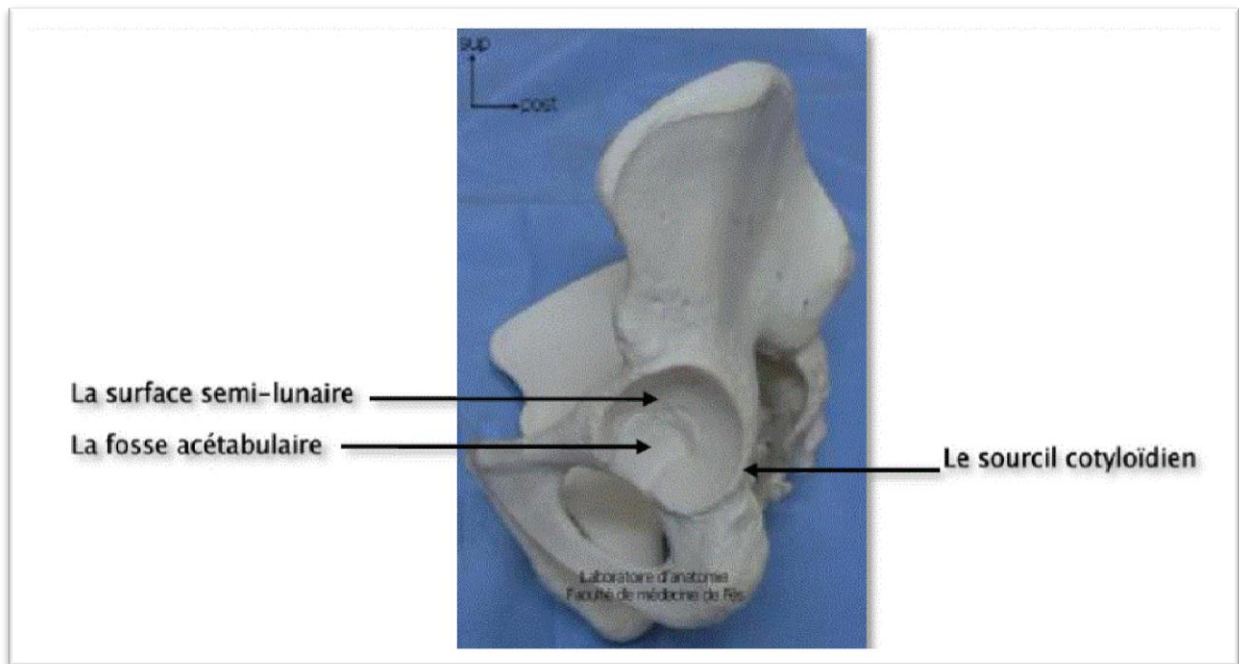
Région située entre crête iliaque en haut et la ligne passant au-dessous du massif trochantérien en bas [2]. Et elle a pour fonction d'orienter les corps dans toutes les directions de l'espace; elle possède trois axes et trois degrés de liberté. Les mouvements de la hanche sont réalisés par une seule 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. [1]



**Figure.I.2 :** Mouvements de la hanche autour des trois axes anatomiques : flexion/extension autour de l'axe médio-latéral ; adduction/abduction autour de l'axe antéro-supérieur ; rotation interne/rotation externe autour de l'axe vertical (d'après [www.pennhip.org](http://www.pennhip.org)). [3]

#### I.3.1 Os coxale:

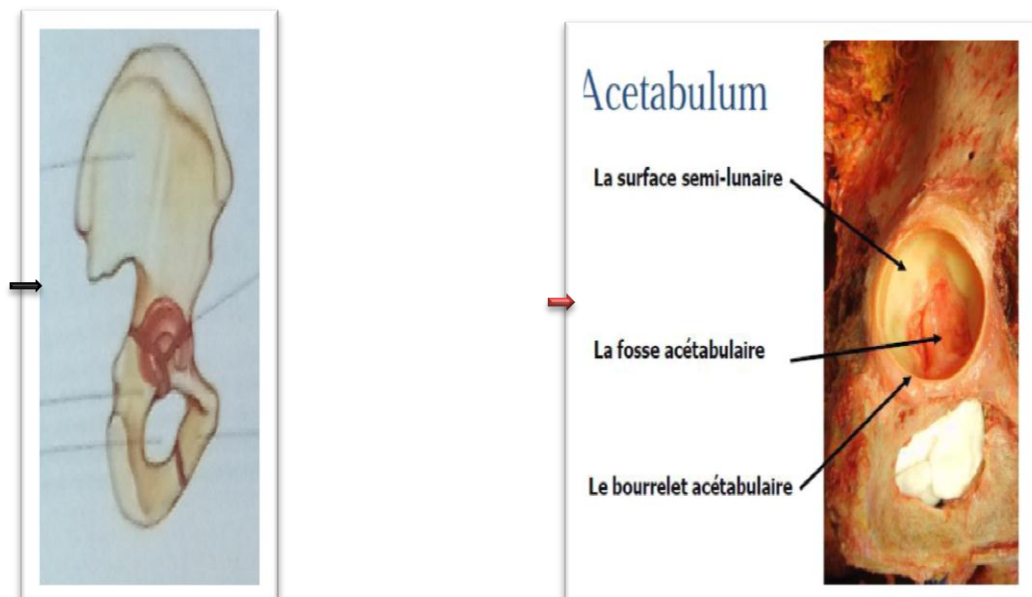
L'os coxal est un os plat, pair et non symétrique. C'est un os pair parce qu'il y a deux os coxaux pour former le squelette de la ceinture pelvienne. Cet os est articulé en arrière avec le sacrum, en avant avec l'os coxal controlatéral et latéralement avec le fémur. [1]



**Figure.I.3 :** Vue latérale de l'os coxal. [8]

**I.3.2 Cotyle:**

La cavité 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. [1]



**Figure.I.4 :** Représente cavité cotyloïdienne; ➡ montre une photo de la cavité;

➡ C'est une cavité naturelle [6-5]

### I.3.3 Fémur:

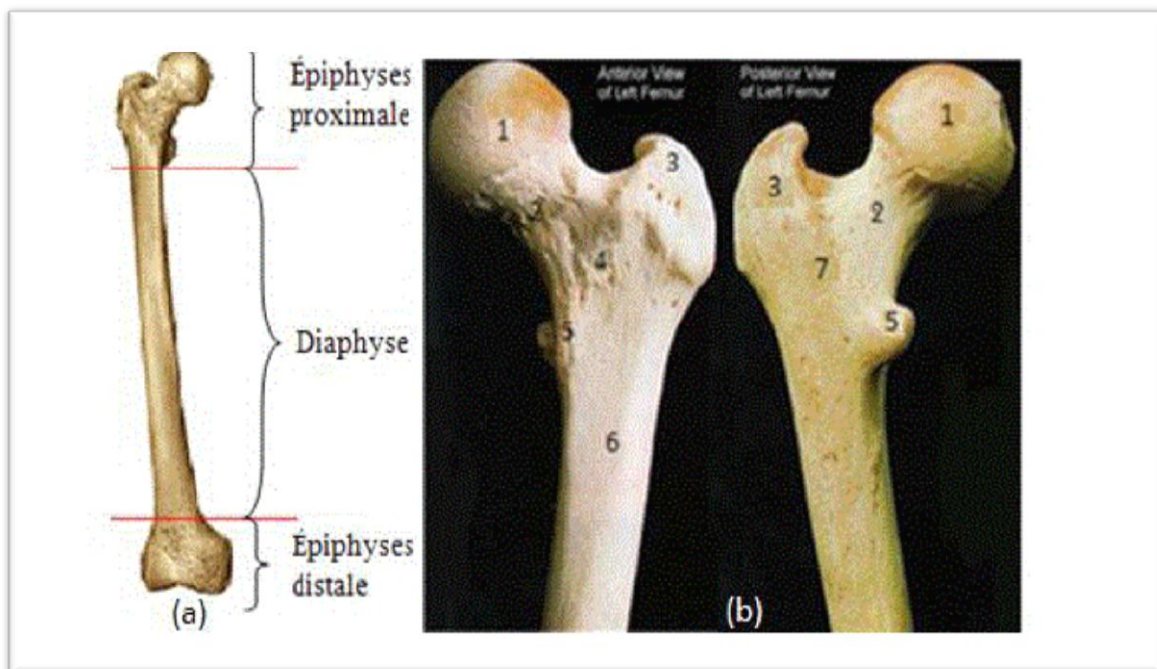
Le fémur est l'os de la cuisse. Il s'agit d'un os long, pair et asymétrique. Le fémur est articulé avec l'os coxal en haut la rotule, et le tibia en bas. Le fémur est divisé en trois régions : une diaphyse et deux épiphyses. [1]

#### I.3.3.1 Diaphyse:

Une partie centrale longue et cylindrique. Le tissu osseux de la diaphyse est de également appelé os cortical ou lamellaire. Se prolongeant sur toute la périphérie de l'os, il protège sa partie interne. Il représente environ 80 % de la masse osseuse du corps. [1]

#### I.3.3.2 Epiphyse proximale:

L'épiphyse proximale 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.



**Figure.I.5 :** le fémur. (a) les trois régions de fémur, fémur proximal, 1/tête, 2/col 3/grand trochanter, 4/ligne inter- trochantérique, 5/petite trochanter, 6/diaphyse et 7/ Crête inter trochantérienne. [1]

#### I.3.3.3 La tête fémorale:

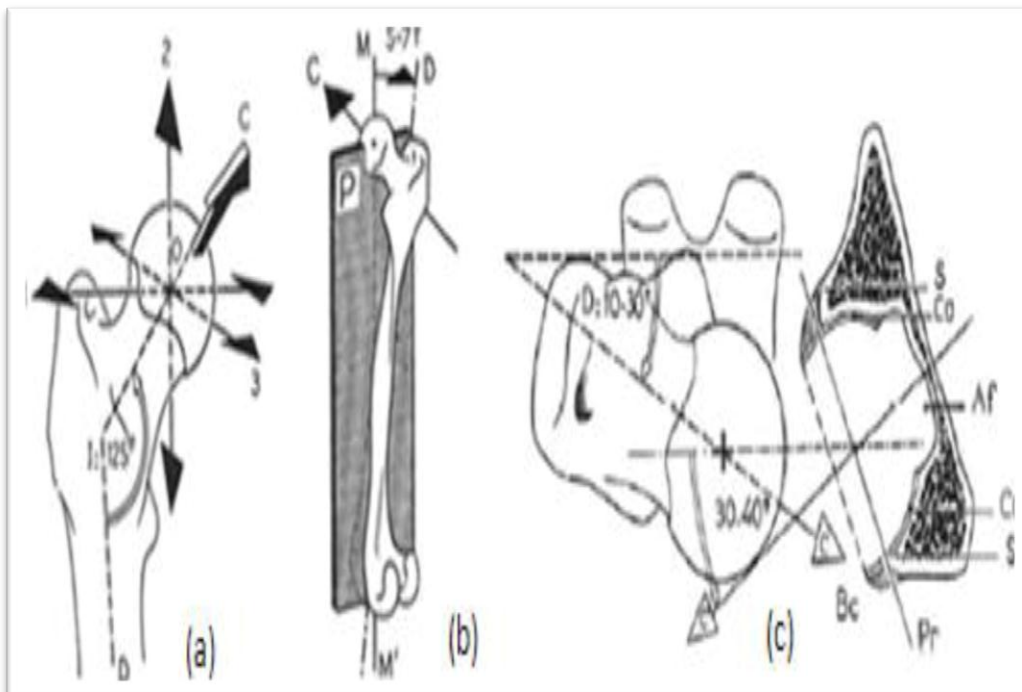
Correspond aux 2/3 d'une sphère de 25mm de rayon, recouverte de cartilage. Regarde

médialement, en haut, et légèrement en avant. Dépression en arrière, et au-dessous de son centre fovéa capités. [2] Et d'environ  $240^\circ$  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. La tête fémorale est supportée par le col du fémur qui assure la jonction avec la diaphyse, partie longiligne du fémur. [1]

#### I.3.3.4 Le col 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.6 (B)) forme avec l'axe diaphysaire (droite D sur la figure I.6 (a)) l'angle cervico-diaphysaire également appelé angle d'inclinaison du col. Cet angle est de l'ordre de  $125^\circ$  chez l'adulte. Il est plus grand chez l'enfant, de l'ordre de  $150^\circ$ , et évolue avec l'âge autour de  $120^\circ$  chez les personnes âgées.

L'angle d'antéversion (angle de déclinaison) (figure I.6(c)) mesure la déclinaison entre l'axe du col du fémur, et le plan frontal il oscille généralement entre  $10$  et  $30^\circ$ . Le plan frontal vertical passant par le centre de la tête fémorale, et l'axe des condyles (plan P sur la figure I.6 (B)) contient l'axe mécanique vertical (MM') du membre inférieur qui forme avec l'axe diaphysaire l'angle de déviation compris entre  $5$  et  $7^\circ$  (Fig. I.6 (B)). [1]



**Figure.I.6 :** Orientation de la tête fémorale, et de la cotyle : (a) : vue antérieure de la tête fémorale ; (b) : vue postéro-interne du fémur, (c) Coupe horizontale de la tête fémorale, et de la cotyle vue supérieure. [3]

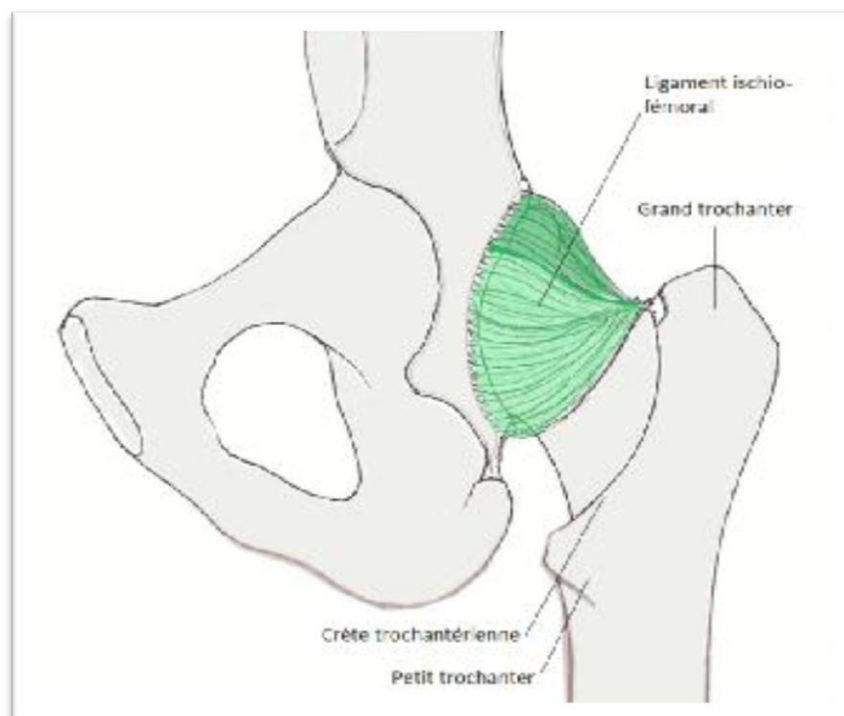
## I.4 Moyens d'union de la hanche:

Il y aura des moyennes unions passives comme la capsule, les ligaments. Actifs comme les muscles.

### I.4.1. Moyenne passives:

#### I.4.1.1 Les ligaments:

Trois ligaments maintiennent également la tête fémorale contre l'acetabulum comme le montre la figure ci-contre (figure.1.7).



**Figure.I.7** : Représente trois principaux ligaments. [9]

#### I.4.1.1.1 Ligament ilio-fémorale ou \*lig de BERTIN\*:

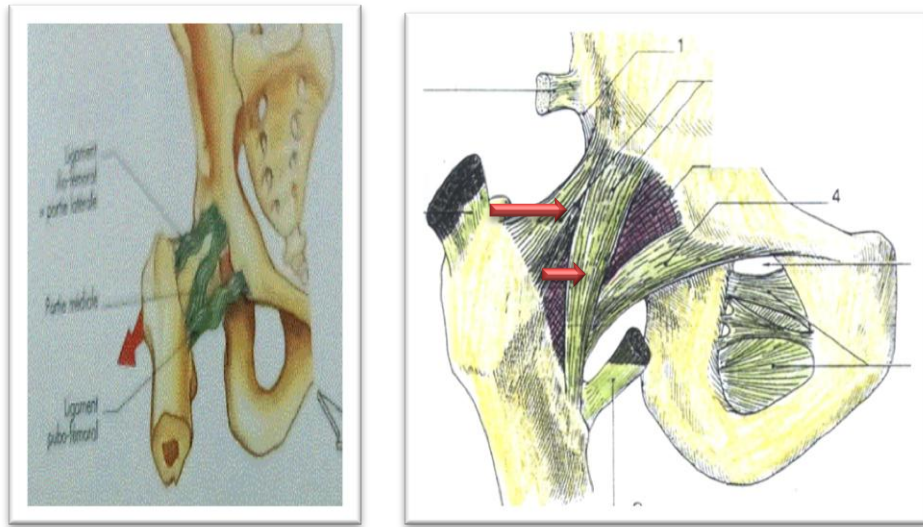
- Deux faisceaux s'individualisent:
  - Faisceaux supérieur ou ilio pré-trochantérien:

Le plus fort des lig de l'articulation se termine sur le tubercule pré-trochantérien, et la partie supérieure de la ligne trochantérienne.

