

République Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique



Université Ibn Khaldoun de Tiaret

Faculté des Sciences Appliquées

Département de Génie Mécanique



## MÉMOIRE DE FIN D'ETUDES

Pour l'obtention du Diplôme de Master

**Domaine :** Sciences et Technologie

**Filière :** Génie Mécanique

**Parcours :** Master

**Spécialité :** Construction Mécanique

**Thème**

**Simulation numérique par la méthode  
des éléments finis des prothèses totales  
de la hanche sous chargement statique et  
dynamique**

Préparé par :

- **Lasnami ismahane fatima zohra**
- **Benattia Maghnia**

Soutenu publiquement le : 14 / 09 / 2021, devant le jury composé de :

M.SASSI Ahmed	Maître de Conférences "A" (Univ. Ibn Khaldoun)	Président
M.AISSAT Sahraoui	Maître de Conférences "A" (Univ. Ibn Khaldoun)	Examineur
M.HADJI Lazreg	Maître de Conférences "A" (Univ. Ibn Khaldoun)	Examineur
M.ZAGANE Mohammed El Sallah	Maître de Conférences "A" (Univ. Ibn Khaldoun)	Encadreur

Année universitaire : 2020 - 2021



## *Remerciement :*

*Nous remercions " Allah aâzawadjel" de nous avoir données le courage, la patience, la santé et la volonté d'arriver à la fin de ce projet.*

*Nous remercions Monsieur Mohamed Salah Zagane l'encadreur de notre projet de magistère réalisé au sein de l'université Ibn Khaldoun qu'il trouve ici l'expression de notre profonde reconnaissance et nos sincères remerciements pour son aide, sa disponibilité, ses conseils, sa prise en charge et pour tous les moyens nécessaires mise à notre disposition afin de réaliser ce projet.*

*Nous remercions aussi Monsieur Sassi Ahmed professeur à l'Université Ibn Khaldoun pour l'honneur qu'il nous a fait de bien vouloir accepter de présider ce jury.*

*Nous sommes très honorée que Monsieur Aissit Sahraoui et Monsieur Hadji Lazrag ont acceptés de participer à l'examination ce travail, accepteriez l'expression de notre profonde gratitude.*

*Nos remerciements vont en particulier à tous nos amis pour leurs soutiens et encouragements.*

*Grand merci à tous nos enseignants de département de génie mécanique pour leurs efforts durant les années théoriques et leurs gentillesse, accepteriez l'expression de notre reconnaissance.*

*Dédicace :*

*Je dédie ce travail*

*A mes chers parents qui ont toujours à mes  
côtes en m'entourent de leur Sagesse*

*Maman chérie qui est la source de l'amour*

*Mon très cher frère*

*Ma très chère sœur*

*A la mémoire de ma grande mère*

*A la mémoire de mon oncle*

*A Mme makhfi souâd*

*A mes chères amies*

*Lasnami ismahane*

# *DEDICACES*

*À*

*NOS CHERS PARENTS,*

*NOS FAMILLES,*

*NOS FRÈRES ET SŒURS,*

*Benattia Maghnia*

# Sommaire

## CHAPITRE I : BIOMECHANIQUE DE L'OS

<u>I.1.INTRODUCTION</u> .....	5
<u>I.2- Définition</u> .....	5
<u>I.2-1 Objectifs de la Biomécanique</u> .....	6
<u>I.2-2 Applications</u> .....	6
<u>I.3.Architecture osseuse :</u> .....	7
<u>I.3.1.Les os longs</u> .....	9
<u>I.3.2.Lesosplats</u> .....	9
<u>I.3.3.Lesoscourts</u> .....	9
<u>I.3.4.Les os irréguliers</u> .....	9
<u>I.4.Microarchitecture osseuse</u> .....	11
<u>I.5.Microarchitecture osseuse</u> .....	13
<u>I.5.1. Structure de l'os</u> .....	13
<u>I.6. Histologie de l'os</u> .....	16
<u>I.6.1. Cellules osseuses</u> .....	16
<u>I.6.1.1. Cellules ostéogènes</u> .....	16
<u>I.6.1.2. Cellules ostéoblastes</u> .....	16
<u>I.6.1.3. Cellules ostéoclastes</u> .....	16
<u>I.6.1.4. Cellules ostéocytes</u> .....	17
<u>I.7.Caractéristiques mécaniques de l'os :</u> .....	18
<u>I.7.1. Résistance à la traction</u> .....	21
<u>I.7.2. Résistance à la compression</u> .....	21
<u>I.7.3. Résistance au cisaillement</u> .....	22
<u>I.7.4. Résistance à la flexion</u> .....	23
<u>I.5.5. Résistance à la torsion</u> .....	23
<u>I.7.5.6 Description des plans et directions anatomiques du fémur :</u> .....	24
<u>I.8.Mouvements de la Hanche :</u> .....	24
<u>I.8.1-Abduction</u> .....	25
<u>I.8.2 Adduction</u> .....	25
<u>I.8.3 Rotation</u> .....	25
<u>I.9. CONCLUSION</u> .....	28
<b>CHAPITRE II : GENERALITES SUR LES PROTHESES TOTAL DE LA HANCHE</b>	
II.1. Introduction .....	31

II.2. Présentation de la prothèse totale de hanche .....	32
II. 3.Mise en œuvre .....	33
II.4 Historique de la prothèse .....	34
II.4.1 Evolution de la prothèse.....	35
II.4.2 La Prothèse totale de hanche.....	35
II.4.3 Historique de la prothèse totale de hanche .....	37
II.5 La Population concernée par les prothèses .....	41
II.6. L'arthroplastie .....	41
II.6.1. Indications et contre-indications de l'arthroplastie.....	42
II.6.2. Évolution de l'arthroplastie.....	43
II.8. Conclusion .....	44
<b>CHAPITRE III : MODELISATION SOUS CHARGEMENT STATIQUE</b>	
III.1. Introduction .....	46
III.2. Modélisation par la méthode des éléments finis .....	46
III.2.1. Représentation du modèle « CMK3 » .....	46
III.2.2.Propriété mécanique .....	48
III.2.3. Conditions aux limites du modèle .....	48
III.2.4.Les charges appliquées au PTH.....	48
III.2.3.Maillage .....	49
III.3.Résultats .....	50
III.3.1. Distribution des Contraintes dans le ciment .....	50
III.3.1.1.Distribution des Contrainte équivalente .....	50
III.3.1.2.Contrainte normale de xx du ciment : .....	51
III.3.1.3. Contrainte normale de yy du ciment : .....	52
III.3.1.4.Contrainte cisaillement $\tau_{xy}$ du ciment :.....	53
III.3.2.Contrainte équivalente de Von Mises dans l'implant :.....	53
III.3.2.1.Contrainte normale de xx de l'implant:.....	54
III.3.2.2.Contrainte normale de yy de l'implant:.....	55
III.3.2.3.Contrainte cisaillement $\tau_{xy}$ de l'implant.....	55
III.3.3.Contrainte équivalente de Von Mises dans l'os cortical .....	56
III.3.3.1.Contrainte normale de xx de l'os cortical .....	57
III.3.3.2.Contrainte normale de yy de l'os cortical : .....	58

III.3.3.3. Contrainte de cisaillement $\tau_{xy}$ de l'os cortical : .....	59
III.4. Conclusion : .....	61
<b>CHAPITRE IV : MODELISATION SOUS CHARGEMENT DYNAMIQUE</b>	
IV.1.Introduction .....	62
IV.2.Propriétés mécaniques du modèle .....	62
IV.3.Conditions aux limites .....	63
IV.4.La charge appliquée au fémur .....	63
IV.4.2.La nature et la durée d'un cycle pour chaque activité .....	65
IV.5.Maillage de la structure .....	66
IV.6.Analyse des résultats sous l'effet des chargements dynamiques .....	67
IV.7.Etude comparative des contraintes maximales de Von Mises .....	67
IV7.1.Contrainte de Von Mises dans le ciment .....	67
IV.7.2.Contrainte de Von Mises dans l'os cortical .....	68
IV.7.3.Contrainte de Von Mises dans le PTH .....	70
<b>CONCLUSION GENERAL</b> .....	72



## liste des figures

### Chapitre I

<b>Figure I-1</b> Corps squelettique humain: (a) système squelettique humain; B) les os de la hanche et du bassin; Et (c) l'anatomie du fémur proximal humain. ....	7
<b>Figure I-2:</b> Structure d'une molécule de collagène [1]. ....	8
<b>Figure I-3:</b> Représentation des trois types d'os que l'on trouve dans le corps humain, longs, courts et plats.[2].....	9
<b>Figure I-4 :</b> Représentation des différentes parties anatomiques qui composent un os long, ici le fémur. La diaphyse représente la partie centrale de l'os. A chaque extrémité on retrouve les métaphyses suivies des épiphyses qui servent de surface articulaire [3]. ....	11
<b>Figure I-5 :</b> Représentation de la ligne épiphylle sur la partie distale du fémur. La ligne épiphylle marque la séparation entre la métaphyse et l'épiphyse une fois la croissance achevée.[4].....	11
<b>Figure I-6 :</b> Section osseuse de l'extrémité proximale du fémur [5]. ....	12
<b>Figure I-7:</b> Hierarchical structure of bone [6]. ....	13
<b>Figure I-8 :</b> Structure et composition de la partie cortical d'un os long. [8].....	14
<b>Figure I-9 :</b> Représentation des canaux de Volkmann et de Havers dans l'os cortical. Les canaux de Volkmann sont disposés verticalement et sont connectés entre eux grâce aux canaux de Havers...	15
<b>Figure I-10 :</b> Orientation et structure des trabécules osseuses. ....	15
<b>Figure I-11:</b> Cellules de l'os trabéculaire [11]. ....	16
<b>Figure I-12 :</b> Détails d'une coupe de travée osseuse [11]. ....	17
<b>Figure I-13 :</b> Chargements cyclique de l'os[19,20]. ....	20
<b>Figure I-14:</b> Courbes contraintes-déformation du fémur[27].....	22
<b>Figure I-15 :</b> Variation de la micro dureté[28] ; charge appliquée :P=100Kg. ....	23
<b>Figure I.16 :</b> Repères globaux du corps humain et les directions anatomiques du fémur.....	24
<b>Figure I.17 :</b> La balance de PAWELS[30]. ....	25
<b>Figure I-18:</b> Schéma illustrant la répartition du poids du corps sur chaque articulation coxo-fémorale en situation debout bipodale [31].....	26
<b>Figure I-19:</b> Balance de PAUWELS [31]. ....	27