- Faisceaux inférieur ou ilio pré-trochantérien :



L'origine est confondue avec celle de faisceaux supérieurs, il se termine en bas la partie inférieure de la ligne inter Trochantérienne. [5]



**Figure. I.8 :** Représente les ligaments ilio-fémorale. [6-2]

➤ Le rôle d'ilio-fémorale:

Renforce la partie antero-sup de la capsule. Lorsque de extension de la hanche le lig, ilio-pré trochantérien se tend en plus, et limite la bascule du bassin vers l'arrière.

**I.4.1.1.2 Le ligament pubo-fémorale:**

S'insère au haut sur la partie ant de l'éminence ilio-pectinée et la lèvre ant du gouttier sous pubienne. En bas il se termine; sur la partie ant de la fossette pré trochantérienne. [5]



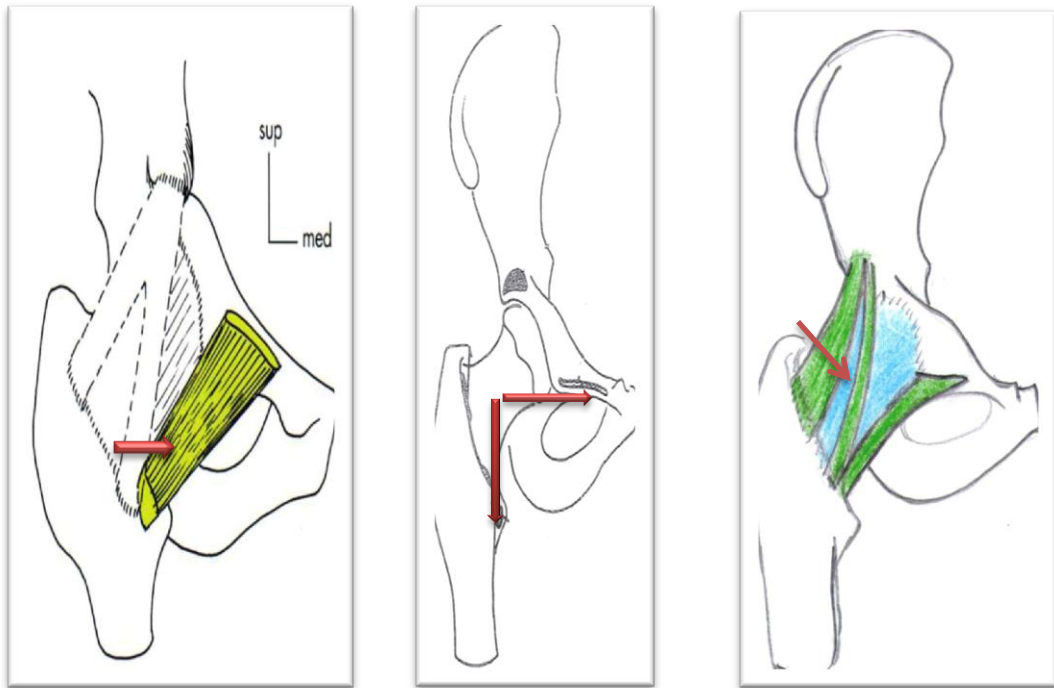


Figure. I.9 : Représente pubo-fémorale. [5]

➤ Le rôle pubo-fémorale:

Limite l'extension, de la rotation externe d'abduction, renforce la face intéro-inferieur de la capsule.

Dans l'ensemble ces deux ligaments forment de la face ant de l'articulation **un N couche de Wlker** la capsule amincie, réponde à la bourse séreuse psoas illiaq. [5]

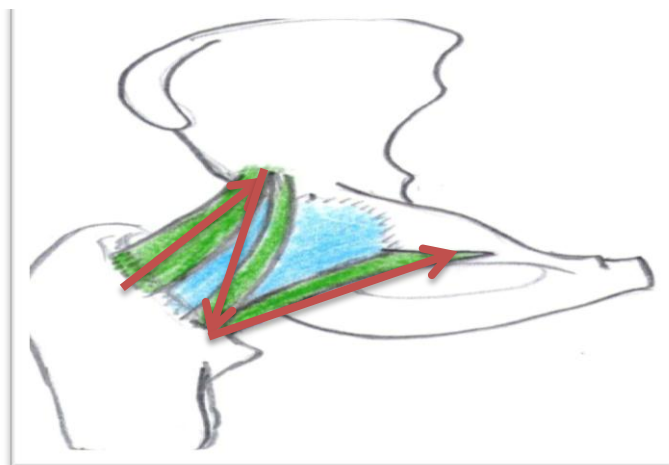
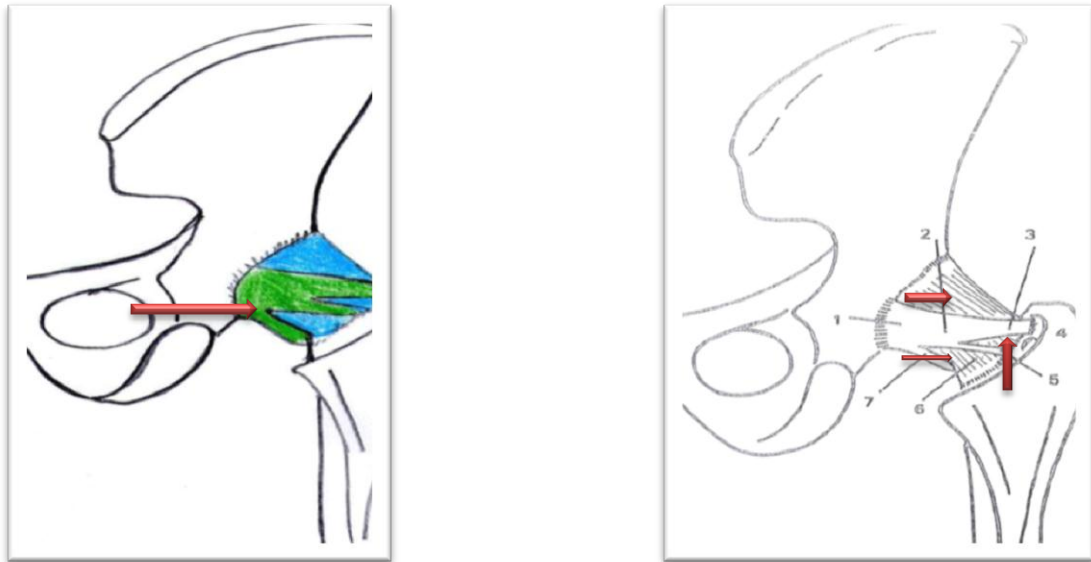


Figure. I.10 : Représente un N couche de Wlker. [5]

### I.4.1.1.3 Ligament ischio-fémorale:

S'insère sur la partie post du soucile cotyloïdien, et du bourrelet. Sa terminaison en trois faisceaux: supérieur fosse trochanterique, moyens zone orbiculaire, et inférieur face inferieur de la capsule.



**Figure.I.11** : Ligament ischio-fémorale, 1/ la partie post du soucile cotyloïdien;

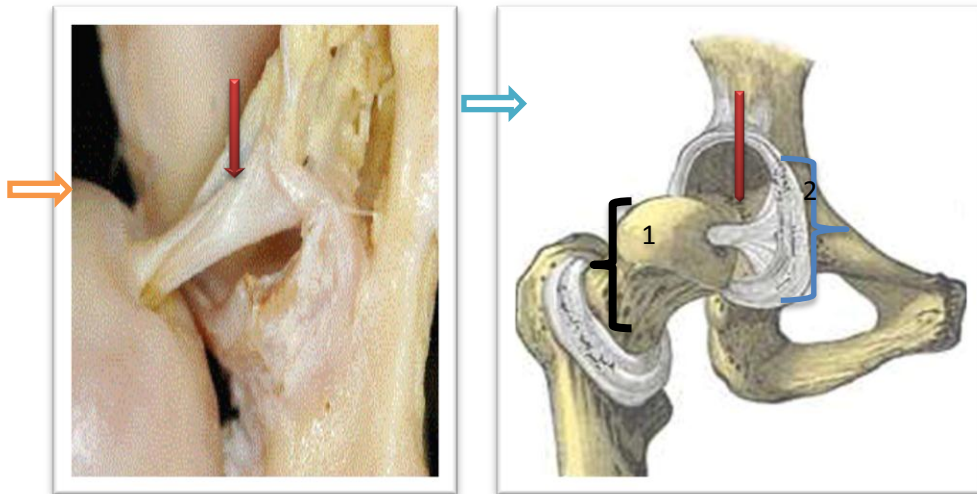
2/ligament ischio-fémorale; 3/ faisceaux supérieure; 4/faisceaux moyens; 5/faisceaux inférieure. [5]

- Le rôle d'ischion-fémorale:  
Renforce la capsule en arrière (moins résistant).

### I.4.1.1.4 Ligament rond (lig. De la tête fémorale) :

C'est une blondelette fibreuse aplatie intra-capsulaire, fovéa capitis, et ça terminaison en trois faisceaux sont intérieur sur le pubis, postérieur sur l'ischion, et le moyen sur ligament transverse du l'acetabulum.

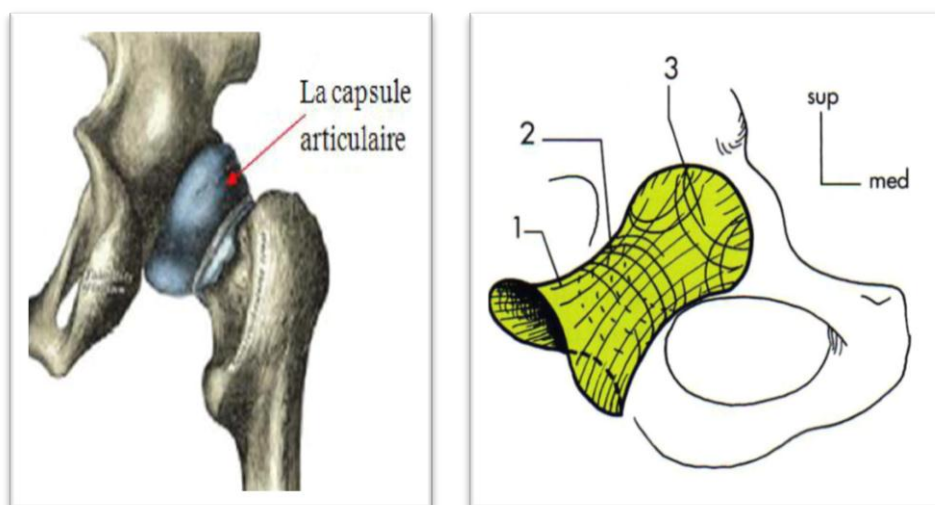
- Le rôle de ligament rond:  
Il renferme l'artère centrale de la tête fémorale qui vascularisé la tête (ischémies ou rupture = ostéonécrose).  
La physiologie de lig rond; il joue un rôle efficace dans la limitation de mouvement de la hanche. Le lig rond intervient dans la limitation d'adduction.  
Il est modérément tendu lors de la RI, et de la RE, et la position rectitude. [5]



**Figure.I.12** : Ligament rond. 1/la tête fémorale; 2/ os coxale; ↓ ligament rond. ⇒ C'est ligament Natural; ⇒ c'est une photo pour le ligament. [5-7]

#### I.4.1.2 Capsule articulaire:

La capsule est un manchon fibreux en forme de tronc de cône à petite base iliaque. A un rôle de maintien de la tête dans la cotyle. La membrane fibreuse s'insère médialement sur le bourrelet cotyloïdien de la cotyle, est un anneau fibro-cartilagineux de section triangulaire à la coupe avec une hauteur de 6 à 15 mm, qui adhère à la 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 intertrochantérienne du fémur. [3]



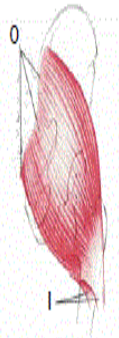




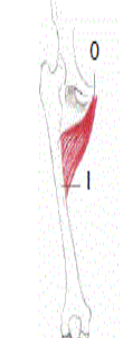

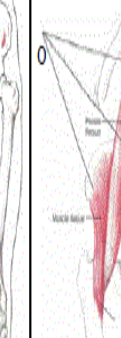
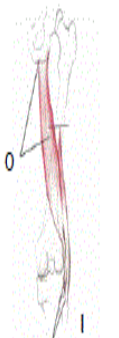




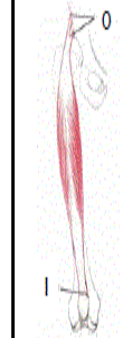

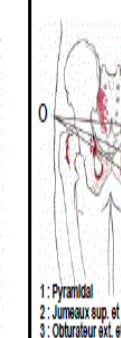
**Figure.I.13** : Articulation coxo-fémorale. Vue antérieure du cartilage, coxo-fémorale rétrécie au milieu fibres longitudinales 1/; circulaire 2/; arciforme 3/. [3]

**I.4.2 Moyens actif:**

**I.4.2.1 Muscles de la hanche:**

Organe biologique, agissant sur l'équilibre du bassin, ainsi que les puissants extenseurs de la hanche sont autant des contraintes que la hanche doit supporter, et gérer. Il aura différente catégorie muscle de bassin (les différentes fessier).

Tableau .I.1 : Principaux muscles croisant l'articulation de la hanche d'après Thompson (1993). [4]

	<u>MUSCLES FESSIERS</u>			<u>MUSCLES ADDUCTEURS</u>				
	Grand Fessier <i>Gluteus Maximus</i>	Moyen Fessier <i>Gluteus Medius</i>	Petit Fessier <i>Gluteus Minimus</i>	Grand Adducteur <i>Adductor Magnus</i>	Moyen Adducteur <i>Adductor Longus</i>	Petit Adducteur <i>Adductor Brevis</i>	Tenseur Fascia Lata <i>Tensor Fascia Latae</i>	Iliopsoas <i>Psoas Iliacus</i>
Description anatomique du muscle								
Origine musculaire O	Quart post. de la crête iliaque et face post. du sacrum	Fosse iliaque ext. sous la crête iliaque	Fosse iliaque ext. sous le moyen fessier	Partie inf. de la branche ischio-pubienne	Au dessus de l'épine pubienne	Partie sup. de la branche ischio-pubienne	Partie ant. de la lèvre ext. de la crête iliaque	Fosse iliaque int., face lat. des corps vertébraux
Insertion musculaire I	Face ext. du grand trochanter	Face ext. du grand trochanter	Bord ant. du grand trochanter	Toute la longueur de la ligne épave et condyle int.	Tiers moyen de la ligne épave	Tiers sup. de la ligne épave	Banquette ilio-tibiale au quart inf. de la cuisse	Petit trochanter
Action sur la hanche	Abducteur - Rotateur externe	Abducteur - Rotateur externe	Abducteur - Rotateur interne	Adducteur - Rotateur externe	Adducteur - Rotateur externe	Adducteur - Rotateur externe	Fléchisseur	Fléchisseur - Rotateur externe
	<u>MUSCLES ISCHIO-JAMBIERS</u>							<u>MUSCLES PROFONDS</u>
	Biceps fémoral <i>Biceps Femoris</i>	Semi-membraneux <i>Semimembranosus</i>	Semi-tendineux <i>Semitendinosus</i>	Droit Interne <i>Gracilis</i>	Couturier <i>Sartorius</i>	Droit Antérieur <i>Rectus Femoris</i>	Pectiné <i>Pectineus</i>	
Description anatomique du muscle								
Origine musculaire O	Tubérosité ischiatique, moitié inf. de la ligne épave	Tubérosité ischiatique	Tubérosité ischiatique	Surface angulaire du pubis dans sa moitié inf.	Echancrure inter-épineuse de l'os iliaque	Épine iliaque antéro-inf.	Crête pectinéale de l'épine du pubis	Sacrum, parties post. de l'ischion et trou obturateur
Insertion musculaire I	Tubérosité ext. du tibia et tête du péroné	Face ant. de la tubérosité int. du tibia	Face ant. de la tubérosité int. du tibia	Face int. du tibia à sa partie sup.	Face antéro-int. du tibia	Base de la rotule et tubérosité tibiale ant.	Du petit trochanter à la ligne épave	Grand trochanter et sa face int.

**I.5 La 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.15 (A)).

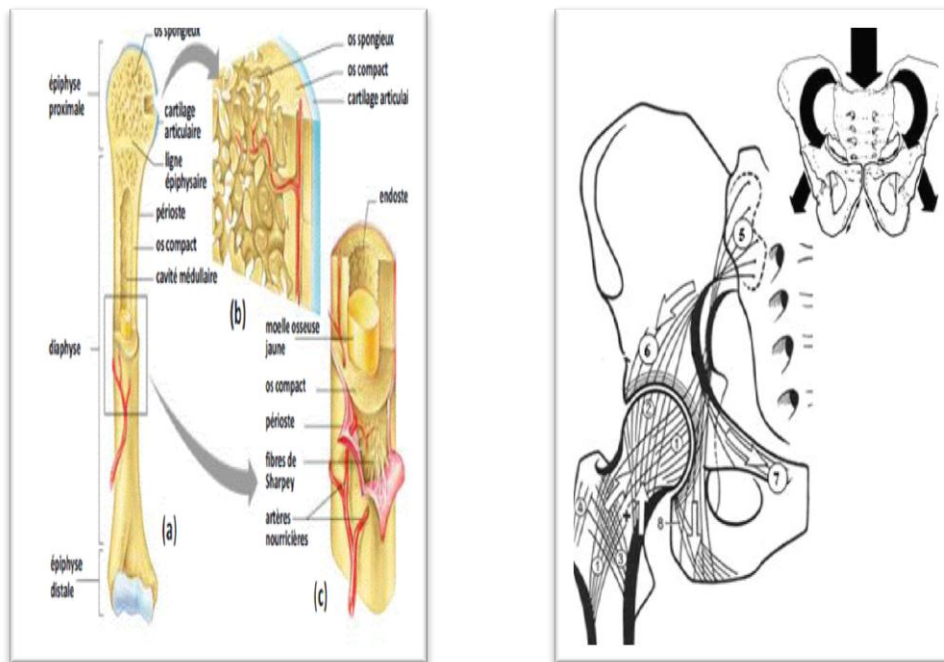
L'os est un milieu fortement hétérogène à trois niveaux structurels. Une coupe transverse dans la partie médiale d'un os long tel que le fémur, permet de distinguer du centre vers l'extérieur : la moelle osseuse, l'os spongieux et l'os cortical.

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.15 (B)). Chaque lamelle est constituée d'un réseau de fibres de collagène enroulées hélicoïdalement et insérées dans des cristaux d'hydroxy-apatite. 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.15 (C) illustrent ces directions) et sont réparties entre deux faisceaux principaux, le faisceau arciforme (groupe de faisceaux 1 sur la figure I.15(C)), et l'éventail de sustentation (groupe de faisceaux 2 sur la figure.I.15(C)), et un système secondaire (groupes de faisceaux 3 et 4 sur la figure.I.15 (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.15 (C)) et de travées sacro-ischiatiques (groupes de faisceaux 7 et 8 sur la figure .I.15 (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.





**Figure.I.14** : Description du tissu osseux. (a): Architecture du tissu osseux au sein du fémur; (b) : Organisation globale du tissu osseux [4]; (c): et d'une section de la diaphyse 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 Bourses synoviales péri articulaire:

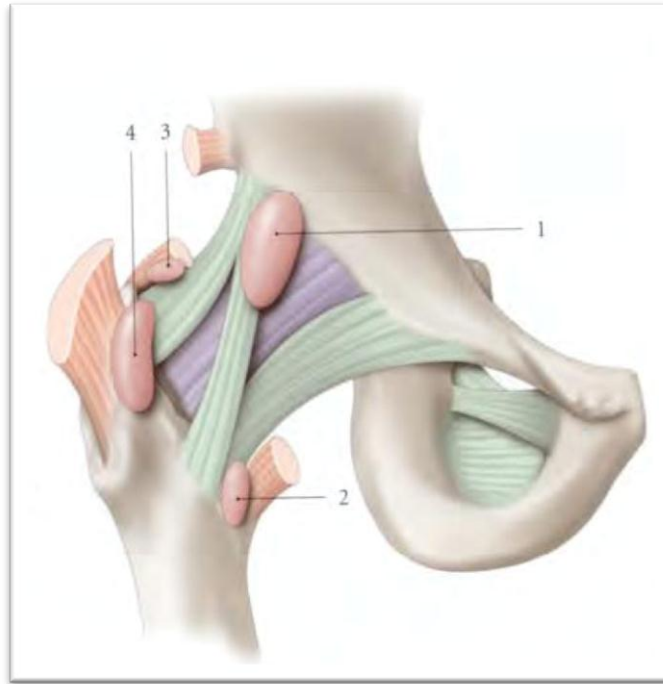
La bourse synoviale est une cavité fermée, constituée d'un tissu conjonctif (tissu souple, et solide), entourant une cavité close contenant de liquide synovial.

#### I.6.1 Le rôle de bourses synoviales:

Faciliter le glissement des organes (muscle, tendons) auxquels elle est annexée.

Au niveau de la hanche elles sont nombreuses, elles peuvent communiquer avec la cavité articulaire, le plus constante sont:

- La bourse du muscle ilio-psyose.
- Les bourses trochantérique des muscle moyes, et petite fessiers.
- Les bourses des muscles piriformes, et obturateur externe.



**Figure.I.15** : Bourses synoviales périarticulaire. 1/bourse du muscle ilio-psoase;

2/bourse subtendineuse iliaque; 3/bourse trochanterique du muscle moyens

piriforme; 3/ bourse trochanterique du muscle petite fessier. [5]

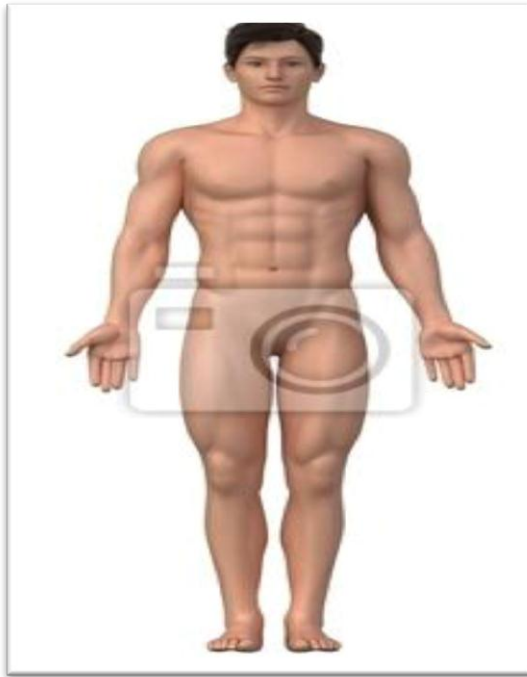
## **I.7 Anatomie fonctionnel :**

### **I.7.1 Dynamique articulaire :**

L'articulation de la hanche est une énarthrose à 3 degrés de liberté qui représente trois axes, et trois plans 6 mouvements plus la circumduction. [5] C'est une articulation de type, rotule au sens mécanique. La cohésion articulaire est très forte grâce à la bonne congruence des surfaces articulaires et à la puissance des ligaments. La suite c'est l'analyse les différents mouvements de la hanche. [1]

#### **I.7.1.1 La position anatomie de référence:**

La position de référence c'est la position zéro anatomique, sujet debout dans l'altitude de soldat en garde à vous.



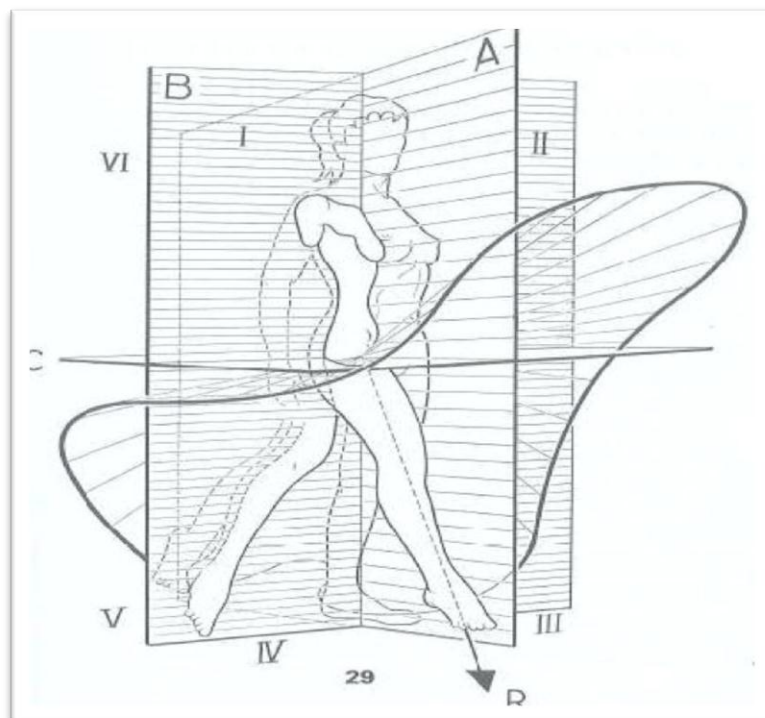
**Figure .I.16 :** La position zéro. [5]

#### I.7.1.2 Positon de repos:

Légère flexion plus abduction. Et le centre de mouvement c'est la tête fémorale.

#### I.7.1.3 La position fonction:

Légère flexion, adduction, rotation externe.



**Figure.I.17 :** Représente le positon fonctionnel. [1]



**I.7.1.4 La flexion:**

C'est le mouvement qui porte la face, ant de la cuisse à la rencontre du tronc.

Ce mouvement se fait dans le plan sagittal autour du l'axe transversale.

➤ **Amplitude:**

Flexion active, genou tendu avec un angle de  $90^\circ$ . Et un genou fléchi avec  $120^\circ$ .

Flexion passive, genou tendu avec un angle de  $120^\circ$ . Et un genou fléchi avec angle  
Egale  $140^\circ$ . [5]

Remarque:

Des amplitudes de F nécessaire à la vie quotidienne sont: la descente d'escalier, Avec un angle égal à  $60^\circ$ . La position cassis, avec un angle  $90^\circ$ , et mante avec un  $120^\circ$ . [5]

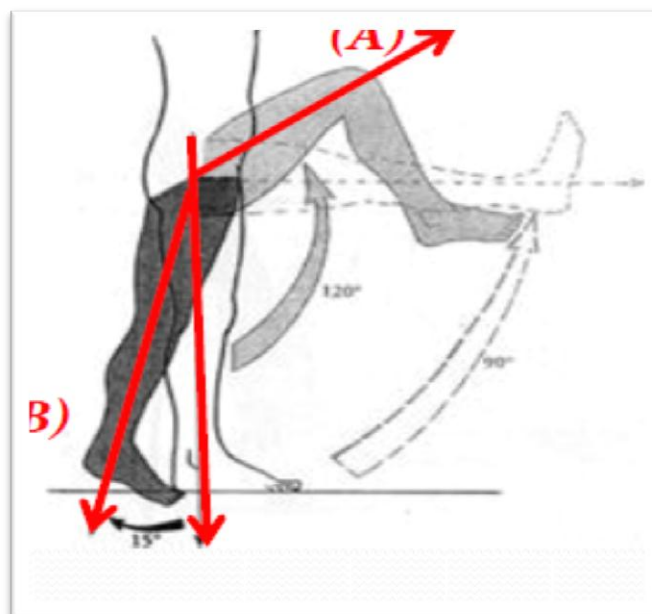
**I.7.1.5 Extension:**

C'est le mouvement le membre inférieur en arrière de plan frontale. Ce mouvement se fait dans le plan sagittal autour d'un axe transversal.

➤ **Amplitude:**

Extension active, avec un genou détendu d'angle  $20^\circ$ . Et fléchi avec  $10^\circ$ .

Extension passive, genou détendu de  $30^\circ$ , et fléchi de  $20^\circ$ . Au cours de la marche l'extension égale  $10^\circ$ .



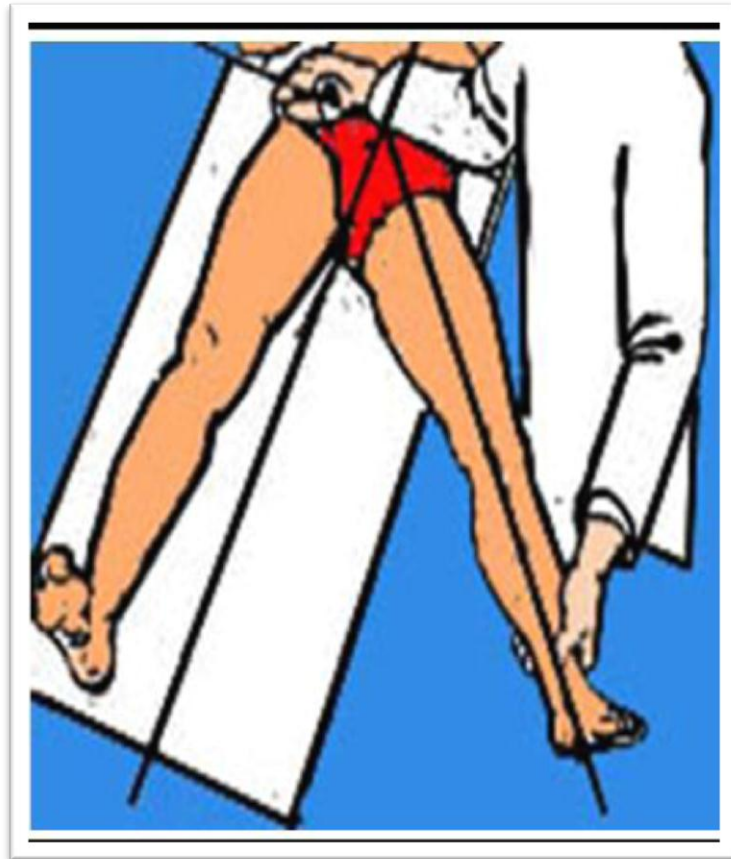
**Figure .I.18 :** Représente la flexion d'extension de genou. [5]

**I.7.1.6 D'abduction:**

C'est le mouvement qui porte le ME dedans de plan de symétrie du corps, il suffit dans un plan frontale autour un axe latérale. [5]

➤ Amplitude:

Dans toute cette abduction combinée l'amplitude maximale est de 30°.



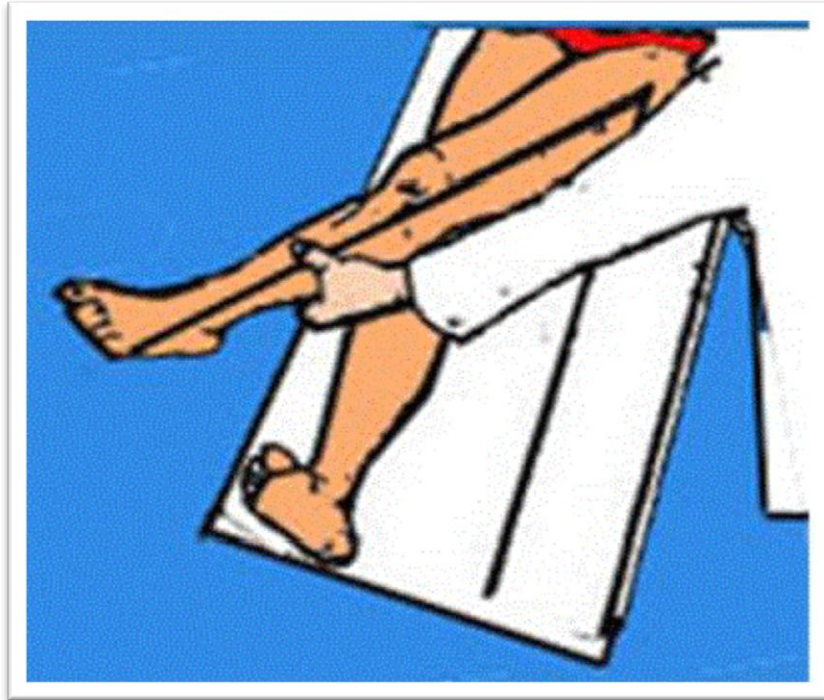
**Figure .I.19** : Représente abduction de genou. [8]

**I.7.1.7 D'adduction:**

C'est le mouvement qui porte MI en dedans du plan symétrique du corps. Ce mouvement se fait dans un plan frontal, autour d'un axe antéropostérieur.

➤ Amplitude:

Dans toute cette adduction combinée, l'amplitude maximale est de 30°. [5]



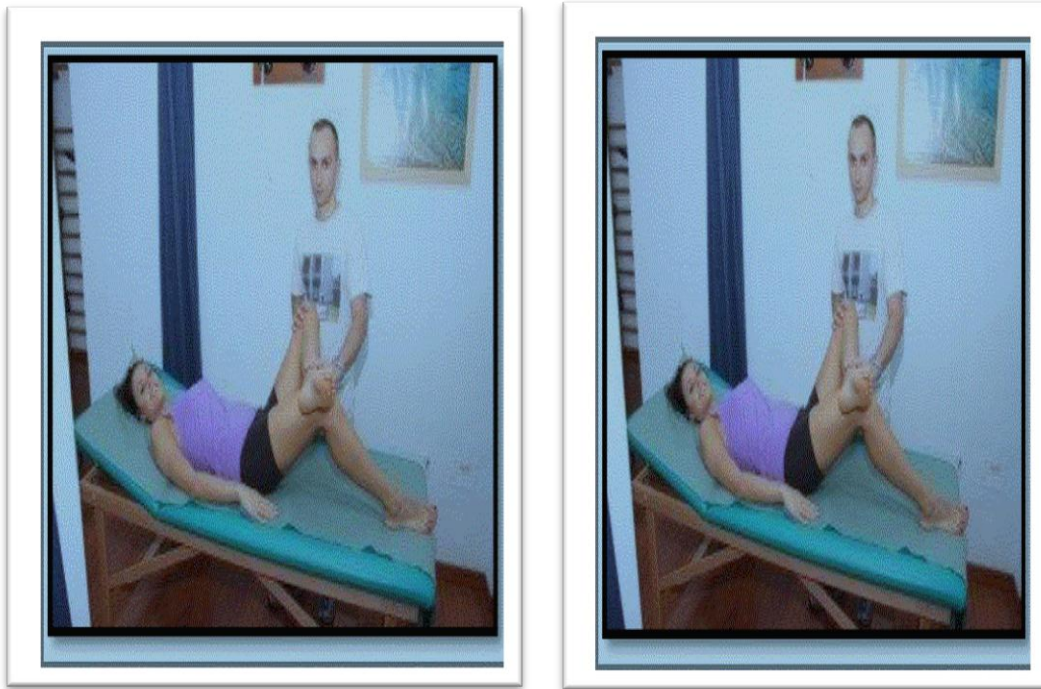
**Figure .I.20** : Représente adduction de genou. [8]

#### **I.7.1.8 Rotation médio-latérale (ou rotation interne, et externe):**

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°. Elle est beaucoup plus facile lorsque la hanche est 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°. Elle est également limitée par la tension des ligaments notamment le ligament ischio-fémoral.