### Chapitre II

<b>Figure II.1:</b> Exemple de prothèse de hanche cimentée (A) et non cimentée (B). ....	32
<b>Figure II.2.:</b> Eléments constituant une prothèse totale de hanche. ....	33
<b>Figure II.3.:</b> Implantation d'une prothèse totale de hanche cimentée. ....	34
Photos prises lors d'une opération chirurgicale.....	34

<b>Figure II.4</b> : Prothèse Totale de Hanche.....	36
<b>Figure II.5</b> : Différentes tiges à cimenter .....	36
<b>Figure II.6</b> : tiges non cimentées.....	39
<b>Figure II.7</b> : différents couples implant-cupule.....	40
<b>Figure II.8</b> : P.T.H avec cupule en polyéthylène, tête en céramique et.....	43

### Chapitre III

<b>Figure III.1.</b> Modèle tridimensionnel de la prothèse total. ....	47
<b>Figure III.2.</b> Modèle tridimensionnel de la prothèse total de hanche (A) ciment orthopédique (B) implant fémoral os cortical (C) os spongieux (D).....	47
<b>Figure III.3</b> : Représentation schématique des conditions aux limites imposées. ....	49
<b>Figure III.4</b> : Maillage du modèle analysé.....	50
<b>Figure.III.5</b> : Répartition des contraintes de Von Mises dans le ciment orthopédique pour les trois activités: a - la marche normale, b - montée l'escalier, c - levée d'une chaise. ....	51
<b>Figure III.6</b> : Variation des contraintes normales $\sigma_{xx}$ dans le ciment pour les trois activités. ....	51
<b>Figure III.7</b> : Variation des contraintes normales $\sigma_{yy}$ dans le ciment.....	52
<b>Figure III.8</b> : Variation des contraintes tangentielles $\tau_{xy}$ dans le ciment.....	53
<b>Figure III.9</b> : Répartition des contraintes de Von Mises dans l'implant pour les trois activités: a - la marche normale, b - montée l'escalier, c - levée d'une chaise. ....	54
<b>Figure III.10</b> : Variation des contraintes normales $\sigma_{xx}$ dans l'implant pour les trois activités. ....	54
<b>Figure III.11</b> : Variation des contraintes normales $\sigma_{yy}$ dans l'implant pour les trois activités. ....	55
<b>Figure III.12</b> : Variation des contraintes normales $\tau_{xy}$ dans l'implant pour les trois activités.....	56
<b>Figure.III.13</b> : Répartition des contraintes de Von Mises dans l'os cortical pour les trois activités: a - la marche normale, b - montée l'escalier, c - levée d'une chaise. ....	57
<b>Figure III.14</b> : Variation des contraintes normales $\sigma_{xx}$ dans l'os cortical pour les trois activités... 58	
<b>Figure III.15</b> : Variation des contraintes normales $\sigma_{yy}$ dans l'os cortical pour les trois activités... 59	
<b>Figure III.16</b> : Variation des contraintes cisaillement $\tau_{xy}$ dans l'os cortical pour les trois activités. ....	60

### Chapitre IV

<b>Figure IV.1.</b> Les conditions au limite du chargement dynamique de la prothèse CMK 3.....	63
<b>Figure IV.2</b> système de coordonnées du fémur gauche .....	64

<b>Figure IV.3</b> Force de contact F du patient type NPA au cours de neuf activités.[54] .....	64
<b>Figure IV.4:</b> Variation des forces appliquées sur la PTH pour trois activités (marche normale, montée des escaliers et levée d'une chaise). .....	66
<b>Figure IV.5 :</b> maillage adapté à la prothèse totale de hanche (CMK3).....	66
<b>Figure IV.6</b> Distribution des contraintes maximales de Von Mises du ciment dans les trois activités. ....	67
<b>Figure IV.7</b> contraintes maximales de Von Mises du ciment en fonction du temps de chaque cycle. ....	68
<b>Figure IV.8</b> Distribution des contraintes maximales de Von Mises de l'os cortical dans les trois activités.....	69
<b>Figure IV.9</b> contraintes maximales de Von Mises de l'os cortical en fonction du temps de chaque cycle. ....	69
<b>Figure IV.10</b> Distribution des contraintes maximales de Von Mises de l'implant dans les trois activités.....	70
<b>Figure IV.11</b> contraintes maximales de Von Mises de l'implant en fonction du temps de chaque cycle. ....	71

## liste des tableaux

### Chapitre III

**Tableau.III.1** : propriétés mécanique de la prothèse total de la hanche ..... 48

**Tableau.III.2** : Chargement maximale pendant les trois activités. .... 48

### Chapitre IV

**Tableau IV.1** : Propriétés mécaniques du système os-ciment-implant. .... 62

**Tableau IV.2** : amplitude des efforts et durée d'un cycle pour chaque activité [[54]] ..... 65

**Tableau IV.3** Contraintes maximales de Von Mises exprimées en MPa pour les trois.....71

La biomécanique utilise des méthodes d'ingénierie traditionnelles pour analyser les systèmes biologiques. L'arthroplastie totale de hanche est une méthode d'intervention biologique articulaire avec prothèses. Son efficacité dépend de la qualité de la reconstruction, de l'architecture, de la mécanique de la hanche, de l'intégrité de l'équilibre, qui consiste à prolonger la vie de la population.

L'arthroplastie totale de la hanche (ART) est devenue une intervention chirurgicale extrêmement efficace pour soulager la douleur et le dysfonctionnement chez les patients atteints d'arthrite de la hanche d'étiologies diverses. La prothèse totale de hanche de type CHARNLEY, développée dans les années 1960, avec une durée d'implantation d'une dizaine d'années, est toujours considérée comme une référence dans le monde.

Par conséquent, les recommandations initiales de Charnley, de conserver cette intervention chez les personnes âgées n'a pas été suivies et, les indications se sont étendues progressivement à des patients plus jeunes pour lesquelles les autres solutions options de traitement ne sont pas satisfaisantes, notamment en cas d'échec du traitement conservateur dans le cadre des fractures du col fémoral.

Aujourd'hui, grâce à la coopération entre chirurgiens et ingénieurs, le succès de la chirurgie orthopédique nécessite des prothèses orthopédiques de plus en plus performantes. La qualité de ces dernières dépend essentiellement de la nature du matériau utilisé pour leur fabrication. L'objectif de cette étude consiste en une analyse numérique tridimensionnelle par la méthode des éléments finis du comportement statique et dynamique de la prothèse totale de hanche de type CMK3.

La recherche est d'étudier le niveau et la répartition des contraintes des composants de l'articulation de la hanche résultant des trois activités quotidiennes des porteurs de PTH. Cette dernière devrait remplir sa fonction pendant toute la durée de vie postopératoire du patient, sans gêne ni complications ;or, quel que soit le mode de fixation, avec ou sans ciment, la durée moyenne de vie d'une prothèse de hanche in vivo est actuellement d'environ 8 ans. La durabilité d'un implant dépend de l'interaction de divers facteurs, certains d'entre eux relèvent de la responsabilité du fabricant, d'autres, comme la technique d'implantation, le choix et la fixation de la prothèse est de la responsabilité du chirurgien, et le reste dépend du patient, comme par exemple : la réponse biologique et physiologique vis-à-vis de l'implant, l'état de santé du patient, la qualité de l'os support, le comportement du patient (prise de poids, transport de charges lourdes, niveau d'activité physique élevé. La fixation de la prothèse est assurée par un ciment appelé PMMA (Polymé-thyléméthacrylate), un polymère qui se solidifie en quelques

minutes. La charge supportée par la prothèse va se transmettre à l'os par l'intermédiaire de ce polymère.

L'objectif de cette étude consiste à simuler par la méthode des éléments finis sous chargement statique et dynamique le comportement mécanique de la prothèse total de la hanche CHARNELY (CMK3) et de déterminer l'état de contrainte dans les composants fémoraux (prothèse, ciment et os). Les composants sont soumis à une charge dynamique due à trois activités (la marche normale, descendre les escaliers et plier le genou) d'un patient âgé de 70 ans de taille de 1.75m avec un poids (BW) de 840N.

Notre travail est divisé en quatre chapitres en plus d'une introduction, une conclusion et des références bibliographiques.

**Le premier chapitre** est présente une recherche bibliographique a permis de poser les bases scientifiques en rapport avec l'architecture, la composition et les processus formation et de résorption du tissu osseux.

**Le deuxième chapitre** porte sur des généralités sur les prothèses totales de hanche et les différents organes constituant l'articulation naturelle de la hanche, ainsi les indications et les contre-indications de l'arthroplastie de la PTH

**Le troisième chapitre** porte sur une analyse statique par la méthode des élément finis à l'aide de logiciel Abaqus version 6.17, utilisant le model PTH de pied gauche cimenter de type CMK3 afin de déterminer la distribution des contraintes de Von Mises dans les trois éléments du PTH (implant, ciment, os).

**le quatrième chapitre** consiste à l'analyse des contraintes sur le système PTH l'ors des mouvements dynamiques du patient dans les activités quotidien.