[1]



**Figure.I.21** : Représente la rotation médio-latérale. Gauche rotation interne de 10° à 25°;

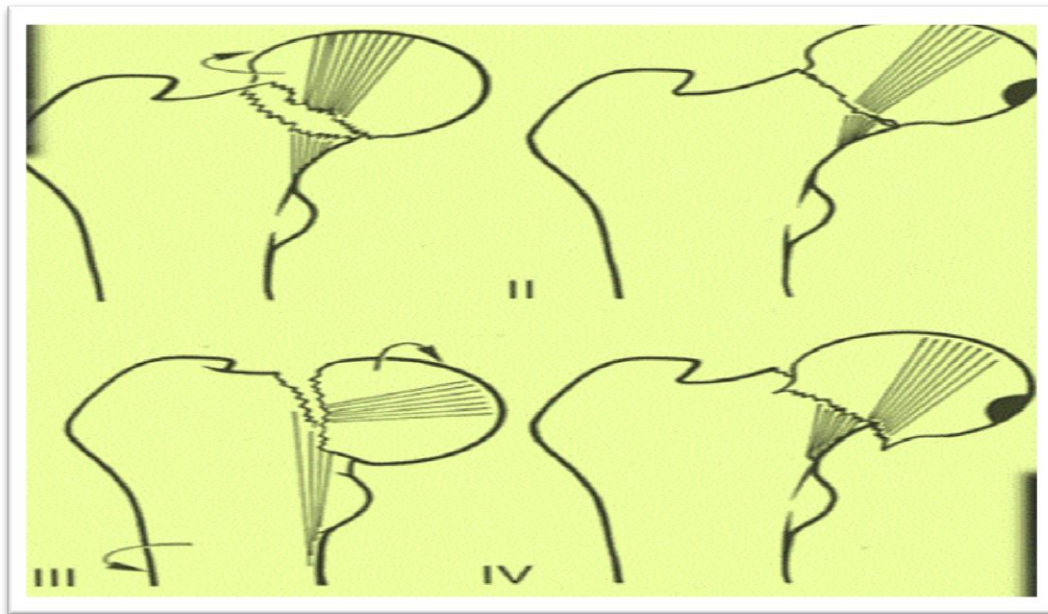
droite externe de 30° à 60°. [8]

### **I.8 Le problème, et les différentes fractures de l'épiphyse:**

La dégradation du cartilage (ou capsule) est le résultante des phénomènes mécanique, et biologique. Déséquilibre peut-être initié par de multiples fractures. Il y a deux fractures:

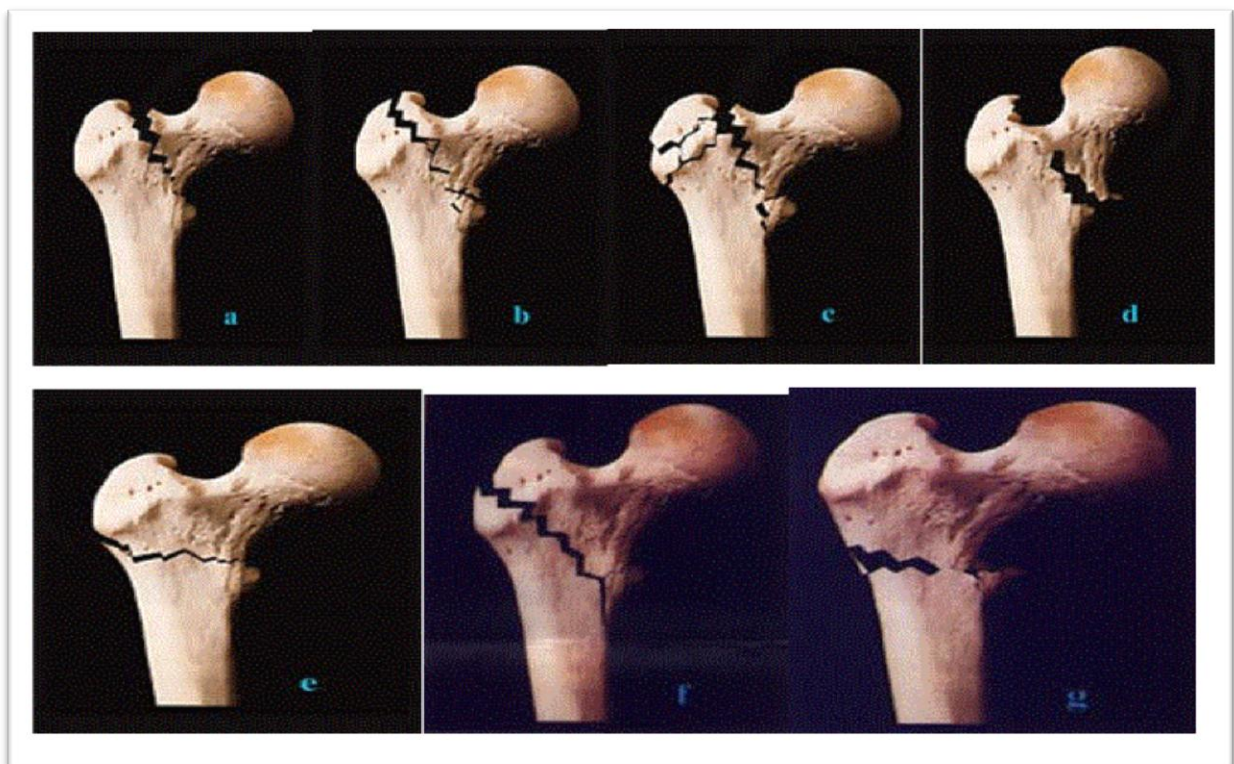
Fracture cervicale vraie: elles représentent 40% fracture articulaire le premier point de faiblesse par amincissement de l'os corticale à ce niveau. [11]





**Figure .I.22 :** Les fractures cervicales vraies. [10]

Fracture trochantérienne: avec 60% de fracture extra articulaire. C'est le deuxième point de faiblesse par désorganise des fibres trabéculaires de l'os spongieux à ce niveau.



**Figure .I.23 :** Les fractures trochantériennes. [2]

**I.9 La conclusion:**

La hanche est une articulation très mobile, 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'usure de cartilage (la maladie de l'arthrose). Les techniques actuelles de chirurgie s'orientent vers la mise en place d'un dispositif mécanique ou ce que n'appelle la prothèse totale de la hanche 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.

## **Chapitre II**

# **Biomécanique, les couples de frottement et la prothèse totale de hanche**

### **II.1 Introduction:**

La souffrance des patients, force la biomécanique d'améliorer ces dispositifs (les prothèses totales de la hanche). Le développement de la prothèse totale de la hanche, permettra rapidité de récupération et limiter la durée d'hospitalisation et d'incapacité. [1]

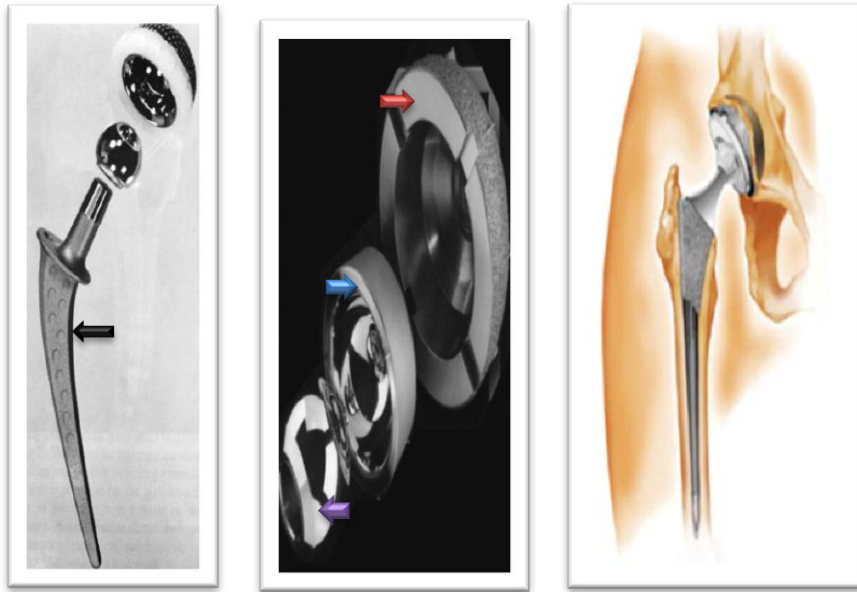
Dans ce chapitre nous essayerons de donner les notions fondamentales sur le dispositif, les couples existents. Et le choix d'un couple de frottement précis pour étudier.

### **II.2 Prothèse totale de la hanche:**

La prothèse totale de la hanche, est un dispositif mécanique sert à remplacer organe originale de corps. Sont différents les uns par rapport aux autres, par leur architecture (angle cervico diaphysaire, bras de levier externe). 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.

Cependant, les dispositifs mécaniques de premier but l'implant doit réaliser, une forte résistance aux efforts. En effet, la station unipodale au cours de la marche normale, la descente la montre des escaliers nécessitant 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. [13-7]





**Figure.II.1** : Représente la prothèse totale de la hanche, et ces composantes. [12,18]

Ce dispositif mécanique (la prothèse totale de hanche), compose de quatre morceaux: ➔ la cupule, ➡ la tête fémorale, ➤ la bille et ➡ la tige de fémur (la figure II.27).

### II.2.1 La cupule:

Il s'agit d'une pièce en métal back trouser qui fixée dans le bassin, recevant la tête fémorale. Elles peuvent être fixée avec un ciment chirurgicale, ou avec des vises.

### II.2.2 La tête fémorale:

C'est l'extrémité de la prothèse fémorale en polyéthylène métal, céramique, qui s'articule avec la cupule pour former un couple.

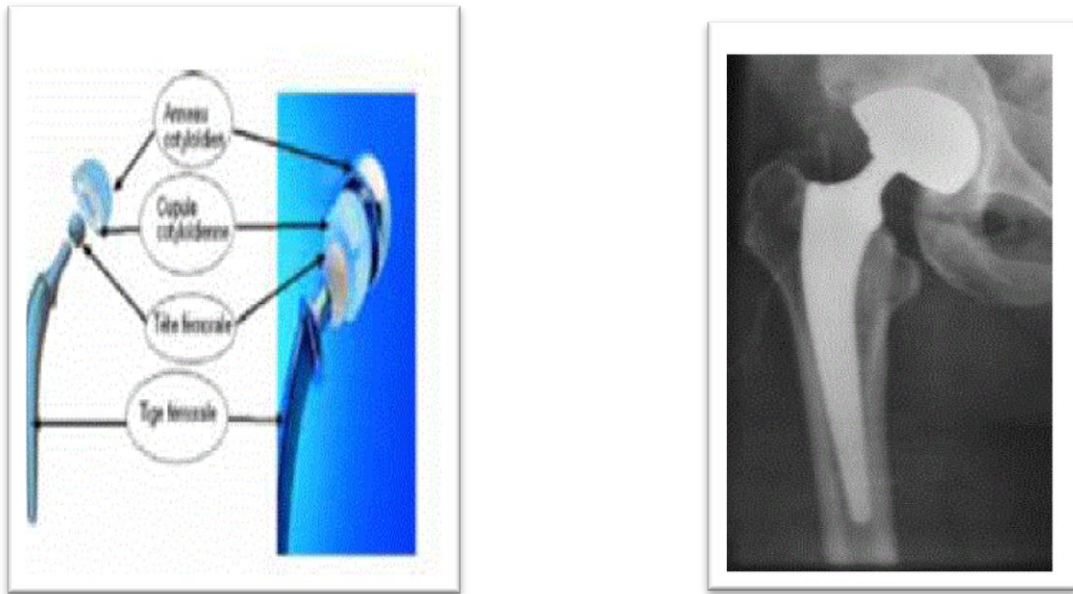
Elle est indépendante de la tige fémorale, différencie par le diamètre 28mm, 32mm, 41mm, 49mm, 53mm, 57mm. Et leurs compositions.

### II.2.3 La bille:

C'est une pièce sphérique en céramique, métal impactée sur le col de la tige fémorale.

### II.2.4 La tige:

C'est partie basse dispositif, En matériau titane, acier inoxydable, chrome-cobalt. Elle prend en charge les contraintes. Scellée dans le fémur après ça préparation à l'aide de ciment acrylique.



**Figure.II.2** :Représente le dispositif prothotique.[22-5]

### II.3 Le principe d'intervention:

Le but de la prothèse totale, est de remplacer les 2 surfaces articulaires dont le cartilage est usé.



**Figure.II.3** : Représente usure de cartilage (l'arthrose). [24]

Il existe différentes familles de prothèse totale de hanche. De premières intentions classées selon quatre paramètres. [1-17]

- Le matériau de dispositif ;
- La géométrie de la prothèse (la forme) ;
- Les moyens de fixation ;

- Les coupes de frottement.

## **II.4 Biomatériaux:**

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. [1]

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, 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). [20]

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. [21]

### **II.4.1 Les métaux:**

#### **II.4.1.1 Titane:**

Alliage de Ti-6Al-4V est La une très bonne résistance à la corrosion. L'alliage de titane lui confère une excellente biocompatibilité. Cependant il possède de faibles propriétés de résistance au frottement, ce qui interdit son usage dans les zones articulaires.

**II.4.1.2 Alliage chrome cobalt:**

Un alliage de cobalt et de chrome est aussi utilisé pour fabriquer des prothèses de hanche. Ce matériau est très difficile à forger et à laminier. Dans un premier temps, il a été moulé mais sa structure est apparue très hétérogène. Il a été intéressant, pour obtenir un matériau très homogène permettant d'obtenir un bon état de surface, de le synthétiser par la métallurgie des poudres. Ce matériau est aussi utilisé car il possède une plus grande dureté que l'acier inoxydable donc une meilleure résistance à l'usure. [21]

**II.4.1.3 Les céramiques:**

L'excellence de la biocompatibilité des céramiques, ne peuvent échapper à cette évolution. Mais la faiblesse de ce matériau le caractère fragilité. Les céramiques ont été utilisées pour remplacer le métal dans le couple de frottement métal/polyéthylène des prothèses de hanche, au niveau de la jonction bille-tête. En effet l'usure du polyéthylène est 20 fois inférieure, en frottement, contre des têtes fémorales en alumine, à celle contre des têtes en alliage cobalt-chrome. [21]

**II.4.1.4 Polyéthylène:**

Le polyéthylène à la haute densité, Le principal polymère utilisé pour des applications orthopédiques est le polyéthylène (PE).

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. [1]

**II.4.1.5 Le métal back:**

Il y a trois types de métal-back ESOP (Atlas) sont fabriqués dans un alliage de titane TA6V4 ELI d'une épaisseur constante de 2,5 mm.

L'ESOL(Atlas) IIP est muni de quatre picots venant se loger dans l'os, receveur pour éviter tout mouvement de la rotation de la cupule, il est également pourvu de trous de fixation, dans l'éventualité ou l'utilisation de vis serait nécessaire.

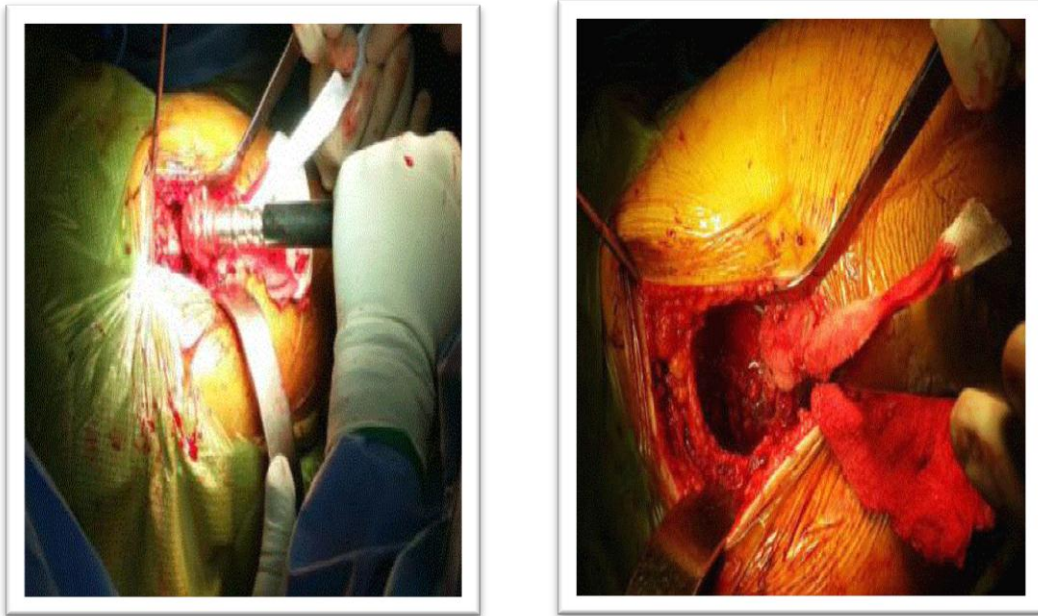
L'ESOL(Atlas) IVP est également conçu avec des picots, mais sans trous de vis.

L'ESOL(Atlas) MS sans picots. Il répond parfaitement aux exigences de la chirurgie LIS (Less Invasive Surgery). Les picots remplacent effet par une surface plus rugueuse obtenue par une projection de titane poreux T40. Il dispose de trois trous de fixation. [22]

## II.5 La fixation et intervention chirurgicale:

### II.5.1 Préparation de cotyle:

Dès que le col est sectionné, on commence le temps cotyloïdien : on procède au fraisage de la cotyle jusqu'à ce qu'il n'en reste que 2 à 3 mm d'os spongieux sur la corticale profonde. [28]

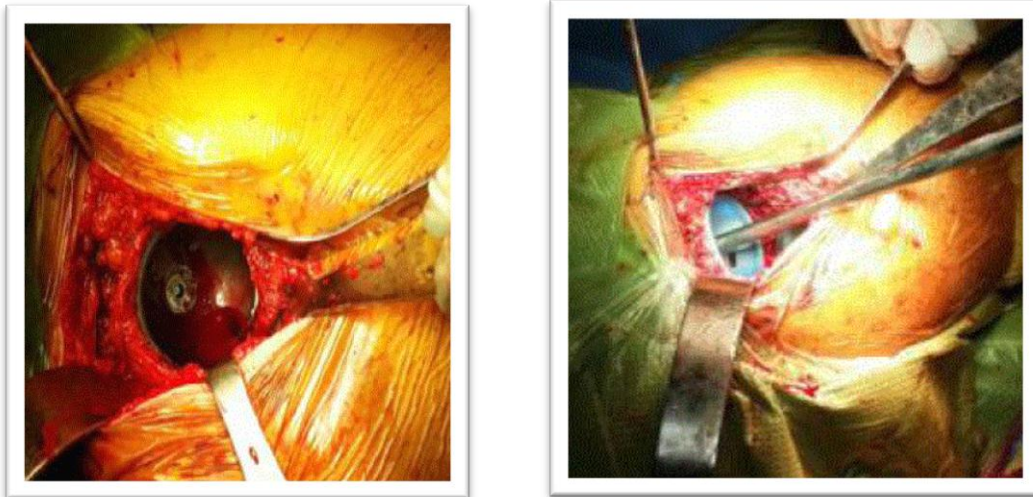


**Figure. I.4 :** Intervention chirurgicale préparation de cotyle. [28]

### II.5.2 La fixation de la cupule:

L'anneau cotyloïdien, en alliage métallique, est fixé 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 l'anneau. Il permet l'insertion de la cupule cotyloïdienne 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. [21]





**Figure.II.5** : La fixation de la cupule. [28]

### **II.5.3 Insert:**

Principalement réalisée en polyéthylène à très haut poids moléculaire, UHMWPE : Ultra High Molecular Weight PolyEthylene. Cette pièce est d'une importance capitale car elle est impliquée dans le couple de frottement le plus sollicité. [21]

### **II.5.4 La tête:**

Est fixée grâce à un assemblage conique à la tige fémorale. Le principe de modularité permet d'associer une tête sphérique en céramique et une tige fémorale métallique et les frottements les plus importants se produisent entre la tête fémorale et la cupule, ce principe permet de remplacer uniquement la partie supérieure de la prothèse en cas de dégradation de cette partie. [21]

### **II.5.5 La préparation de fémur:**

La préparation du canal médullaire est réalisée grâce aux râpes spécifiques de la prothèse choisie pour obtenir la meilleure adaptation possible. [28]



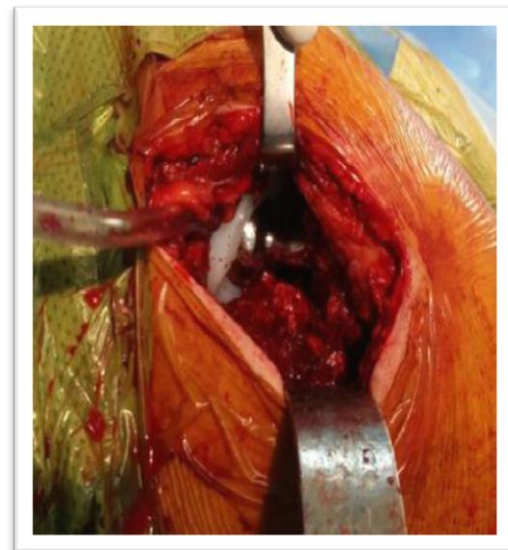
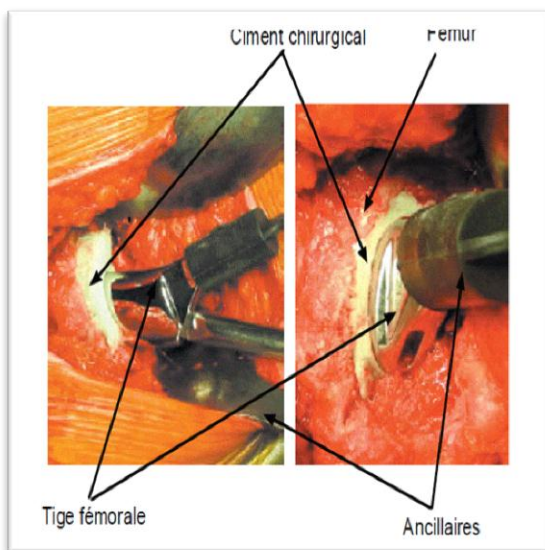
**Figure.II.6** : Alésage du fémur. [28]



**Figure.II.7** : Fut après alésage. [28]

### II.5.6 La tige fémorale:

Placée dans le fémur. Elle fabriquée en métal, acier inoxydable, alliage De titane ou chrome-cobalt, incérée avec un ciment chirurgical. [21]



**Figure.II.8** : Implantation d'une prothèse totale de la hanche cimentée. Photos prises lors d'une opération chirurgicale. [21-28]

### II.6 La stabilité:

La stabilité de l'insert est évidemment essentielle. Pour éviter la bascule de l'insert, celui-ci est pourvu d'une zone cylindrique équatoriale et d'une rugosité interne du métal-back issue d'un corindonnage. Ces éléments techniques ont prouvé leur efficacité depuis plus de 25 ans et plus de 150 000 implantations. Cette fixation assure une absence de micro-mobilité de l'insert dans le métal-back prouvée par l'observation de stries d'usages, toujours apparentes, sur des inserts explantés à plus de 10 ans. [23]

**II.7 Les couple de frottement:**

Pour l'obtention les meilleurs résultats avec une durée de vie largement suffisante, le dispositif mécanique passe de plusieurs générations ou couples [1, 7, 14]:

- métal/métal
- métal/ PE-HD
- céramique/céramique
- céramique/PE-HD

On peut remarquer que la stabilité de la prothèse totale de hanche relie au diamètre de la tête fémorale. Plus le diamètre est petit plus la stabilité voulu atteindre, plus les surfaces des Frottement est petite. 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. [1]

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 ; une tolérance de 6 à 7 mm voire même 10mm. [27]

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, 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. [7,1]

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.



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.

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. Mais en pratique le couple Métal/Métal est peu utilisé car non biocompatible, peu confortable et trop rigide. [1]

Ce tableau est un résumé des couple existe, les avantages et leurs les problèmes:

**Tableau.II.1** : les couples tête/insert actuellement utilise. [1]

Les couples de frottement	Les avantages	Les problèmes lies	Application
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 (homme moins de 55ans, femme moins de 50 ans ) Sujet jeune (moins de 25ans).
Métal-UHMWPE (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.
Alumine/Alumine (Standard)	- usure très faible - Durée de vie importante - Pas ou peu d'ostéolyse : révisions aisée 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 estimé et un niveau d'activité élevé.
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.

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).
--------------------	--	--	------------------------------------

### II.8 La durée de vie:

La prothèse de hanche peut donner satisfaction plusieurs années. C'est le cas chez le sujet âgé, 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. [1]

### II.9 Contrôle de dispositif mécanique:

- 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.10 Complications tardives des prothèses de hanche sur les deux plans mécanique et 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.10.1 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.10.2 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. Les causes de descellement aseptique sont essentiellement de deux ordres, mécanique et biologique. [1]

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 recaler 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 :

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

Le ciment osseux radio-opaque ORTHOSET se compose de deux éléments :

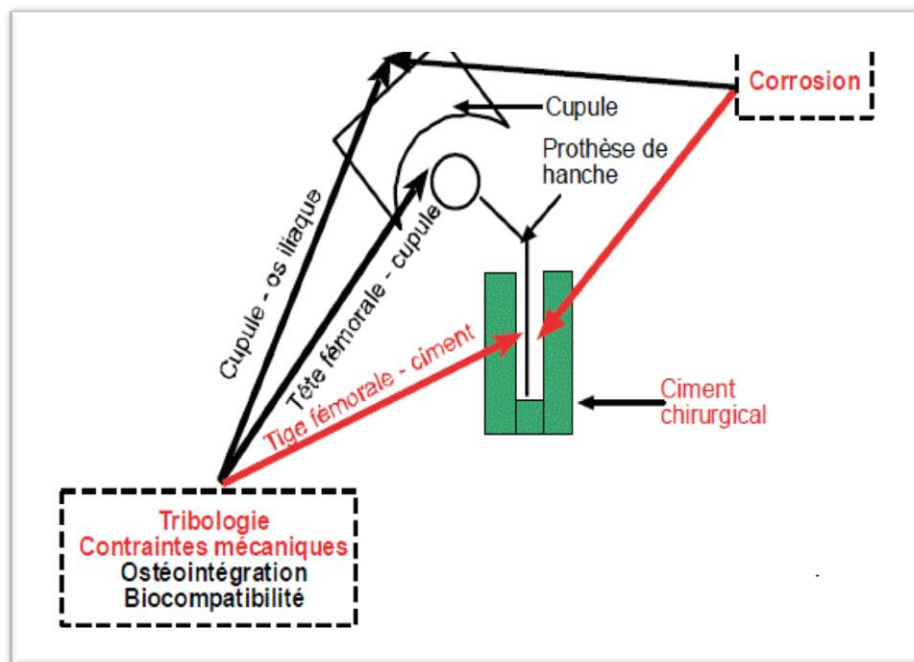
Une ampoule stérile contenant du liquide à ciment osseux sous emballage-coque et un sachet stérile en polyéthylène contenant de la poudre de ciment osseux dans une poche déchirable. L'intérieur de l'emballage et celui de la pochette déchirable sont stériles. [28]

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 Cadre de l'étude:

Ce schéma représente les différentes contraintes extérieures qui s'exercent sur les différentes parties d'une prothèse de hanche. Ces contraintes couvrent un domaine important de la physique, de la chimie et de la biologie. Nous avons choisi de nous intéresser, parmi les différentes problématiques, à la science du frottement dont le nom le plus général est la tribologie, à l'influence des contraintes mécaniques, en conséquence, à l'usure et à la corrosion qui s'appliquent au contact entre une tige fémorale et le ciment chirurgical. [21]



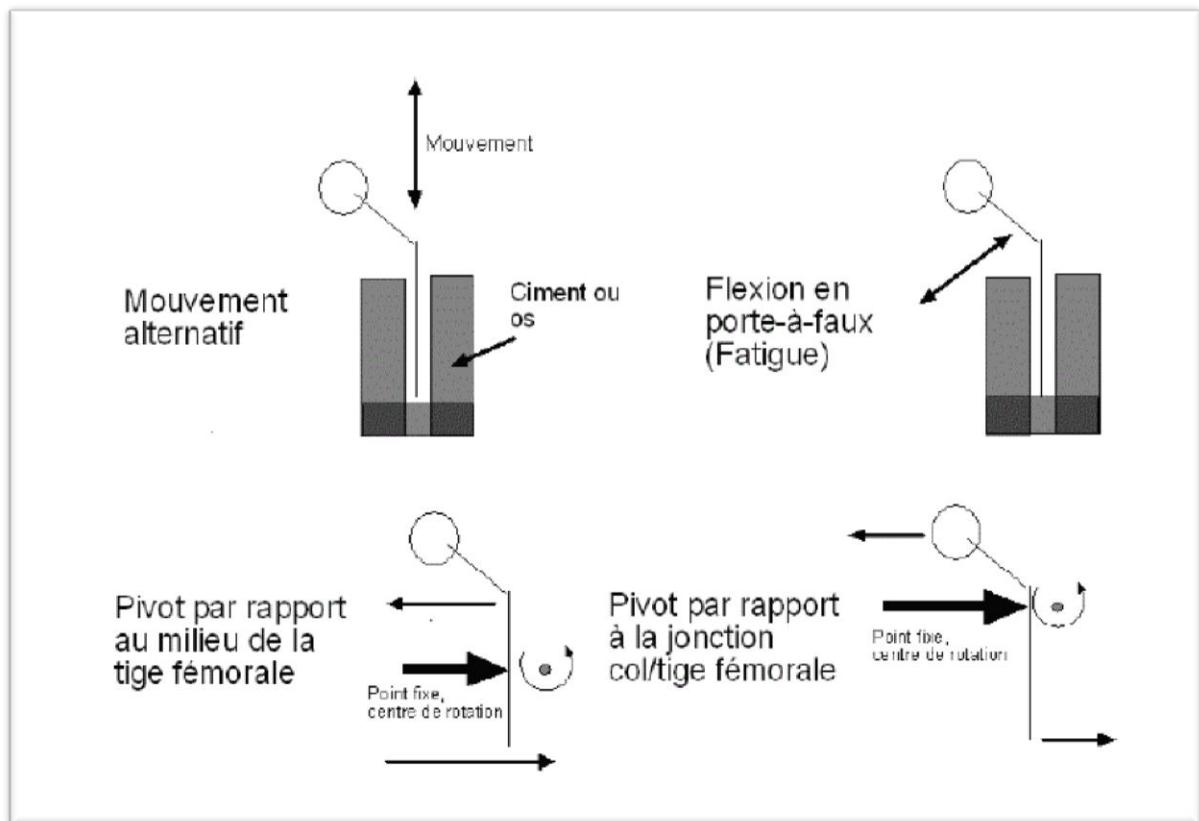
**Figure.II.9** : Schéma des contraintes extérieures agissant sur le système prothèse de la hanche. [21]

### II.12 Les Zones sensibles à la dégradation:

Un couple de frottement est particulièrement sollicité : tête fémorale/cupule cotyloïdienne.

Volontairement, nous n'aborderons pas ce couple de frottement car nous allons nous intéresser au frottement entre la tige fémorale et le ciment chirurgical. En effet, par la suite, nous n'envisagerons que des prothèses de hanche cimentées, sauf s'il nous est nécessaire d'effectuer une comparaison entre les deux modes d'implants.