Enfin, une conclusion générale sur les principaux aspects abordés dans cette étude et les résultats obtenus ainsi que des perspectives sur l'importance de l'analyse numérique éléments finis 3D sur le comportement mécanique de la prothèse total de la hanche sous chargement statique et dynamique.

## I.1.INTRODUCTION

Le squelette humain est composé de 204 os articulés qui assurent plusieurs fonctions essentielles.

Les os peuvent être classés en fonction de leur emplacement, forme, taille et structure. En fonction de l'emplacement, les os peuvent être divisés en deux composantes, le squelette axial et le squelette appendiculaire. Le squelette axial forme l'axe central du corps. Il se compose des os du crâne, la colonne vertébrale et la cage des côtes. Le squelette appendiculaire se compose des os charnus supérieurs (bras, avant-bras et mains soutenus par les ceintures pelviennes) et des os des membres inférieurs (figures I-1a) et 1b).

Ces os constituent la charpente du corps, sur laquelle les muscles et les autres structures pourront se fixer. Ils assurent également une fonction de protection pour certains organes, comme ceux situés dans la cage thoracique (cœur, poumons, etc.) et facilitent le mouvement. Les os sont aussi impliqués dans la formation des cellules sanguines, le métabolisme du calcium et le stockage de minéraux. L'os est un matériau complexe de par son architecture, sa composition et son fonctionnement métabolique. En effet en tant que matériau vivant, l'os est soumis à de nombreuses contraintes mécaniques et physiologiques. Ces contraintes vont alors servir de critères pour initier l'adaptation osseuse. Ce chapitre a pour but de présenter et de caractériser la structure, la composition et les principes de formation/résorption osseux. Ainsi les différents types d'architectures osseuses seront détaillés, permettant d'identifier les caractéristiques de chacune. Ensuite le détail de leur composition sera abordé dans le but de connaître les éléments influant sur sa solidité, sa souplesse et son altération (vieillesse). Puis l'histologie de l'os sera traitée et permettra de caractériser les principales cellules intervenantes dans la dynamique de la formation et du remodelage osseux. Pour finir, avant de parler du principe et du fonctionnement du remodelage osseux en lui-même, les différents processus de formation et résorption osseux vont être développés pour permettre une meilleure compréhension du rôle de chacune des cellules intervenant dans la formation et la résorption osseuse.

## I.2- Définition

La biomécanique n'est pas une science à proprement parlé ; c'est une approche scientifique récente qui utilise les apports d'autres sciences, biologiques et fondamentales, afin d'étudier l'être humain avec l'œil d'un ingénieur. Elle explore les propriétés mécaniques des êtres vivants et en analyse les principes mécaniques sous-jacents.

### **I.2-1 Objectifs de la Biomécanique**

La biomécanique traite des principes de construction du corps humain et des relations entre les structures et les fonctions du corps. Leurs complexités exigent des approches analytiques spécifiques et complexes pour décrire, analyser et modéliser le système biomécanique. L'adaptation des structures biologiques aux exigences fonctionnelles se heurte à une contrainte particulière qui est la fluctuation des propriétés physiques du corps dans le temps. Les principaux objectifs de la biomécanique sont axés sur les applications pratiques et nous pouvons définir trois orientations :

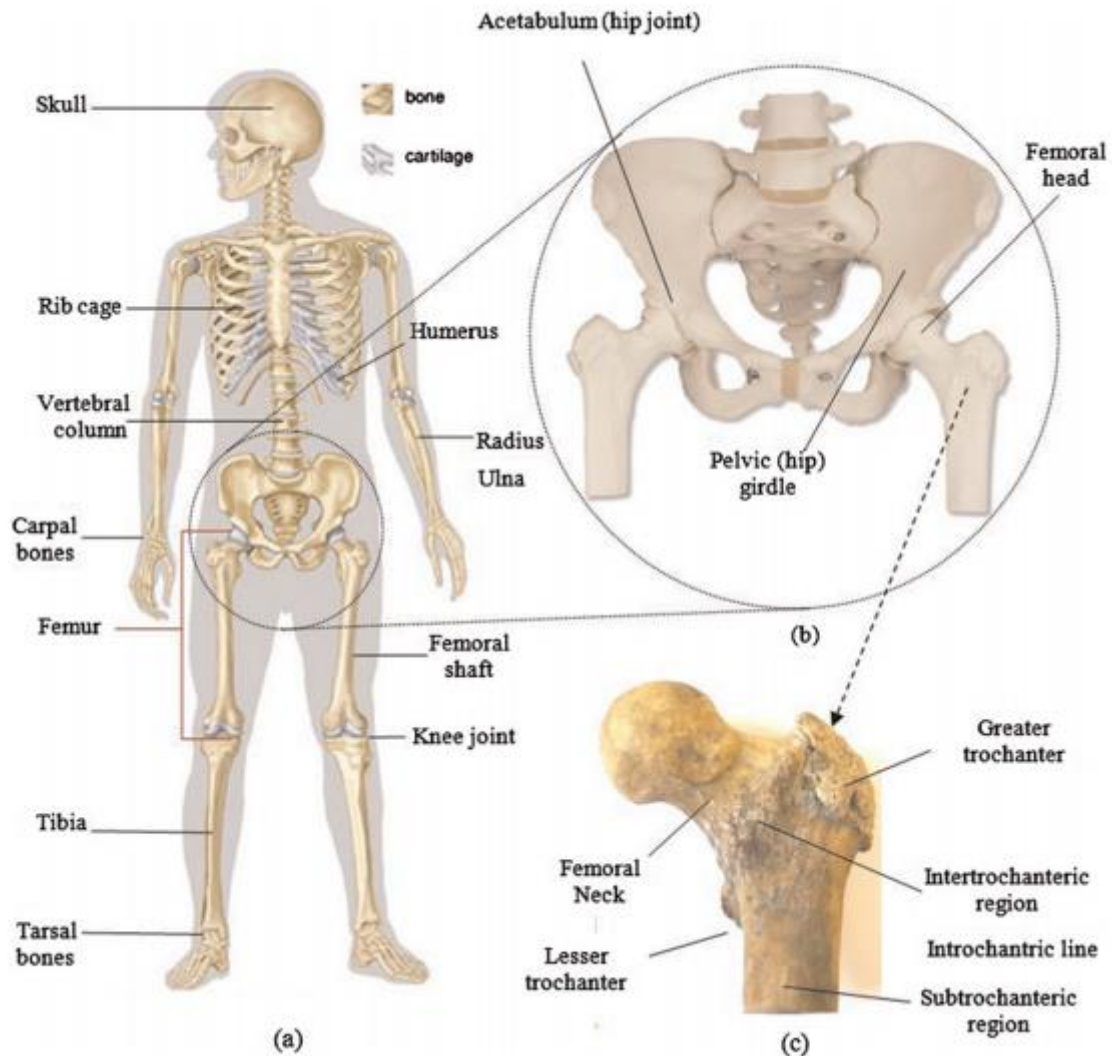
- Comprendre les lois de la mécanique et formuler les principes biomécaniques sous-jacents aux mouvements humains,
- Identifier les facteurs susceptibles d'influencer les fonctions motrices et les facteurs physiologiques limitant leur réalisation,
- Améliorer les fonctions motrices, et à tous les niveaux, les performances accomplies par ces fonctions.

### **I.2-2 Applications**

Les domaines d'application de la biomécanique sont multiples et variés, voici quelques exemples :

- En médecine : compréhension mécanique des systèmes physiologiques. Conception d'orthèses et de prothèses ayant les mêmes caractéristiques que les éléments humains qu'elles remplacent
- En sport : compréhension du geste sportif et amélioration de la performance
- En ergonomie : amélioration du rendement, étude et optimisation des postes de travail, mais aussi adaptation de ceux-ci au plus grand nombre (ex. des sièges de voiture)





**Figure I-1** Corps squelettique humain : (a) système squelettique humain; B) les os de la hanche et du bassin; Et (c) l'anatomie du fémur proximal humain.

### I.3. Architecture osseuse :

L'os est un tissu hautement organisé, au système métabolique très actif. Il est constitué de deux parties principales : l'une minérale (ou inorganique) représentant 65% de sa masse totale, composée majoritairement de cristaux d'hydroxyapatites  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ; et l'autre organique, le collagène représentant 20% de sa masse totale, composé de deux protéines de nature collagénique et non collagénique. Les protéines collagéniques de l'os sont principalement de type I (environ 90%). Ce sont des molécules triple hélice disposées de manière à fournir l'élasticité à l'os (Figure I-2). Cet ensemble appelé procollagène constitue la phase organique sécrétée par certaines cellules osseuses et résorbée par d'autres. Elle a la particularité de pouvoir se minéraliser avec le temps, processus qui sera détaillé plus loin.

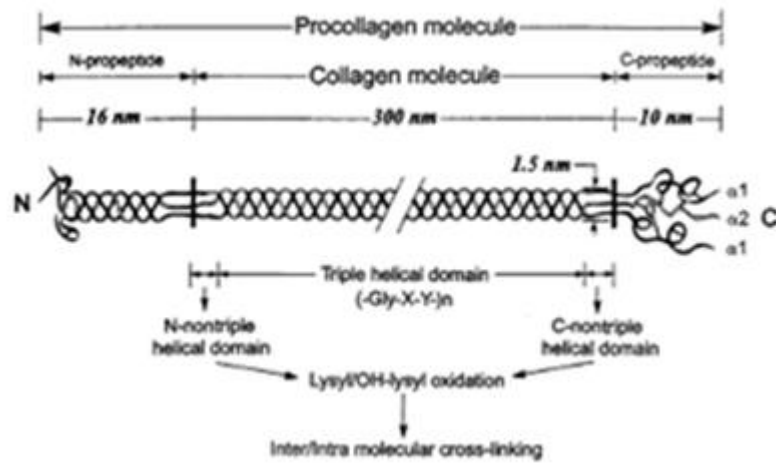


Figure 1-2

**Figure I-2:** Structure d'une molécule de collagène [1].

Il existe plus de deux cents types de protéines non collagéniques qui composent de la phase organique de l'os. Elles sont composées, entre autres, d'ostéocalcine synthétisée par les cellules osseuses qui forment l'os, d'ostéonectine qui lie les molécules de collagène avec l'hydroxyapatite et joue un rôle important dans la phase de minéralisation osseuse, et de protéoglycane dont le rôle n'a pas encore totalement été élucidé. Le reste (environ 15%) étant formé d'eau et de divers autres composants. Le système osseux a deux missions essentielles. La première est d'ordre mécanique puisqu'elle consiste en une structure rigide (le squelette) servant de support à nos muscles afin de nous permettre de nous mouvoir, tandis que la deuxième est physiologique puisqu'elle vise à réguler, entre autres, les taux de phosphate et de calcium (Ca) dans le corps par le biais

de l'homéostasie.