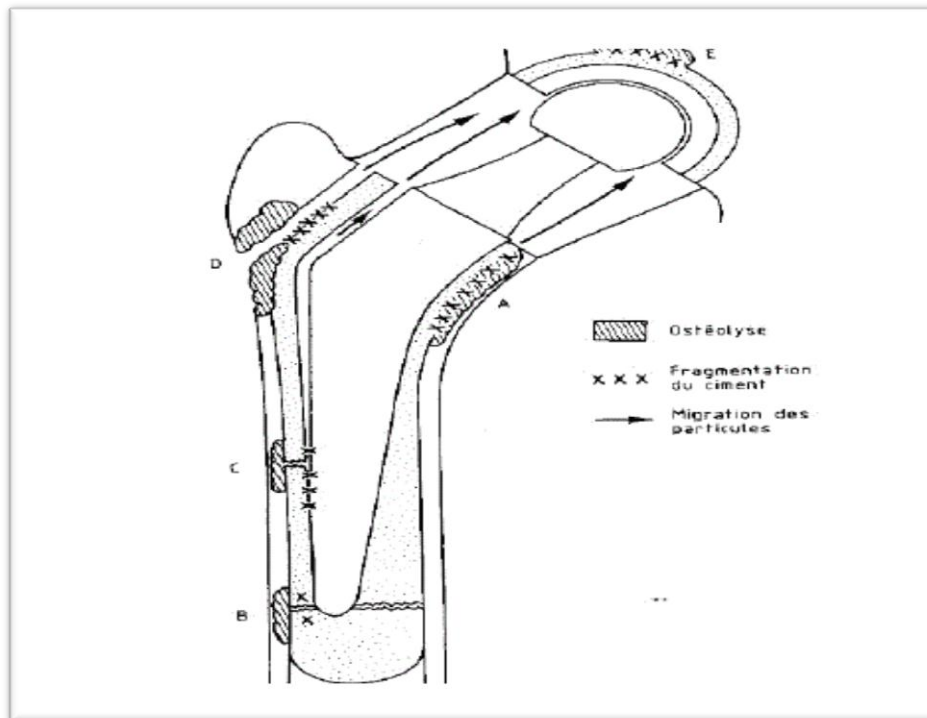
Différents types d'endommagement sont responsables de la génération de débris ou de rupture de prothèse. Le frottement entre la tige fémorale et la couche de ciment chirurgical situé entre cette tige et l'os spongieux fémoral est causé par l'application répétée et non constante. Lors de la pose de l'implant, étant donné que le ciment polymérise *in situ*, des liaisons covalentes peuvent se créer entre ce dernier et l'os. De plus le ciment adhère à la surface métallique. Nous reviendrons sur les propriétés mécaniques précises des différents matériaux, mais il apparaît clair que, comme le module d'élasticité de l'acier est environ 100 fois plus grand que celui du ciment, le matériau plus souple se déformera davantage. Finalement, dès que l'adhérence est rompue et qu'une force est appliquée de manière alternative, des micro-déplacements sont inévitables entre le métal et le ciment chirurgical. Comme la résistance à la rupture est plus faible pour le ciment, des débris vont être générés par usure ou fissuration suivant le type d'endommagement. [21]



**Figure.II.10** : Modes de dégradations d'une tige fémorale. [21]

Lors d'explantations de prothèse, des débris de ciment et des zones de fragmentation ont été observées, Figure.II.9. Cinq zones de production de débris ont été identifiées. Les zones A, B et D. Correspondent à un morcellement du ciment par hyper pression localisée. Ces zones de Dégradation s'expliquent par les deux liaisons pivot, figure.II.8. La zone C est le siège d'un

frottement ciment/tige fémorale. Elle est plutôt due au mouvement alternatif. Enfin, la zone E correspond à l'usure entre l'anneau cotyloïdien et le ciment. [21]



**Figure.II.11** : représente cinq zones de débris, au cours d'un cycle de marche. [21]

### II.13 Conclusion:

Dans ce chapitre, nous avons vu la 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 qui pose l'usure du couple métal sur plastique ou de tout autre couple (métal/métal, etc).

L'exigence à court terme de la prothèse est de permettre de réduire les douleurs du sujet et de lui permettre de remarcher. Mais la prothèse reste plus de 15 ans chez un patient plus âgé et

moins chez le sujet jeune et actif la durabilité de l'articulation prothétique est un facteur à tenir en compte.

Rappelons qu'une prothèse est constituée de quatre pièces: la cupule, l'insert, la tête (rotule) et la tige. 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.

## **Chapitre III**

### **Dessin, conception et modalisation de la nouvelle prothèse totale hanche**

### **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 une femme.

Le but de ce dispositif est de remplacer une articulation coxo-fémorale qui use (c'est-à-dire lorsque le cartilage articulaire a disparu) et ramener au mieux les mobilités naturelles en cas de lésion de celle-ci. Le développement durable doit en effet donner aux femmes, des moyens plus au moins efficaces d'améliorer leur vie.

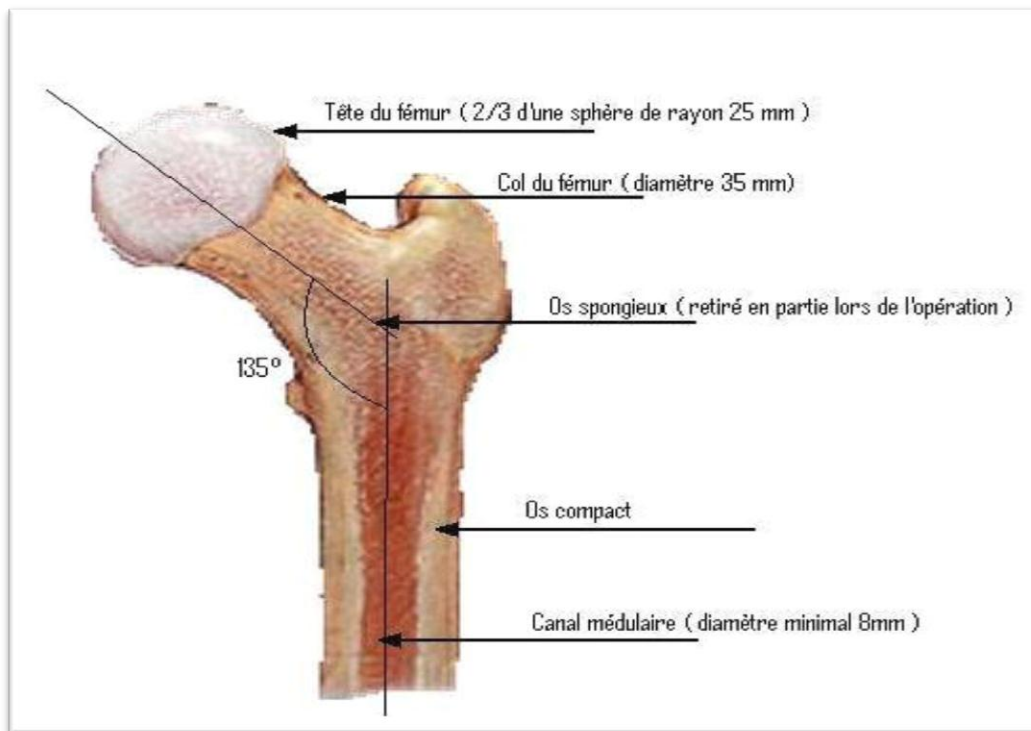
Le dispositif compose de deux principaux éléments, le premier la cupule en métal-back, insert en polyéthylène et une tête en matériau viscoélastique. Ce dernier peut se déformé selon les forces fournis par la hanche.

Le second, est une tige on alliage chrome-cobalt implantée dans le fémur. La prothèse est fixe dans la cotyle avec des vis corticale, transforme en déformation de la partie viscoélastique pour assurer la mobilité da la hanche.

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

A partir d'os fémoral on peut déduire Les dimensions préliminaires des composantes de la prothèse.





**Figure.III.1** : Dimension du tête fémorale et col.

### **III.2 La conception d'une prothèse totale de hanche:**

Le dispositif mécanique devra donc respecter la forme géométrique et les dimensions. La forme 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.

### **III.3 Modélisation:**

Le dessin et la conception sont réalisés avec le logiciel Solid Works 2012, 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 La présentation et les caractéristiques des matériaux:

#### III.3.1.1 Polyéthylène Haute Densité (PE-HD):

Le polyéthylène haut densité est un polymère thermoplastique de grande diffusion. Il fait partie de la famille des polyoléfines.

**Tableau III.1 :** Caractéristiques de PE-HD.

Propriétés	Valeur	Unité
Module d'élasticité	1070	N/mm <sup>2</sup>
Coefficient de poisson	0,4101	
Module de cisaillement	377,2	N/mm <sup>2</sup>
Masse volumique	952	Kg/m <sup>3</sup>
Limite de la traction	22,1	N/mm <sup>2</sup>
Limite d'élasticité	33	N/mm <sup>2</sup>
Conductivité thermique	0,46	W/ (m. k)
Chaleur spécifique	1796	J/ (Kg. k)

#### III.3.1.2 Matériau résine polyester :

Les matériaux utilisés pour la réalisation des composantes sont une matrice thermosable.

**Tableau III.2 :** Caractéristiques de résine polyester.

Propriété	Valeur	Unité
Module élasticité	1,9e <sup>0+10</sup>	N/m <sup>2</sup>
Masse volumique	1160	Kg/m <sup>3</sup>
Limite à la traction	190000000	N/m <sup>2</sup>
Conductivité thermique	0,17	W/ (m. k)
La densité	0,908	g/ml
La viscosité a 25°	373	Mpa.s
Gravité spécifique	2,34	g/cm <sup>3</sup>
Couleur	0,1	

**III.3.1.3 Matériau alliage de titane:**

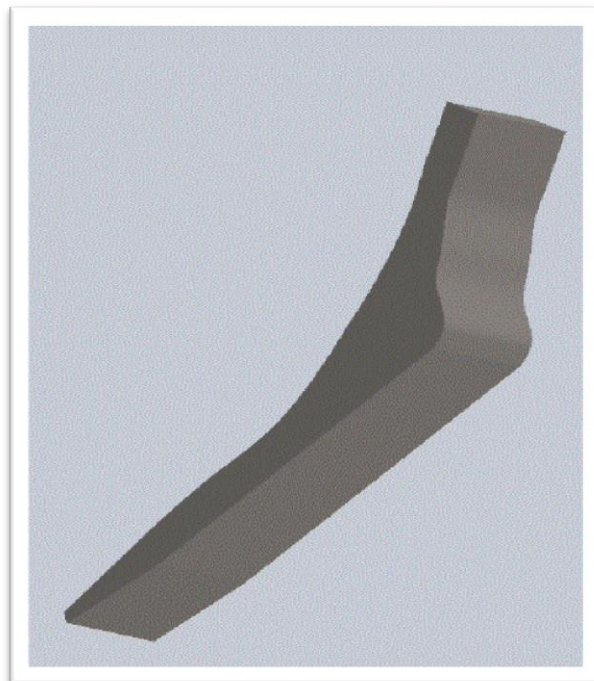
**Tableau III.3** Caractéristique de titan.

Propriété	Valeur	Unité
Module d'élasticité	$1,0480031 e^{+11}$	N/m <sup>2</sup>
Coefficient de poisson	0,31	
Module de cisaillement	$4,1023807 e^{+10}$	N/m <sup>2</sup>
Masse volumique	4428,78	Kg/m <sup>3</sup>
Limite à la traction	827370880	N/m <sup>2</sup>
Limite d'élasticité	1050000000	N/m <sup>2</sup>
Conductivité thermique	6,7	W/ (m. k)
Chaleur spécifique	586,04	J/ (Kg. k)

**III.3.2 La modélisation des composantes du dispositif:**

**III.3.2.1 La modélisation de la tige fémorale:**

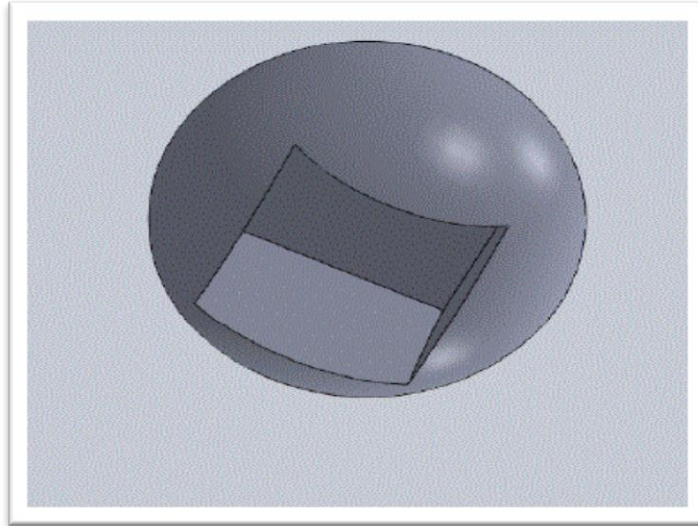
La tige fémorale : partie basse de la prothèse totale de hanche c'est elle qui prend en charge les contraintes. Elle est introduite dans le col du fémur après préparation de celui-ci. Elle peut être scellée dans le fémur à l'aide ou sans ciment acrylique.



**Figure.III.2 :** Tige fémorale.

### III.3.2.2 La modélisation de la tête fémorale:

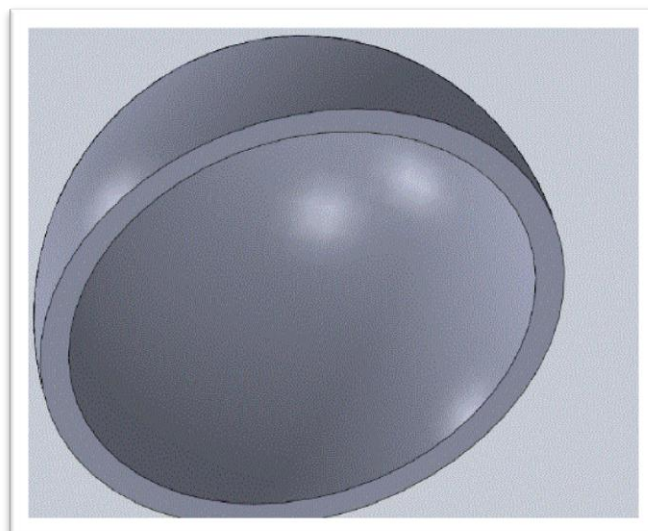
La tête fémorale, est une pièce intermédiaire entre insert et la tige fémorale, elle est fabriqué en résine polyester.



**Figure.III.3 :** La tête fémorale.

### III.3.2.3 La modalisation de l'insert:

L'insert, est la troisième pièce de dispositif mécanique, remplace l'organe biologique (cartilage). Fabriquée en polyéthylène à haute densité.



**Figure.III.4 :** L'insert de la tête fémoral.

#### III.3.2.4 La modélisation de la cupule:

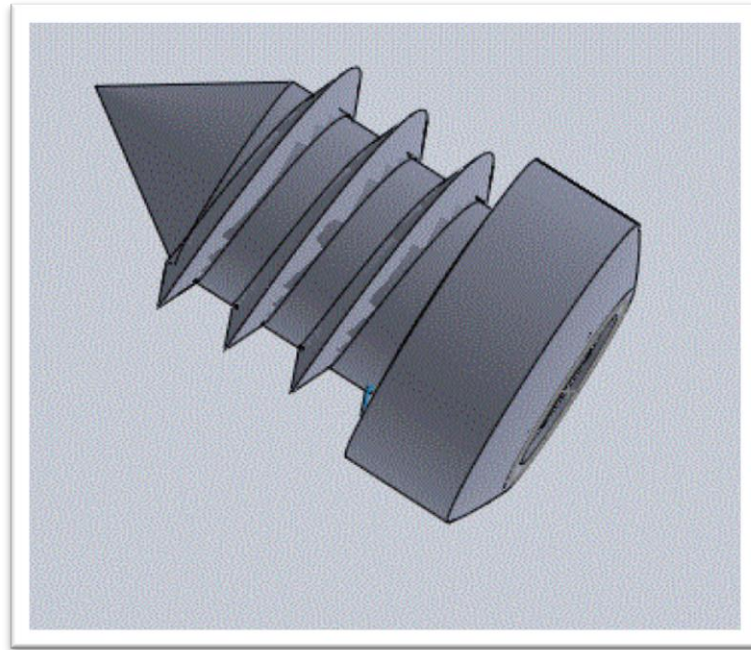
La cupule c'est la partie qui entre dans la cotyle, ça fixation avec une seule vis. Fabriquée en métal-back.



**Figure.III.5 :** La cotyle.

#### III.3.2.5 La vis corticale:

La vis corticale sert à garantir la fixation de la cotyle au niveau l'os coxale. Elle est Fabriquée en alliage titan.



**Figure.III.6 : Vis corticale.**

#### **III.4 Le maillage:**

Le maillage sert à subdiviser les surfaces compliquées en des éléments géométriques faciles à étudier. Il existe trois types de maillage : carré, cube et triangle. Dans ce cas nous avons utilisé le maillage triangulaire.



### III.4.1 Le maillage de la tige fémorale:



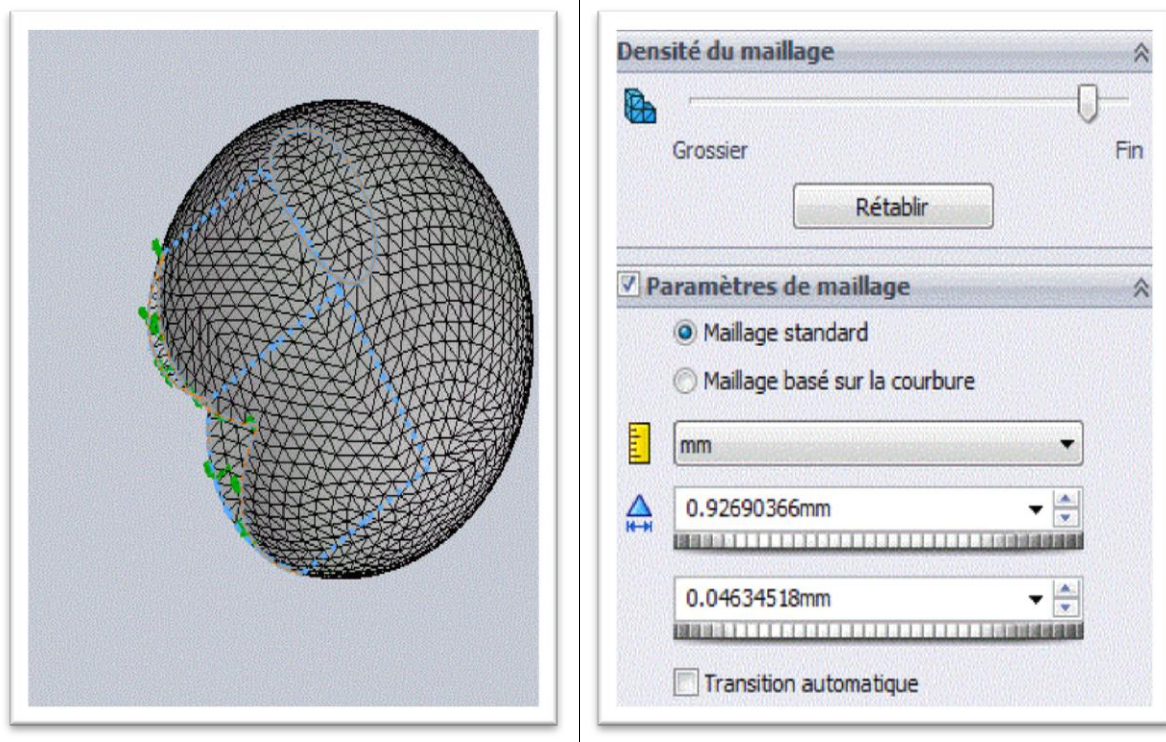
**Figure.III.7** : Création du maillage type standard de la tige fémorale, à droite de la figure les caractéristiques du réglage du maillage sur le logiciel Solid-Works 2012.

Le tableau suivant indique les détails de la pièce étudiée ou nous remarquons particulièrement un nombre de nœuds 50887 et un nombre d'éléments de 33931 l'homogénéité du maillage type standard triangulaire à voisine 99%.

**Tableau III.4** : Indique les détails du maillage d'une tige fémorale en titane.

les détails	Caractéristique
Type de maillage	Volumique
Nombre d'éléments	50887
Nombre de nœuds	33931
Homogénéité	99%
Temps de maillage	4 secondes

### III.4.2 Le maillage du bill :



**Figure.III.8** : Création du maillage type standard du bill, à droite de la figure les caractéristiques du réglage du maillage sur le logiciel Solid-Works 2012.

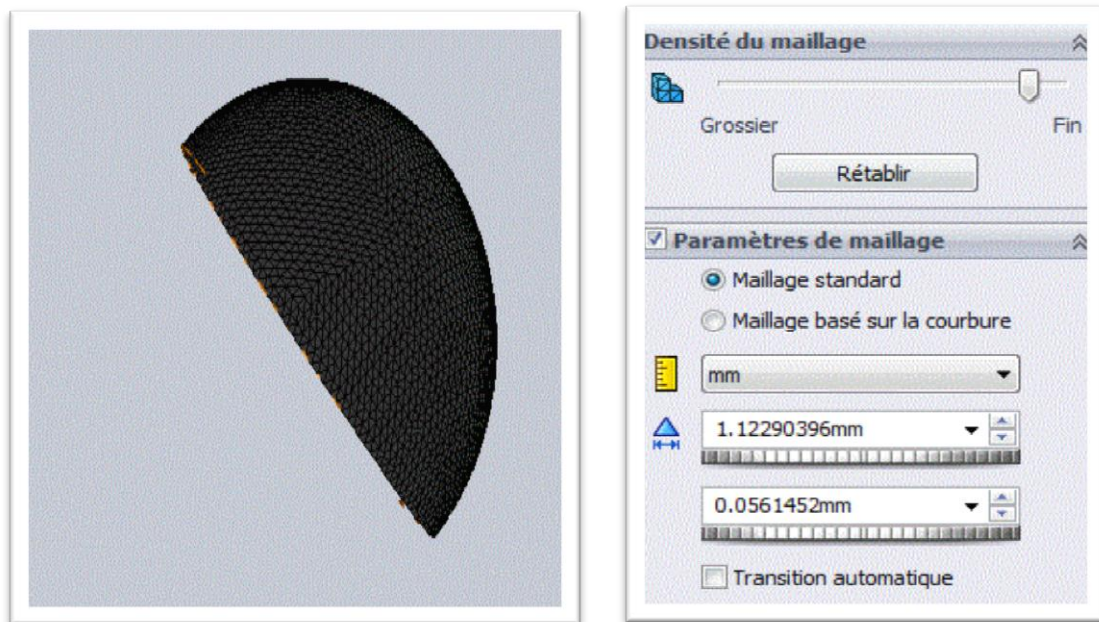
Le tableau suivant indique les détails de la pièce étudiée ou nous remarquons particulièrement un nombre de nœuds 47661 et un nombre d'éléments de 32292 l'homogénéité du maillage type standard triangulaire à voisine 99%.

**Tableau III.5** : Indique le maillage de la tête fémorale en résine.

les détails	Caractéristique
Type de maillage	Volumique
Nombre d'éléments	47661
Nombre de nœuds	32292
Homogénéité	99%
Temps de maillage	4 secondes



### III.4.3 Le maillage de l'insert:



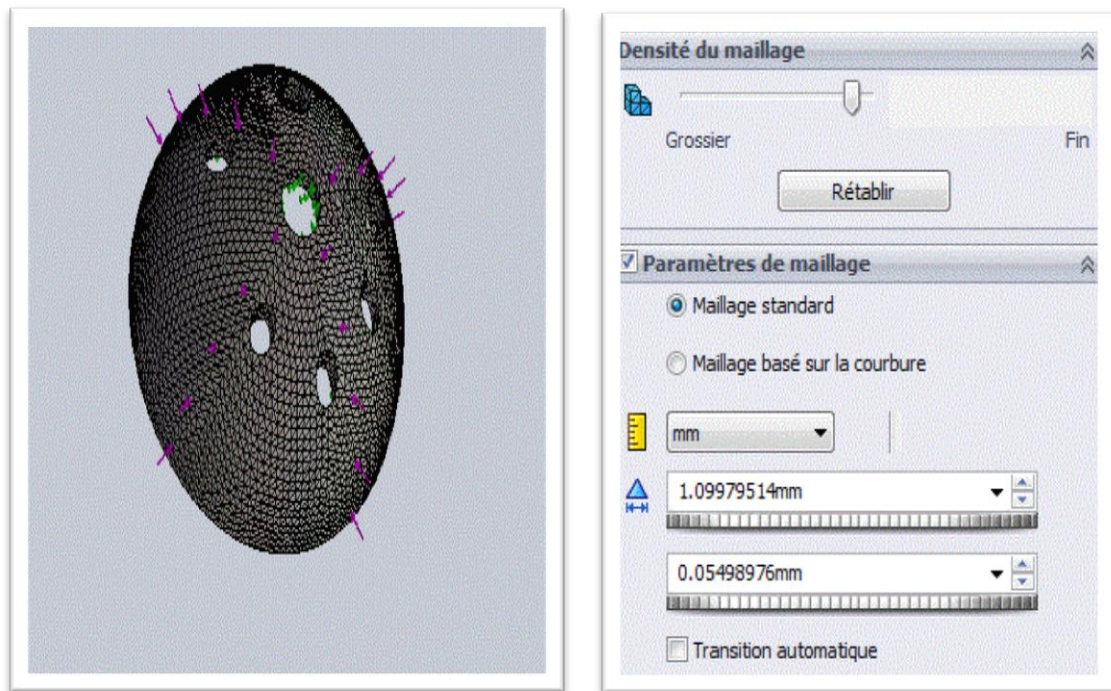
**Figure.III.9** : Création du maillage type standard de l'insert, à droite de la figure les caractéristiques du réglage du maillage sur le logiciel Solid-Works 2012.

Le tableau suivant indique les détails de la pièce étudiée ou nous remarquons particulièrement un nombre de nœuds 62909 et un nombre d'éléments de 39576 l'homogénéité du maillage type standard triangulaire à voisine 99%.

**Tableau III.6** : Montre les caractéristiques du maillage de l'insert.

Les détails	Caractéristique
Type de maillage	Volumique
Nombre d'éléments	62909
Nombre de nœuds	39576
Homogénéité	99%
Temps de maillage	8 secondes

### III.4.4 Le maillage de la cotyle:



**Figure.III.10** : Création du maillage type standard de cupule, à droite de la figure les caractéristiques du réglage du maillage sur le logiciel Solid-Works 2012.

Le tableau suivant indique les détails de la pièce étudiée ou nous remarquons particulièrement un nombre de nœuds 62635 et un nombre d'éléments de 38880 l'homogénéité du maillage type standard triangulaire à voisine 99%.

**Tableau III.7** : Montre les détails du maillage d'une cotyle en titane.

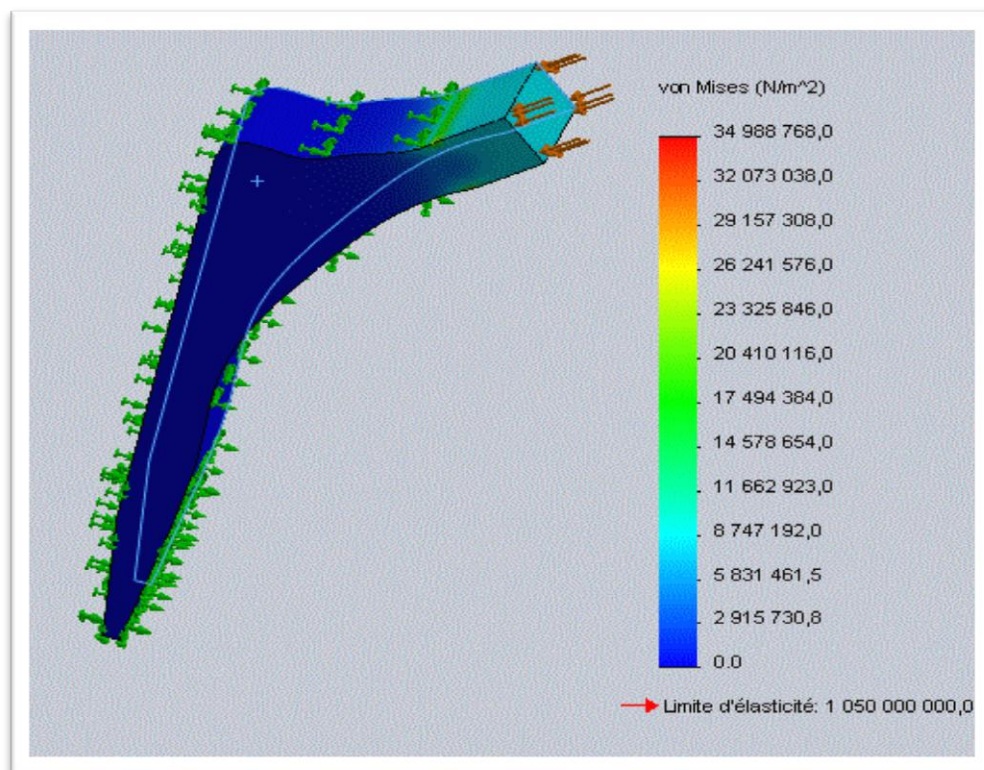
les détails	Caractéristique
Type de maillage	Volumique
Nombre d'éléments	62635
Nombre de nœuds	38880
Homogénéité	99%
Temps de maillage	7 secondes

### III.5 La simulation des éléments du la prothèse du hanche:

Utilise la méthode des éléments finis (MEF), pour calculer les contraintes et les déplacements des pièces et des assemblages causés par les chargements internes et externes afin d'optimiser et de valider chaque étape de conception.

Optimiser et valider de manière efficace chaque étape de conception au moyen des outils de CAO à résolution rapide intégrés de Solid-Works ; Simulation afin d'assurer qualité, performances et sécurité.

#### III.5.1 La simulation du la tige fémorale:



**Figure.III.11 :** Le champ de la simulation d'une tige fémorale soumise à une force de 2000 N.



III.5.2 Simulation de la tête fémorale:

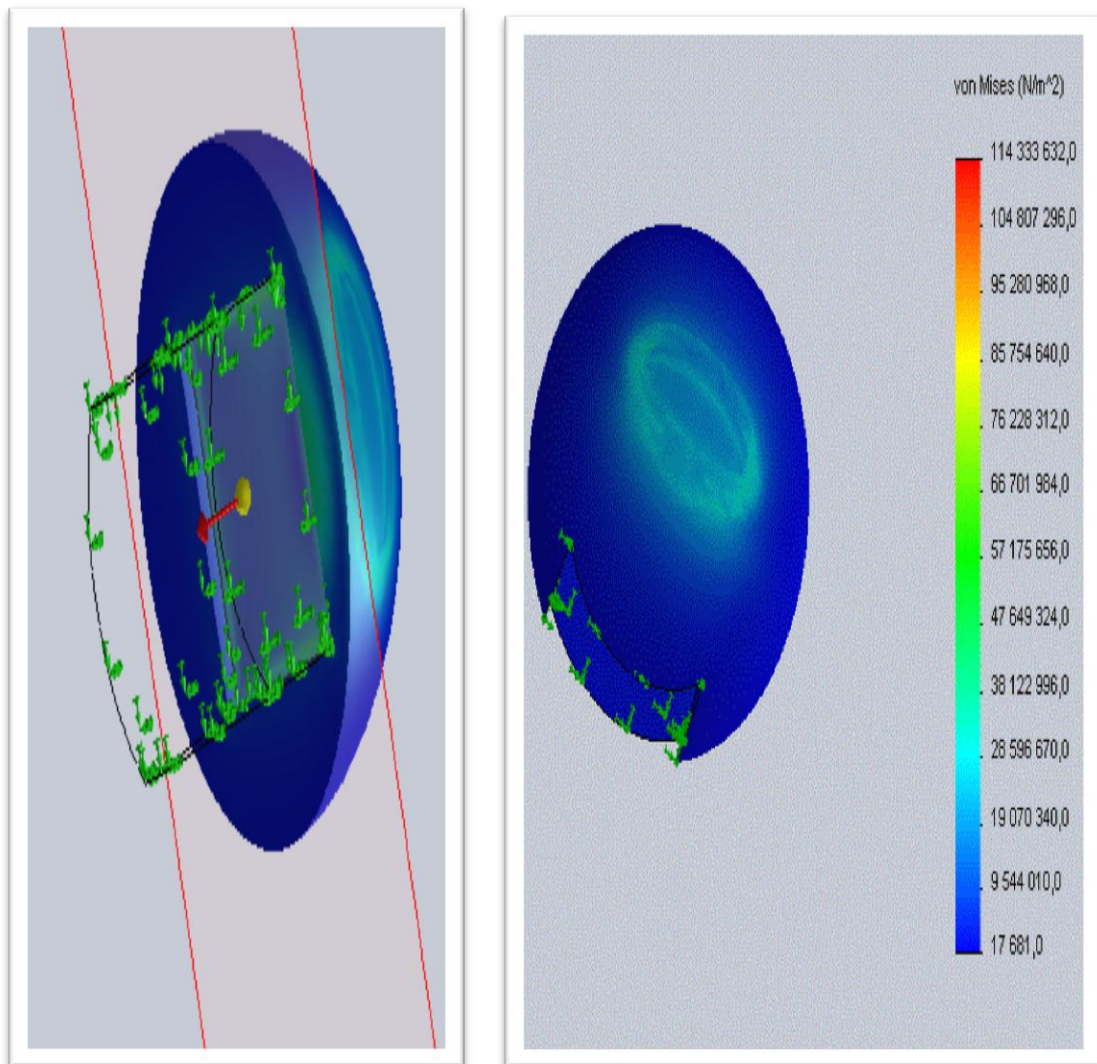


Figure.III.12 : Montre la zone simulée.