Il existe dans le corps des os longs, courts, plats ou irréguliers. Le plus petit est le pisiforme du poignet, de la taille d'un petit pois, et le plus long est le fémur qui peut atteindre 60 cm. que l'on peut distinguer sur la Figure I-3 :

- longs
- plats
- courts ou irréguliers

### I.3.1. Les os longs

Le fémur comprend comme tous les os longs un fût central, ou diaphyse, et deux extrémités, ou épiphyses, recouvertes de cartilage articulaire.

Autres os longs : clavicule, humérus, radius, cubitus, métacarpiens, phalanges, tibia, péroné (ou fibula), métatarsiens, os des orteils.

### I.3.2. Les os plats

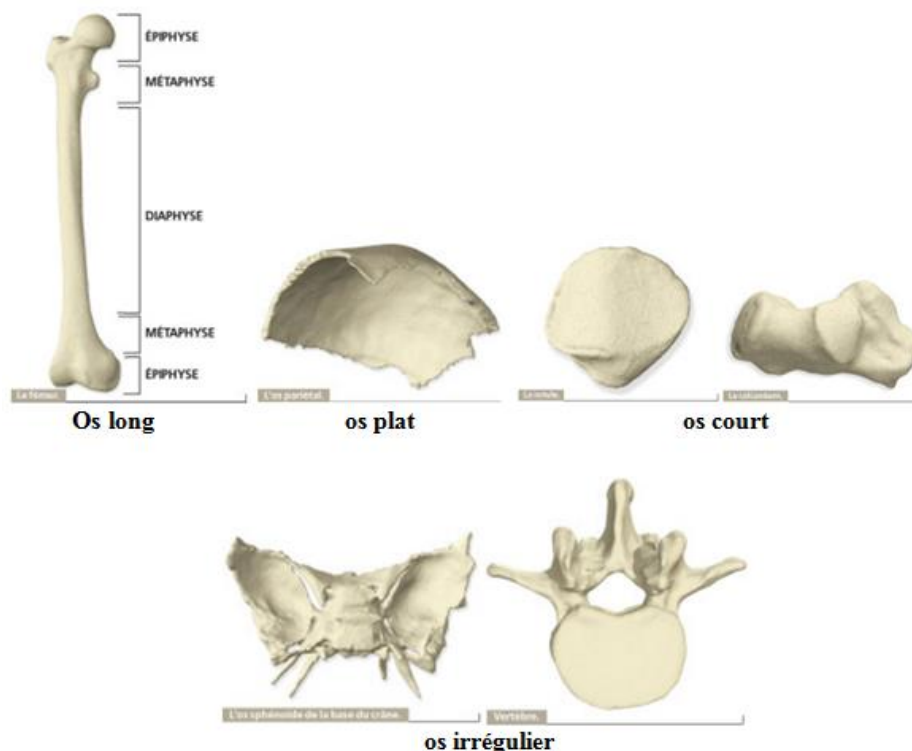
L'os pariétal, qui occupe la partie haute de la moitié arrière du crâne, possède deux faces parallèles. Il est relié aux os voisins par des sutures élastiques chez l'enfant et des soudures fixes chez l'adulte.

### I.3.3. Les os courts

La rotule et le calcaneum, comme tous les os courts, sont ramassés sur eux-mêmes. La forme des os courts peut être arrondie, pyramidale, ovoïde, cubique ou irrégulière.

### I.3.4. Les os irréguliers

Le sphénoïde, situé à la base du crâne, est l'un des os les plus irréguliers du corps avec ses ailes, ses aiguilles ou apophyses et ses fentes autour d'un corps central plus massif. Certains possèdent des cavités ou sinus.

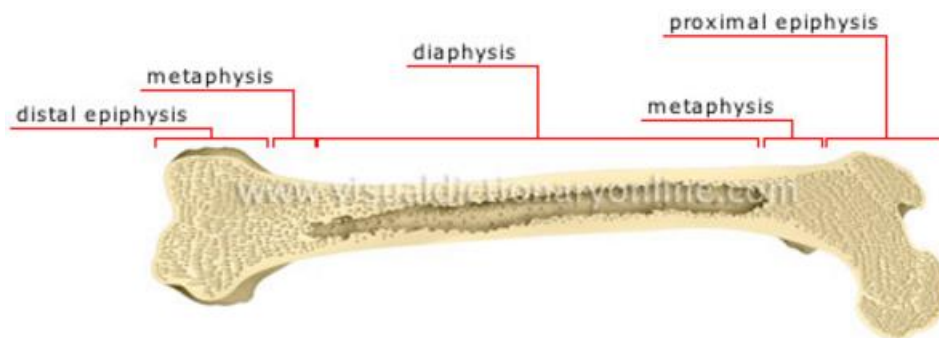


**Figure I-3:** Représentation des trois types d'os que l'on trouve dans le corps humain, longs, courts et plats. [2]

Bien que tous les os aient une structure similaire et donc que le sujet de cette thèse puisse s'appliquer à n'importe quel type d'os, il a été choisi de porter cette étude sur les os longs. Plus précisément le fémur et cela pour plusieurs raisons. Tout d'abord, avec le poignet et les vertèbres le fémur représente l'un des principaux sites de fracture ostéoporotique. Ensuite il constitue un très bon exemple chirurgical, dans la mesure où les opérations de prothèses de hanches et de genoux se pratiquent directement sur le fémur. De plus, c'est également sur lui que porte la majeure partie des cas d'études du remodelage osseux.

La figure suivante (Figure I-4) illustre les différentes parties qui composent le fémur. On observe que la plupart des termes ont une racine commune qu'est la « physe ». Étymologiquement ce mot vient du grec fusiv qui veut dire « naître », « croître ». On comprend donc que la physe désigne la partie originelle

de l'os. De là, on peut alors construire un ensemble de termes autour de cette racine. La diaphyse représente l'allongement de la partie centrale de l'os entourant la cavité médullaire et est comprise entre les deux métaphyses. La métaphyse, elle, représente la partie de l'os comprise entre la diaphyse et l'épiphyse. Elle contient le cartilage permettant à l'os de grandir durant l'adolescence. Une fois l'âge adulte atteint, la ligne épiphylle (Figure I-5) marque la séparation entre la métaphyse et l'épiphyse. L'épiphyse est faite de tissu trabéculaire et elle s'articule avec les os voisins par l'intermédiaire du cartilage qui l'entoure. On remarque deux métaphyses et deux épiphyses, l'une proximale et l'autre distale, par référence à leur position par rapport au centre du corps. À l'intérieur de l'os, dans la cavité médullaire, est contenue la moelle jaune qui contient, entre autres, les nerfs, les artères et les veines. L'endoste et le périoste représentent respectivement la surface interne et externe de l'os. L'endoste forme la cavité médullaire alors que le périoste enveloppe l'os dans sa totalité, excepté au niveau des articulations. C'est sur le périoste que se fixent les muscles et les ligaments. Il contribue principalement à l'épaisseur et à la croissance de l'os, car il est particulièrement bien vascularisé.



**Figure I-4 :** Représentation des différentes parties anatomiques qui composent un os long, ici le fémur. La diaphyse représente la partie centrale de l'os. A chaque extrémité on retrouve les métaphyses suivies des épiphyses qui servent de surface articulaire [3].