III.5.3 Simulation du l'insert de la tête fémorale:

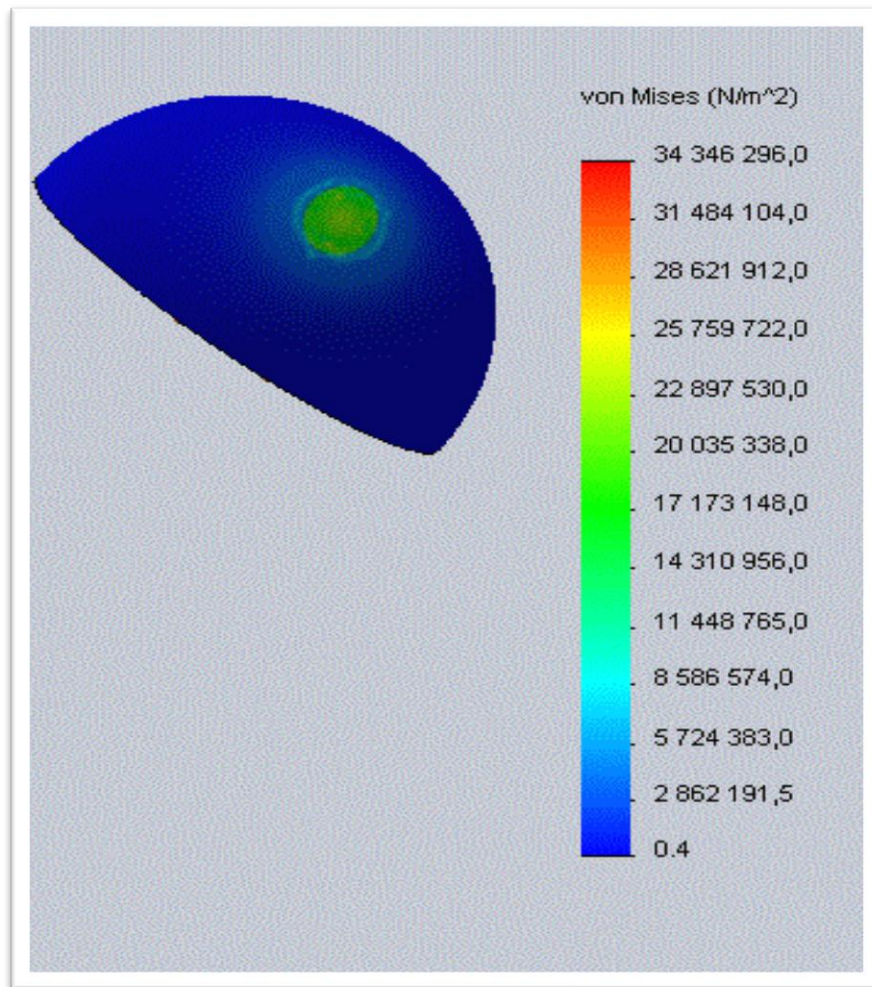
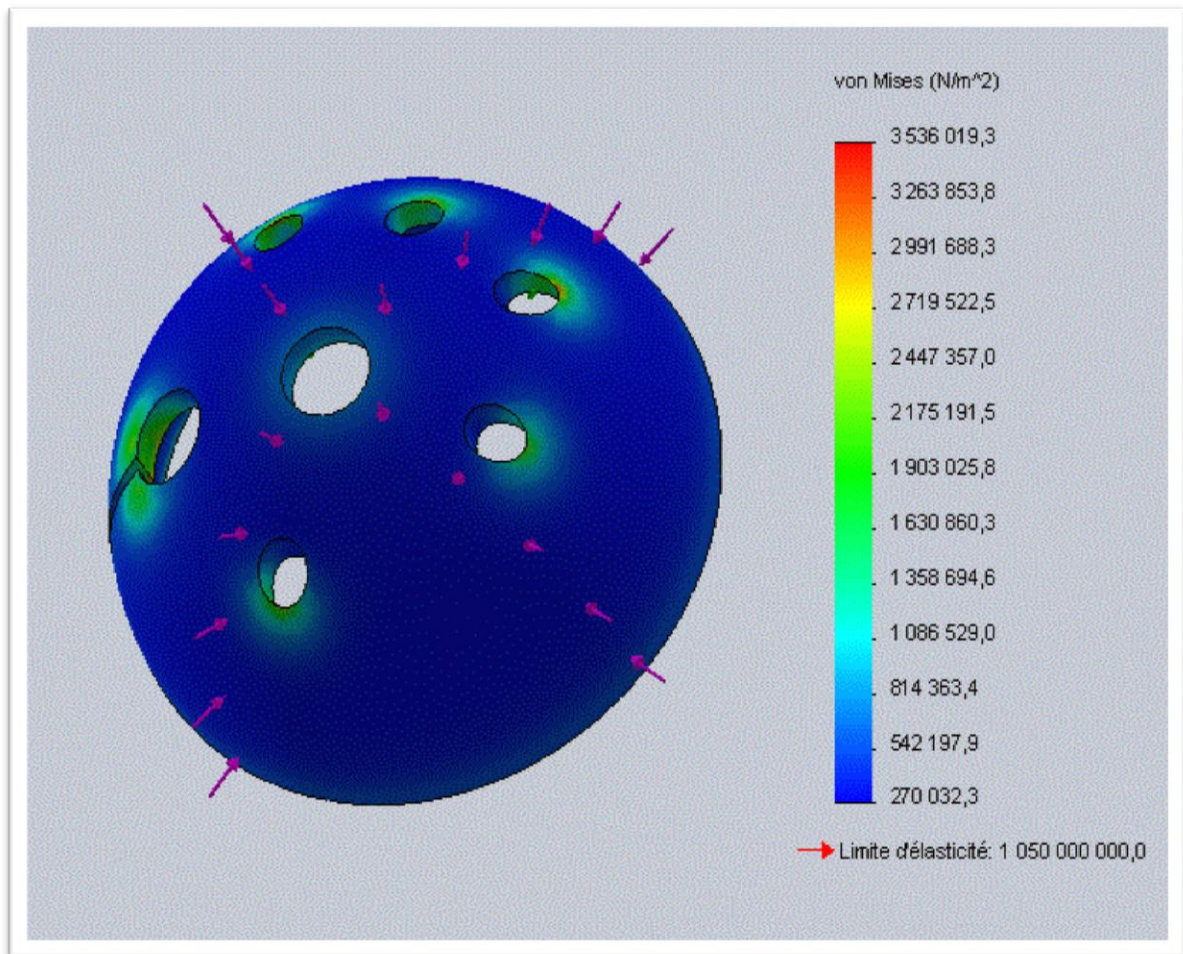


Figure.III.13 : Montre des résultats la simulation de l'insert.

### III.5.4 La simulation du la cupule:

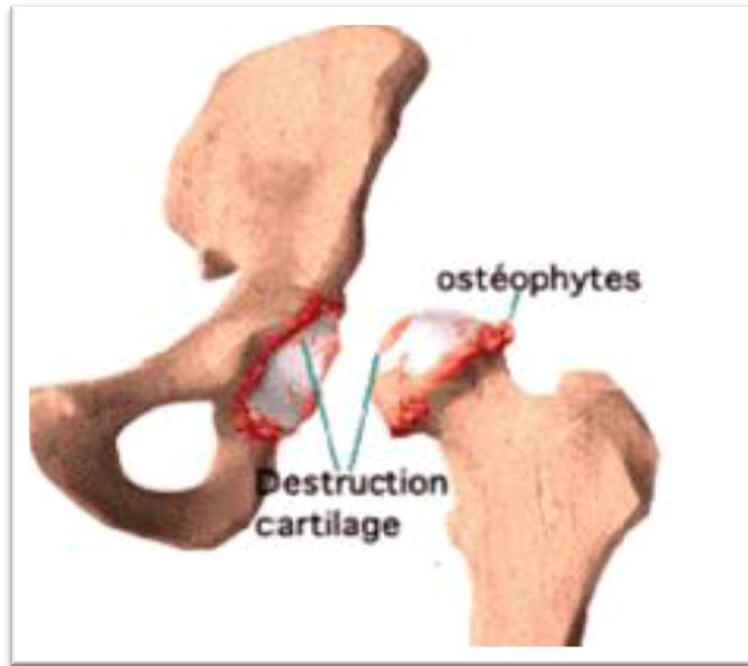


**Figure.III.14 :** Indique le champ simulation de la cotyle soumise à une force de 2000 N.

### III.6 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.





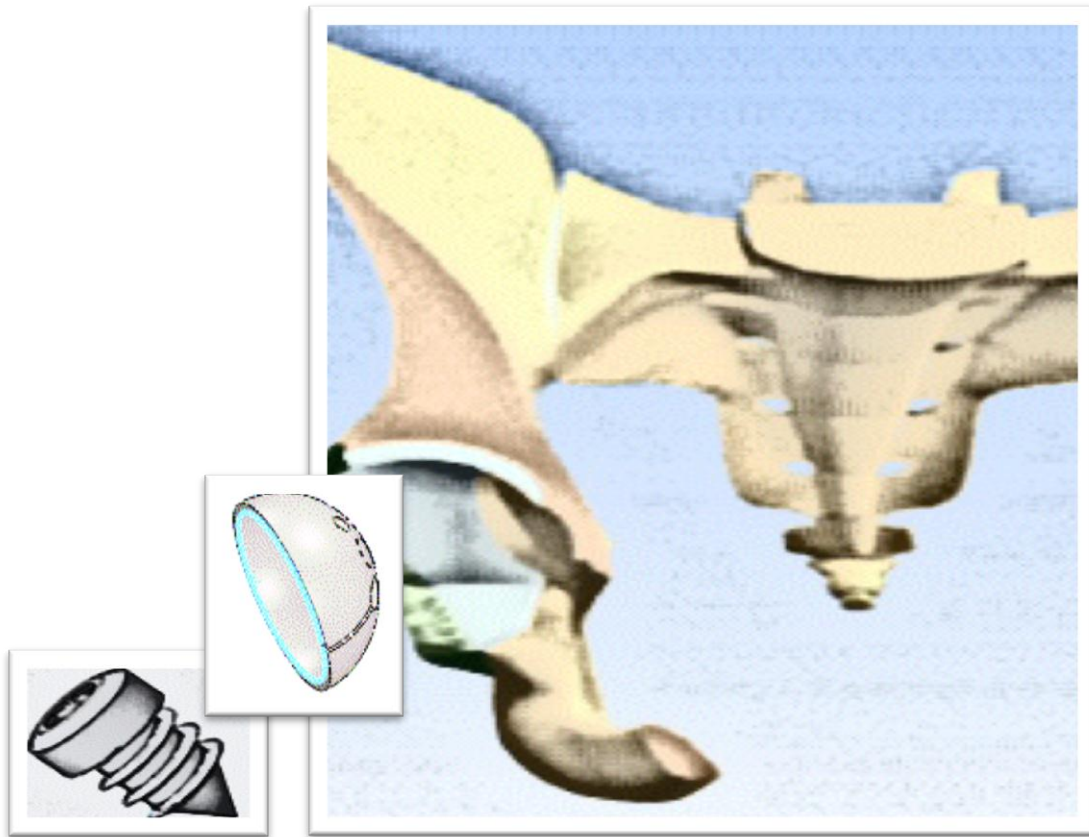
**Figure.III.15** : Cartilage usé (la malade de l'arthrose).

Préparation de l'emplacement de la partie cotyloïdienne: agrandissement de la cavité cotyloïdienne par fraisages successifs.



**Figure.III.16** : Préparation de l'emplacement de la partie cotyloïdienne.

Une fois le fraisage de cavité terminée. La cotyle de la tête fémorale est fixée dans l'os iliaque du bassin grâce à d'une vis corticale.



**Figure.III.17** : Implantation de la cotyle.

La tige fémorale, implantée dans la diaphyse du fémur à aide de ciment chirurgicale la fixation rapide et assurent de la tige.





**Figure.III.18 :** Implantation de la tige fémorale.

D'une façon pratique après fixé la cotyle dans la hanche et la tige fémorale dans le fémur, les autres particules suivant l'enchaînement des organes biologique et leurs rôles. Commencent par une tige fémorale qui implante dans le fémur, la partie active c'est le col entre dans le noyau de la tête fémorale remplace l'organe biologique. À la suite l'insert qui prends la place de cartilage et assuré une double mobilité tête -l'insert, l'insert- tête. Finalement la cotyle vient juste après l'insert pour une meilleure fixation.

### **III.7 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.

Conclure:

- Le risque de luxation semble nul, la tige fémorale est emboîtée dans la tête fémorale avec système de fixation efficace et simple à l'utilisation.
- Minimisation d'usure.

- Prothèse légère et souple par rapport aux autres prothèses (couple métal –métal) totales de hanche (matériau viscoélastique amortie le choc).

Dans le prochain chapitre, nous allons faire la comparaison entre une prothèse existe déjà et notre prothèse propose.

# Conclusion

### Conclusion générale :

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 Un nouveau matériau de la prothèse totale de hanche avec des dimensions très proche à la tête fémorale native. En deuxième lieu, après une étude approfondie sur tous qui est concerné les prothèses totales de hanche nous avons constaté que le matériau un facteur très important dans l'implantation. Il faut le choisir suivant les deux facteurs très essentiels, le premier c'est les caractéristiques mécaniques et le deuxième concerné la biocompatibilité du matériau.

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 (SolidWorks). Après plusieurs tests nous avons trouvé que la résine peut être prise comme référence de matériau qui représente une solution acceptable.

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

- Le risque de luxation semble nulle, la tige fémorale est emboîtée dans la tête fémorale avec système de fixation efficace et simple à l'utilisation (collier élastique).
- Minimisation d'usure.
- Prothèse légère et souple par rapport aux autres prothèses totales de hanche (matériau viscoélastique amortit le choc).
  
- 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).

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 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**.

## REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] : Mr KHOUALDI Salah, mémoire, conception géométrie d'une prothèse totale, en matériau a mémoire viscoélastique, Alger, 2013.
- [2] : REGRADJ Assia, BENSACI Salima, thèse, fracture de L'extrémité sup de fémur, Alger, 2013- 2014.
- [3] : AUDREY Pustoch, thèse, application l'étude de l'influence d'une prothèse podale sur une hanche arthrosique, Lyon 1,2007.
- [4] : JACQUART Syvaine, thèse, substitut osseux injectable, antibactérien et résorbable étude physico-chimique et biologique d'un ciment composite à base d'apatite, Toulouse, 2013.
- [5] : Dr KHEROUA Gaouar, diapo, service articulation coxo-fémorale (hanche) Alger, 2017-2018.
- [6] : JEAN Marc, livre, anatomie appareil locomoteur, (Chevallier) 2<sup>ème</sup> Edition.
- [7] : HAUSSELLE Jérôme, thèse, étude de la dégradation par chocs de tête, et cupule de prothèse de hanche en biomécanique, Saint-Etienne, 2007.
- [8] : AISSOU Lamine, TAHAR CHOUCHE Rfik, mémoire, prise en charge chirurgicale des fractures du col fémorale chez, juin 2017.
- [9] : IMAOUEN Maryame, thèse, les fractures luxation de la hanche chez l'adulte, Maroc, 2017.
- [10] : KERBOULL M traitement des cailllements fémoraux aseptiques des prothèses totales de hanche. Cahiers d'enseignement de la sofcot. Conférences d'enseignement 1996 :1-17.
- [11] : MIGAUD H, MAY O, SOENEN J, GIRARD J, DROUN J, DEROCHE P, LAFFARGUE P, GABRION A, MERTL P, article, distally locked stem for femoral revision Of total hip rthroplastie.
- [12]: Dr BENBAKOUCHE R, diapo, fractures de femur proximal, Bab loued.
- [13]: Fiches Rev Part, book internet d'ortho, Icono RDP 2000 2001 ET Frauma. Org, conf F. Lacombe QCMINTEST 2000.
- [14]: NAILI Mokhtar, mémoire, modélisation géométrique d'une prothèse totale de hanche.
- [15]: J puyet, livre, prothèse totale de la hanche les choix.
- [16]: BOITEAU P, livre, arthroscopy, arthroplasty & facteur.

- [17]: CHEVALIER Jérôme, livre, diapo, rôle de matériau dans les dispositifs médicaux exemple de la prothèse de la hanche de judet aux développements actuels 1946 à 2016.
- [18]: COLAS Sandrine, thèse, étude des déterminantes survies prothétique dès la prothèse totales de la hanche a partie des données du SNIIRAM, paris saclay, 2017.
- [19]: HAMMAPH Imane, annexes, le choix du couple de frottement pour la prothèse de la hanche, 2016.
- [20]: GERINGER Jean, thèse, fretting corrosion de materiaux utilises comme implants orthopedique Saint- Etienne, 2005.
- [21]: FH industrie (fabrication), document gamme hanche, nom du produit Atlas, destination Professionnel de sante N°,du marque CE0456, janvier 2016.
- [22]: FH industrie (fabrication), document gamme hanche, nom du produit Atlas, décembre 2015.
- [23]: JS Antoine, prothèse totale de hanche (docteur.js.antoine@icloud.com).
- [24]: DJABA Faiza, mémoire, frottement et usure des têtes prothétique, Batna, 2009.
- [25]: TRICLOT P, article, la fixation acétabulaire sans ciment de prothèse de première intention, 2012.
- [26]: Microport orthopédies, ciment osseux radio-opaque orthoset-150812-0, Etats- unis, 2013.
- [27]: HAMMANI Younes, les prothèses totales de hanche dans le traitement des cixites inflammatoires (à propos de 78 cas), Maroc, 2017.

## Résumé:

La biomécanique est un domaine de recherches très vaste, propose des solutions à variété des problèmes liés à la santé (les fractures osseuse, usure des particules) ces problèmes de la prothèse totale de hanche est encore ouvert et nécessite beaucoup de travaille pour arriver à une conception efficace et une durée de vie importante.

Dans ce travail nous avons proposé un nouveau matériau, parfaitement élastique pour une prothèse totale de hanche à l'aide du simulateur solide works, 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 :

La biomécanique est un domaine de recherches très vaste, proposer des solutions à la variété des problèmes liés à la santé (les fractures osseuse, l'usure des particules) ces problèmes de la prothèse totale de hanche est encore ouvert et de beaucoup de travail pour arriver à une conception efficace et une durée de vie importante.

Dans ce travail nous avons proposé un nouveau matériau, mais pour une prédiction totale de hanche à l'aide de simuler des travaux solides, qui nous a fourni des résultats satisfaisants qui nous encouragent de continuer dans ce domaine et de proposer d'autre optimisation concernant le matériau utilise la conception géométrique.