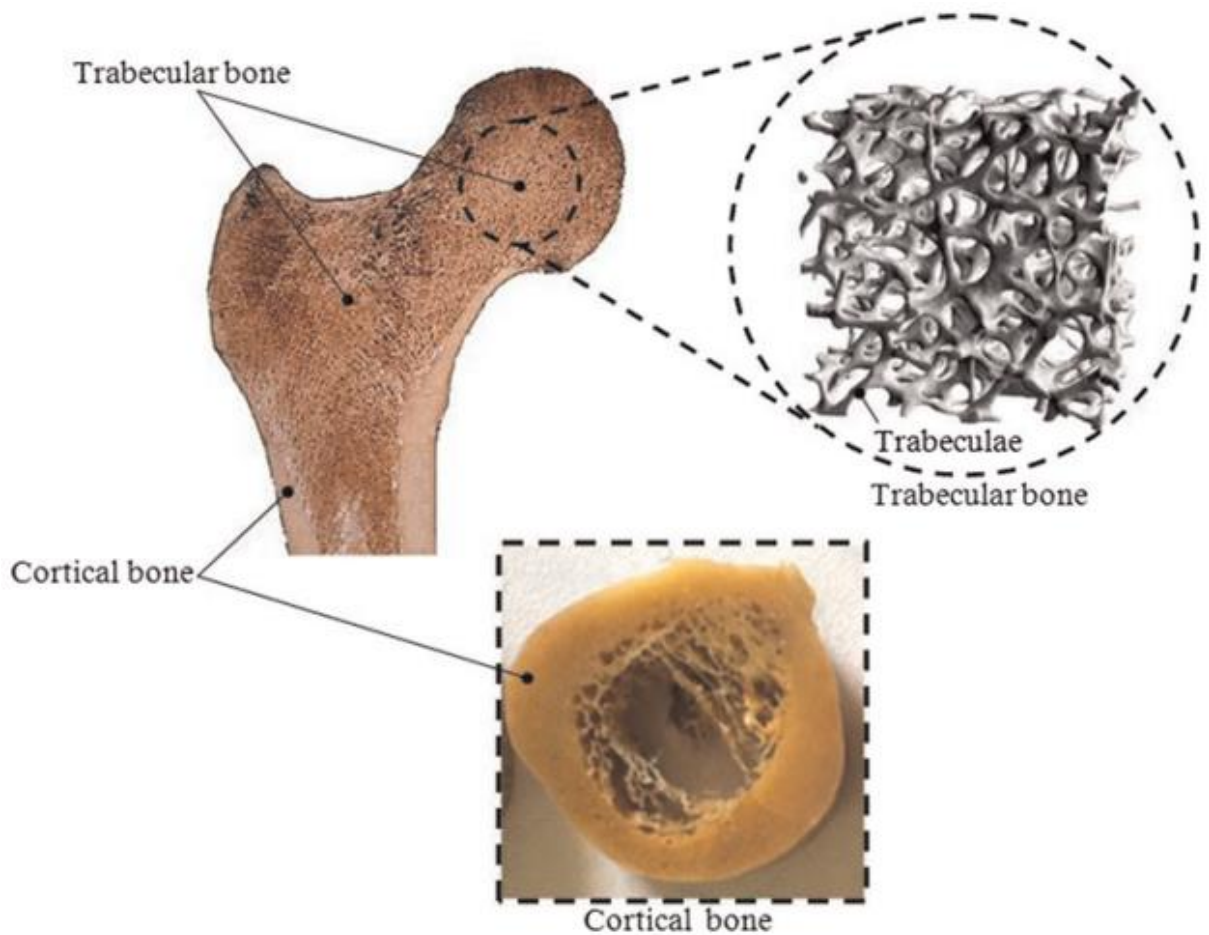


**Figure I-5 :** Représentation de la ligne épiphylle sur la partie distale du fémur. La ligne épiphylle marque la séparation entre la métaphyse et l'épiphysse une fois la croissance achevée.[4]

#### I.4.Microarchitecture osseuse

À l'échelle cellulaire, il existe deux mécanismes de formation du tissu osseux : les ossifications intramembranaires et endochondrale. Le premier mécanisme, comme son nom l'indique, est chargé de transformer le tissu membranaire en tissu osseux, tandis que le second ossifie le tissu cartilagineux. Durant chacun des deux processus on rencontre deux formes de tissus osseux différents. La première forme est appelée « os primaire » et a la particularité de n'avoir aucune orientation particulière des fibres de collagène ; elle a donc une structure isotrope. Durant la réorganisation et la croissance de l'os, la forme primaire sera progressivement remplacée par l'os secondaire (lamellaire) qui, lui, a la particularité d'avoir une orientation privilégiée des fibres de

collagène. Cependant, en fonction de la localisation, on distinguera deux architectures osseuses différentes (Figure I-6) : l'os cortical et l'os trabéculaire (ou spongieux) qui font suite à l'ossification primaire et secondaire.



**Figure I-6** : Section osseuse de l'extrémité proximale du fémur [5].

Les propriétés mécaniques de l'os cortical dépendent des propriétés mécaniques de l'ensemble des éléments structurels qui le composent tels : les ostéons (10-500 $\mu$ m), les lamelles osseuses (3-7 $\mu$ m), cristaux d'apatite (Figure I-7).

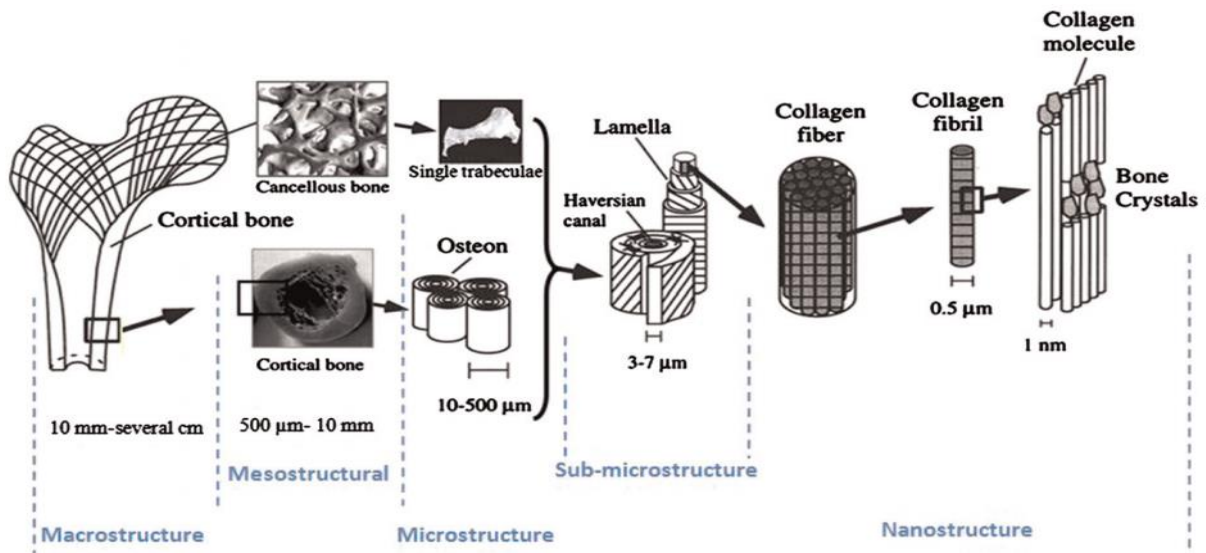


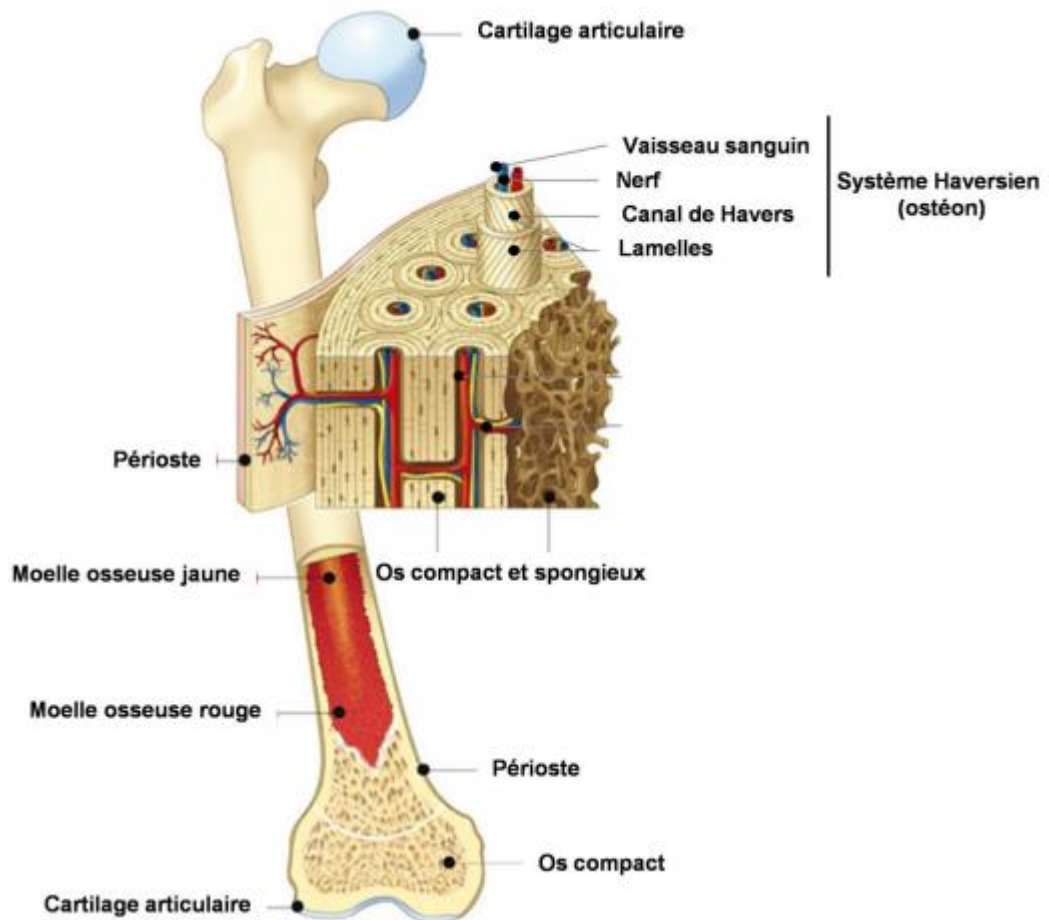
Figure I-7: Hierarchical structure of bone [6].

## I.5. Microarchitecture osseuse

### I.5.1. Structure de l'os

#### a. L'os cortical

La structure de l'os cortical (Figure I-8) est extrêmement importante pour le fonctionnement du corps. La porosité dans l'os cortical est de 5 à 10%. Il s'agit d'un os rigide extrêmement dense. L'os cortical constitue la coque externe des os, il occupe la périphérie de la diaphyse ou corps des os longs, limitant un canal central de forme allongée dans le sens du grand axe de l'os. Il entre également dans la constitution des os courts et des os plats. Un ostéon est formé par des lamelles osseuses concentriques disposées autour d'un canal haversien par où passent des capillaires sanguins et des filets nerveux. Ces canaux haversiens sont reliés entre eux, avec la surface de l'os et avec la moelle osseuse, par des canaux transversaux ou obliques. Chaque ostéon est aligné parallèlement à l'axe de la diaphyse avec un trajet légèrement hélicoïdal. Entre les ostéons se trouvent des lamelles osseuses provenant d'ostéons plus anciens résorbés, l'ensemble donnant une structure compacte, hétérogène [7].

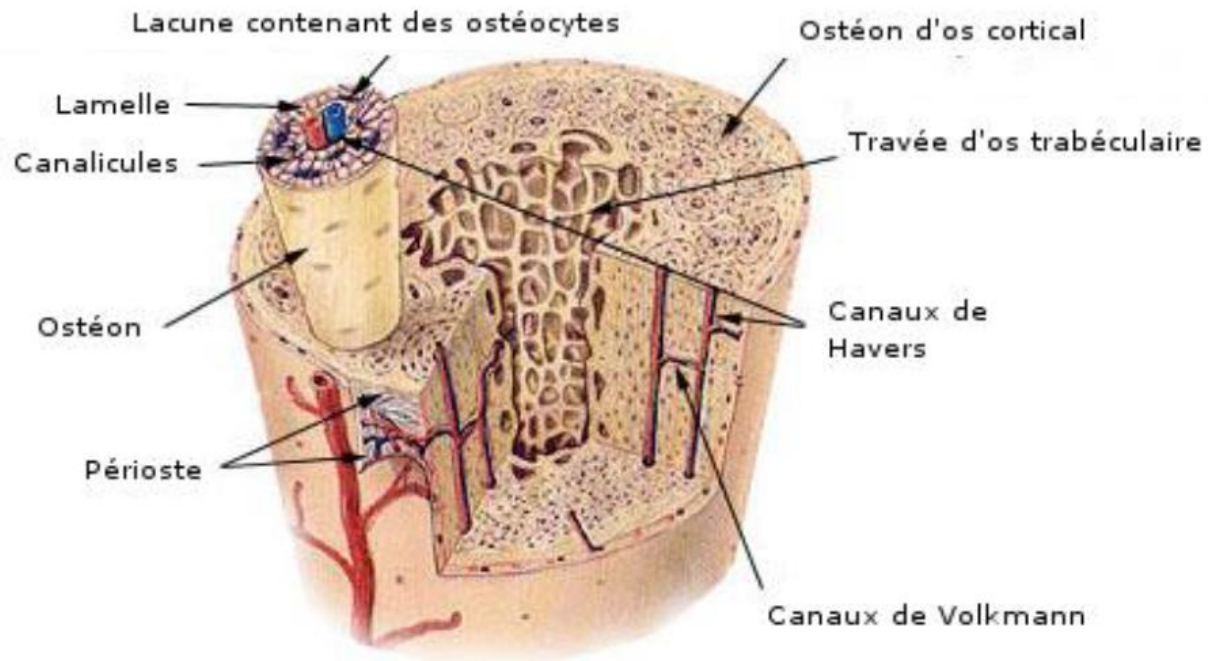


**Figure I-8** : Structure et composition de la partie cortical d'un os long. [8]

Les ostéocytes (cellules régulant l'activité osseuse) sont disposés dans des lacunes de manière circonférentielle par rapport aux canaux de Havers et parallèle aux lamelles (Figure I-9). Elles sont interconnectées grâce à leurs cytoplasmes, appelés « filopodia », contenus dans les canalicules de diamètre d'environ 0.1µm.

L'os cortical présente une très faible porosité allant de 0.05 µm à 0.10 µm. Il forme environ 80% du squelette en termes de masse et de volume. On le trouve aussi bien dans les os plats, que dans les os longs entourant l'os trabéculaire.

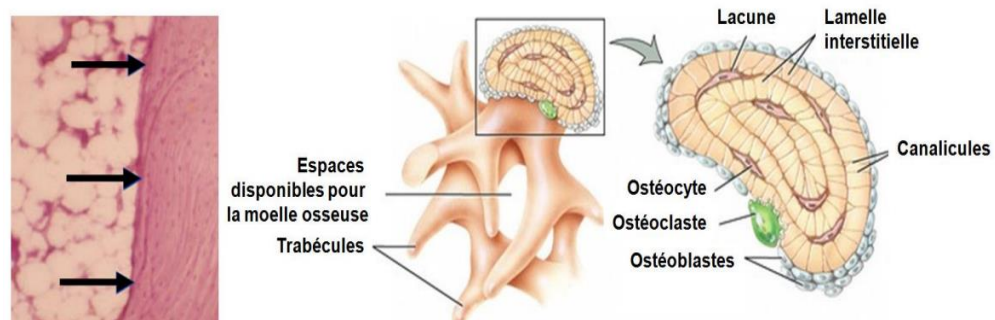




**Figure I-9 :** Représentation des canaux de Volkmann et de Havers dans l'os cortical. Les canaux de Volkmann sont disposés verticalement et sont connectés entre eux grâce aux canaux de Havers [9].

### b. L'os trabéculaire

L'os trabéculaire (Figure I-10), appelé encore os spongieux, est une structure très poreuse qui varie entre 0.75 et 0.95. Il est composé d'un enchevêtrement de travées minéralisées d'environ 50  $\mu\text{m}$  d'épaisseur. L'espace entre les travées est comblé par de la moelle osseuse. Cette structure a l'avantage de fournir un maximum de surface pour l'activité métabolique de l'os (le remodelage) ; ce qui illustre parfaitement la loi de Wolff qui prédit une orientation et une adaptation du réseau en fonction des directions des contraintes principales. Ainsi, ce type de réseau permet une forte résistance osseuse sans le handicap de la masse, puisque la limite élastique de l'os trabéculaire ( $\sigma_y = 84.9 \text{ Mpa}$ ) n'est que d'environ 15% inférieure par rapport à celle de l'os cortical pour une masse ne représentant que 25% de l'os cortical [10].



**Figure I-10 :** Orientation et structure des trabécules osseuses.

L'os étant un matériau vivant, sa structure ainsi que son architecture évoluent

Au cours de la vie. Ce processus, appelé «remodelage osseux »,peut être altérée

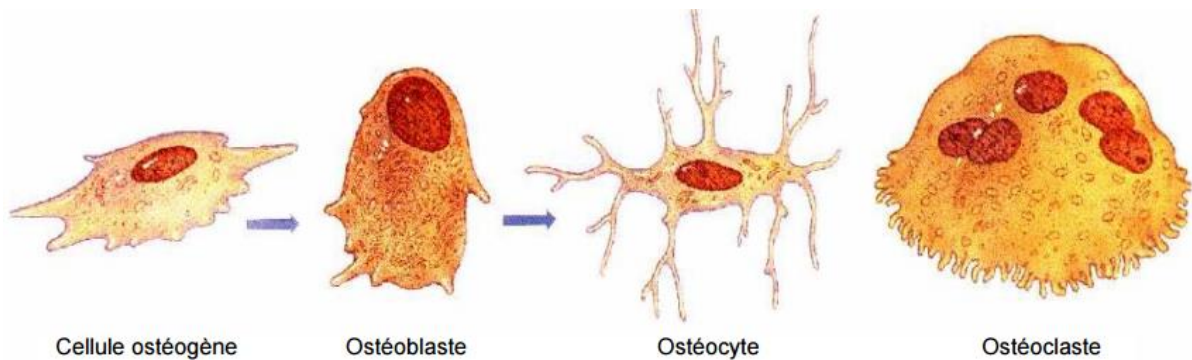
Amener entaines dégradations de l'architecture osseuse, en particulier

L'architecture trabéculaire dont l'activité cellulaire y est plus intense.

## I.6. Histologie de l'os

### I.6.1. Cellules osseuses

Au niveau cellulaire, l'os trabéculaire contient différents types de cellule : des cellules ostéogènes, des ostéoblastes, des ostéoclastes et des ostéocytes [11,12] Figures I-11.



**Figure I-11:**Cellules de l'os trabéculaire [11].

#### I.6.1.1. Cellules ostéogènes

Les cellules ostéogènes (ostéon : os ; génos : origine) sont des cellules non spécialisées qui proviennent du mésenchyme, tissu à partir duquel sont formés tous les tissus conjonctifs. Elles peuvent subir la division cellulaire, ou mitose, puis se transformer en ostéoblastes. Elles se situent à l'intérieur du périoste, dans l'endoste et dans les canaux osseux qui contiennent les vaisseaux sanguins.

#### I.6.1.2. Cellules ostéoblastes

Les ostéoblastes (ostéon : os ; bastos : germe) sont les cellules qui contribuent à la formation de l'os mais qui ne peuvent pas se diviser par mitose. Elles sécrètent le collagène et d'autres composants organiques nécessaires à l'ossification et amorce la calcification.

#### I.6.1.3. Cellules ostéoclastes

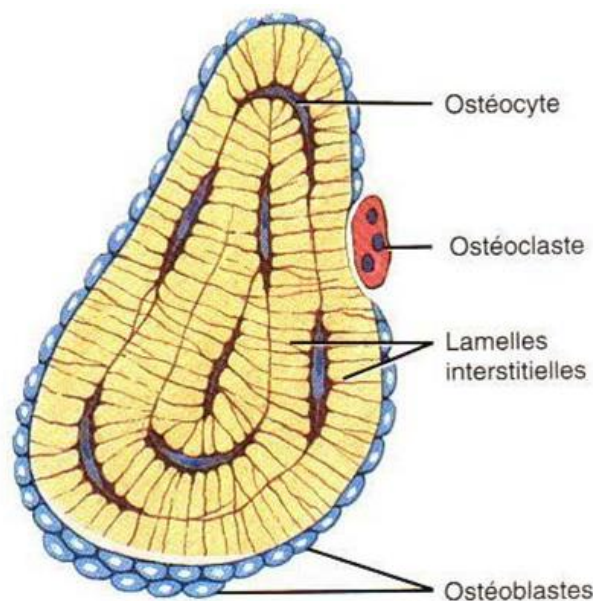
Les ostéoclastes (ostéon : os ; klastos : brisé) sont issus de monocytes en circulation (un type de globule blanc). Tout comme les ostéoblastes, ces cellules se situent à la surface des travées osseuses

(Figure I-11). Ils sont concentrés dans l'endoste et se posent sur la surface de l'os pour assurer la résorption osseuse (destruction de la matrice). Le côté de la cellule en contact avec la surface osseuse forme une bordure ondulée (Figure I 8), qui libère des enzymes lysosomiales et des acides puissants. Cette dégradation est incluse dans le processus de développement, de croissance, de maintien et de réparation de l'os.

#### I.6.1.4. Cellules ostéocytes

Les ostéocytes (ostéon : os ; cyte : cellule) sont des cellules osseuses matures qui proviennent des ostéoblastes. Comme les ostéoblastes, elles ne présentent aucune possibilité de mitose. Les ostéoblastes se trouvent à la surface de l'os et certains deviennent des ostéocytes quand ils sont couverts de matrice (Figure I-12). Les ostéocytes sont localisés dans des lacunes disposées de manière irrégulière dans les trabécules osseuses, tandis que dans l'os cortical, les lacunes placées en cercles concentriques autour du canal central de l'ostéon [11].

Les ostéocytes maintiennent les activités cellulaires quotidiennes, notamment l'échange des nutriments et des déchets avec le sang. Le rôle physiologique de ces cellules est encore mal connu, bien que leur rôle important dans le remodelage osseux soit admis.



**Figure I-12** : Détails d'une coupe de travée osseuse [11].

### I.7. Caractéristiques mécaniques de l'os :

La connaissance des caractéristiques mécaniques de l'os joue un rôle essentiel pour la compréhension des mécanismes des fractures et pour le choix des méthodes thérapeutiques.

La première structure de l'os a été mise en évidence en 1866. Elle présentait la section frontale de l'extrémité supérieure du fémur [13]. Cette structure a montré que l'os présente une disposition trabéculaire ordonnée. Cette dernière peut être simulée à un comportement d'une grue de type Fiarbain dont les lignes de contraintes maximales sont connues, ces lignes correspondaient au système de travées osseuses. Une formulation a été prononcée selon laquelle l'os doit supporter le maximum de charge possible [14]. L'idée fut acceptée et en 1870 Wolff [15] énonçait sa loi selon laquelle l'os se forme en fonction des contraintes auxquelles il est soumis.

Ce n'est que depuis la deuxième guerre mondiale que les caractéristiques mécaniques de l'os font l'objet de nouveaux travaux.

Pour leur détermination différentes techniques ont été utilisées :

- Tests mécaniques (traction, compression, flexion etc....);
- Technique des «verniscraquelants» par observation des déformations du revêtement d'un os au cours d'un chargement mécanique;
- Jauges de contraintes;
- Photoélasticité: technique qui utilise les modifications de la diffraction de la lumière dans certains plastiques en fonction des contraintes appliquées. Cette technique souvent utilisée, a encore un intérêt didactique;
- Modèles mathématiques complexes;
- Plus récemment, une analyse par éléments finis permettant de prévoir les contraintes dans une structure complexe a été développée. Cette méthode peut conduire à la connaissance de la répartition des contraintes, de leurs états et de leurs niveaux résultants de l'application d'une force isolée [16]. Elle reste, cependant, très approximative dans des conditions physiologiques, en particulier sur le plan quantitatif;
- Techniques de microscopie acoustique très performantes pour définir les différents constants élastiques de l'os dans les différents plans de l'espace.

Ces essais ont conduit à des conclusions quasiment similaires que nous pouvons résumer comme suit.

- L'os est un matériau composite comportant deux phases, la matrice qui est essentiellement collagène et l'os minéral.

-Le collagène ne présente aucune résistance à la compression, mais une forte résistance à la traction. Une étude a montré que la diminution des propriétés mécaniques de l'os avec l'âge est essentiellement due à des modifications du collagène [17].

-La partie minérale est plus résistante en compression qu'en traction. Le collagène détermine la résistance en traction de l'os, alors que sa résistance en compression est due à son composant minéral. L'arrangement des cristaux d'apatite en petites quantités protège l'os de la propagation de fissures.

La raideur de l'os augmente avec son degré de minéralisation. Au fil de l'évolution elle s'est adaptée aux contraintes. Destinés à propager les sons, les osselets de l'oreille moyenne sont très minéralisés.

L'architecture de l'os en anneau est parfaitement adaptée à la résistance aux contraintes.

Les essais cités précédemment ont conduit aux résultats suivants :

-Les caractéristiques mécaniques de l'os dépendent de plusieurs paramètres tels que le mode de conservation, l'humidité, l'orientation du prélèvement ...etc. La dessiccation augmente la rigidité de l'os. L'os mort est plus résistant que l'os vivant [18], mais il est plus cassant.

- L'os présente un comportement élastique et suit la loi de Hooke. Il s'allonge proportionnellement à la contrainte en traction.

Dés 1847, Wertheim évaluait le module d'élasticité de l'os frais entre 1819 et 2638 kg/mm<sup>2</sup> En 1876, Rauber [19] l'estimait entre 1982 et 2099 kgf/mm<sup>2</sup> Jusqu'à une époque très récente, on a considéré que le module d'élasticité de l'os cortical était d'environ 2000 kg/mm<sup>2</sup> et celui de l'os spongieux de 650 kg/mm<sup>2</sup>.

La structure de l'os étant très complexes conduit ainsi à une forte variation du module de Young d'un point de la corticale à l'autre.

En 1967, une étude a montré que l'os de boeuf présentait un module d'élasticité extrêmement faible d'environ 0.3 kg/mm<sup>2</sup>. Au-delà de cette limite, l'os a un comportement anélastique et sa déformation met une dizaine de minutes pour disparaître [20].

La déformation non permanente (élastique) a tendance à disparaître lentement après la décharge, ce comportement n'apparaît qu'après un temps de 40 minutes.

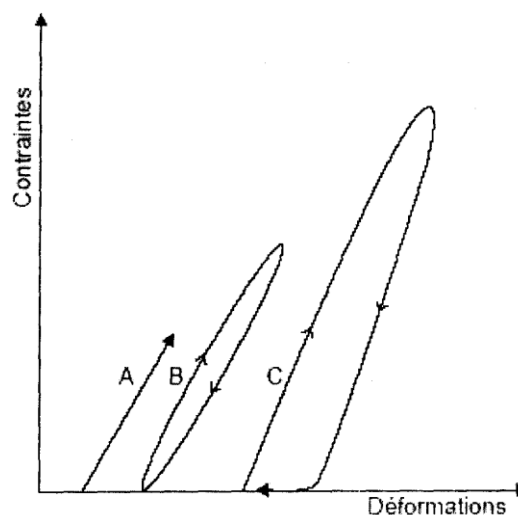
En 1978, des travaux ont conduit à un module d'élasticité très bas de l'ordre de  $0.8 \text{ kgf/mm}^2$  [22] à  $1.2 \text{ kg/mm}^2$  [21] (FigureI-13);

-A de faibles contraintes inférieures à la limite d'écoulement, l'os présente un comportement élastique linéaire classique (FigureI-13A);

- A des contraintes supérieures à la limite élastique, les courbes de charge et de décharge coïncident seulement aux niveaux de contrainte maximum et minimum. La FigureI-13 B a un aspect de boucle fermée en hystérésis. Ce comportement a été observé en 1976 [22].

-A des contraintes élevées, les courbes de charge et de décharge ne sont plus superposées. Ceci est dû à l'absence de contraintes pendant le processus de décharge. Elle laisse persister une déformation résiduelle et un aspect de boucle ouverte en hystérésis (FigureI-13 C).

Les os de l'enfant ont un module d'élasticité plus faible que ceux de l'adulte et ils sont susceptibles d'absorber plus d'énergie avant de se fracturer [23]. Il existe donc chez l'enfant une large zone de déformation non élastique.



**FigureI-13** : Chargements cyclique de l'os[19,20].

Le module d'élasticité varie avec le degré de minéralisation de l'os. La contrainte de rupture de l'os cortical tend vers sa limite élastique. Cette contrainte varie entre  $9.25$  et  $12.41 \text{ kg/mm}^2$  [19]. Elle est de l'ordre de  $12.5 \text{ kg/mm}^2$  pour le fémur .Elle est estimée en moyenne entre  $6.35$  et  $10.57$

$\text{kg/mm}^2$  [24]. La contrainte de rupture de l'os cortical se situe donc classiquement aux environs de  $10 \text{ kg/mm}^2$ . Elle est généralement plus importante pour l'os sec.

### **I.7.1. Résistance à la traction**

En 1967, certains auteurs ont constaté sur des radius frais une résistance à la traction de  $20 \text{ kg/mm}^2$  [25]. A titre de comparaison, celle de l'acier est d'environ  $100 \text{ kg/mm}^2$  ; celle du cuivre de 13, du chêne de 10, du pin de 6 et du béton de 2.

La résistance à la traction de l'os est donc supérieure à celle du bois et à celle du béton. La résistance à la traction (P) d'un os entier est donnée par la relation simple

$$P = S \cdot K$$

Où:

S : est la surface de l'os;

K: est la contrainte de rupture en traction.

La détermination de la charge à la rupture des os du squelette est donc simple, elle est de  $1500 \text{ kg}$  pour l'humérus et de  $2300 \text{ kg}$  pour le fémur. Ces valeurs ne représentent en aucun cas la résistance réelle en traction de ces os [25].

En effet, la ligne idéale passant par le centre de gravité des sections n'est pas rectiligne et l'os a à supporter non seulement des contraintes de traction mais également des contraintes de flexion. On obtient donc la rupture pour une charge bien inférieure à celle donnée par l'expression ci-dessus.

Une analyse de la déformation osseuse sur une série de fémurs a révélé une déformation à la rupture de  $4.6 \%$  ( $- 1.2 \%$ ) [26].

Des études micromécaniques réalisées sur des ostéons isolés de l'os cortical ont révélé que la loi de comportement (contrainte-déformation) dans les ostéons est très fortement dépendante de l'orientation des paquets de fibres de collagène [26].

### **I.7.2. Résistance à la compression**

L'expression définissant la résistance à la compression est la même que celle à la traction soit  $P = SK$ , mais cette fois K est la charge de rupture en compression, différente de celle en traction. La contrainte de résistance à la compression de l'os cortical varie selon les auteurs de  $12.56$  à  $25 \text{ kg/mm}^2$  soit deux fois plus importante que celle du bois. Nous retiendrons une moyenne de  $15 \text{ kg/mm}^2$

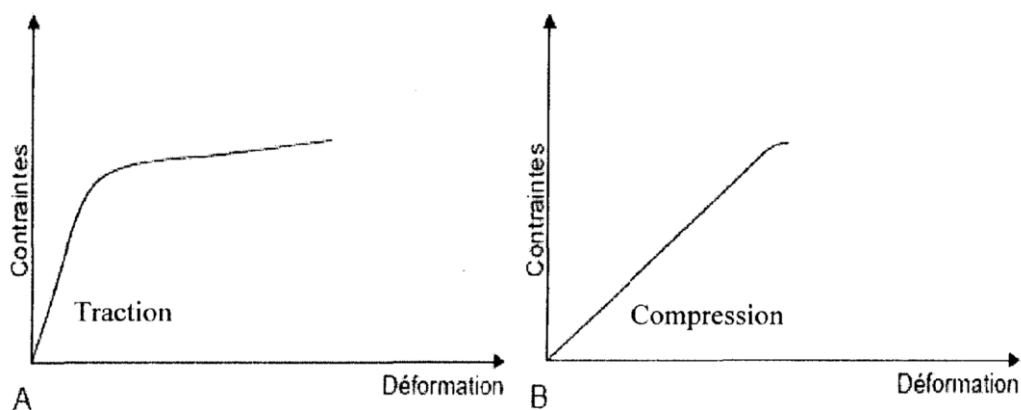
La charge de rupture à la compression de l'humérus est ainsi de 2200 kg, celle du fémur de 3450 kg avec les mêmes réserves que celles énoncées pour la charge à la rupture en traction.

L'os spongieux présente une très faible résistance à la compression. Elle est de 1 kg/mm<sup>2</sup> aux condyles fémoraux et de 2 à 3 kg/mm<sup>2</sup> dans certaines zones de l'extrémité supérieure du fémur.

Dans l'ensemble, l'os spongieux est dix fois moins résistant en compression que l'os cortical[27]. C'est en son sein que se produisent les fractures en compression. Cette résistance diminue encore avec l'âge.

Le rôle principal de l'os spongieux semble être l'amortissement des contraintes. L'arthrose semble être à l'origine de la diminution de son élasticité.

En 1972, des analyses ont montré que l'os a un comportement plastique en traction mais pas en compression [26]. Pour ces auteurs, la présence d'une zone de déformation plastique en tension est comparable à celle observée dans les matériaux polymères et correspond à la création de vides. Pour d'autres, elle est due à la formation de micro fractures dans l'os cortical. En compression, la loi de comportement reste linéaire, c'est-à-dire que l'os se rompt brutalement sans déformation plastique apparente (FigureI-14).



**FigureI-14:**Courbes contraintes-déformation du fémur[27].

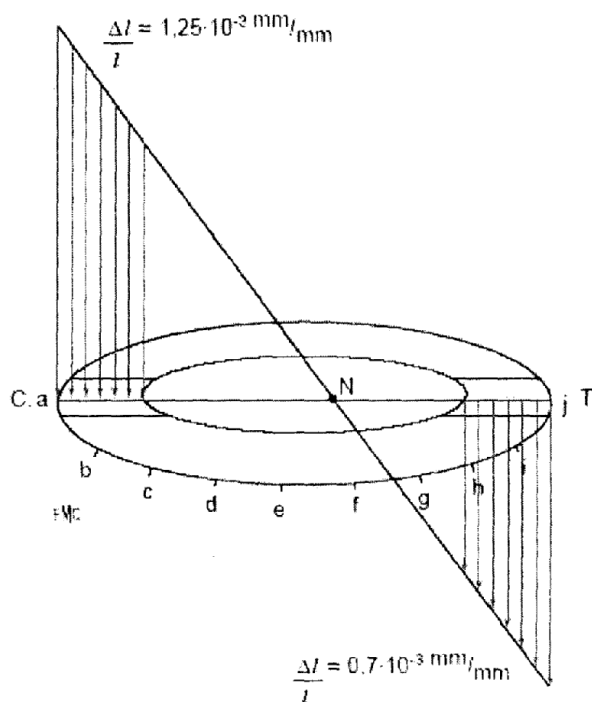


### I.7.3. Résistance au cisaillement

La résistance au cisaillement varie selon les auteurs ; elle prend des valeurs comprises entre 7 à 11 kg/mm<sup>2</sup> pour l'os spongieux. Généralement, l'os cortical est environ 20 fois plus résistant en cisaillement que l'os spongieux.

### I.7.4. Résistance à la flexion

La résistance à la flexion de l'os cortical varie de 10 à 20 kg/mm<sup>2</sup>. Elle augmente avec le moment d'inertie de l'os. Celui-ci croît avec l'accroissement de la distance qui sépare la masse osseuse de l'axe neutre. Ce comportement semble expliquer l'élargissement du canal médullaire du sujet âgé conduisant à une résistance équivalente avec moins de masse osseuse. Ce ci permet également d'expliquer les résultats obtenus à partir de mesures de micro dureté des diaphyses [28,29]. Ce paramètre diminue de l'endoste vers le périoste. La partie la plus dure est logiquement la plus éloignée de l'axe neutre (FigureI-15). La dureté diminue presque linéairement de l'endoste au périoste. L'os n'est donc pas un matériau homogène mais son hétérogénéité est organisée.



FigureI-15 : Variation de la micro dureté[28] ; charge appliquée :P=100Kg.

### I.5.5. Résistance à la torsion

La résistance à la torsion de l'os varie de 4 à 9.3 kg/mm<sup>2</sup>, avec une moyenne de 7 kg/mm<sup>2</sup> [19]. Ces valeurs sont comparables à celles obtenues à partir d'un os entier (5 à 6 kg/mm<sup>2</sup>) par

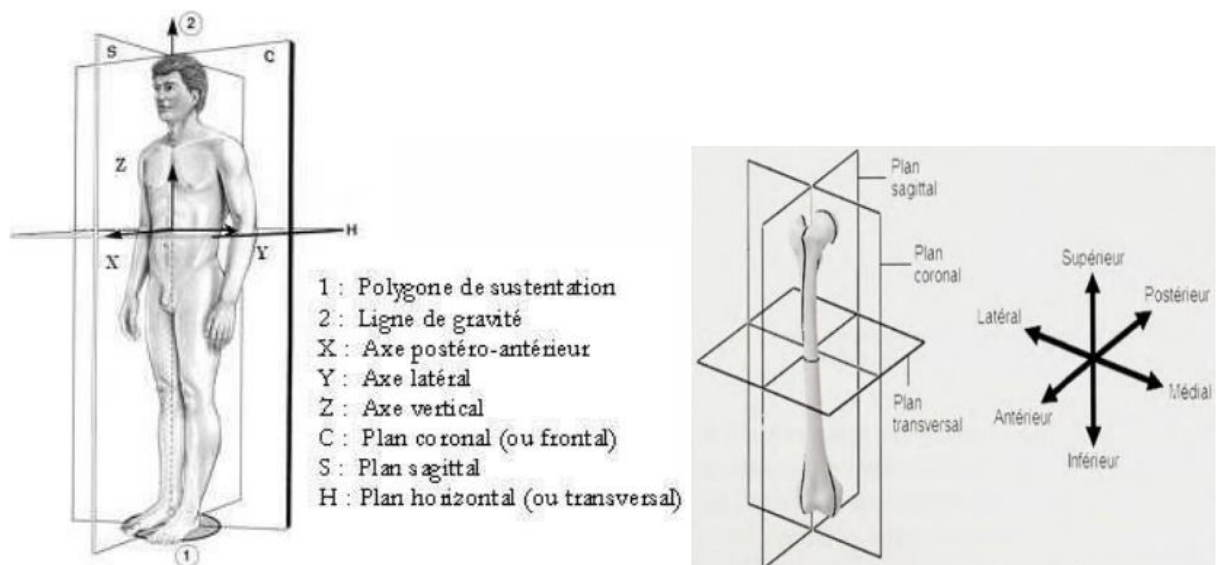
d'autres auteurs [25]. Il attribue cette dispersion des résultats à la présence de micro défauts de surface de l'os.

En torsion, la rupture se produit suivant une hélice, conformément à la théorie qui enseigne qu'une sollicitation en torsion est équivalente à une compression s'exerçant à 45°.

Par définition plus un objet est long moins il résiste à la torsion. Ce qui semble expliqué que les os les plus longs sont exposés à des fractures spiroïdales. Plus l'os a un gros diamètre, moins il est vulnérable.

#### I.7.5.6 Description des plans et directions anatomiques du fémur :

Les plans anatomiques divisent le corps humain dans les trois directions principales (Fig.I.16). Le plan coronal (ou frontal) définit les directions antérieure et postérieure. Le plan transversal (ou axial) est lui normal aux directions supérieure et inférieure. Finalement le plan sagittal (ou médian) est associé aux directions droite et gauche du corps. Lorsqu'est Ciblé un organe isolé d'un seul côté, le terme « médial » exprime un rapprochement au plan Milieu du corps (plan médio sagittal) alors que « latéral » indique un éloignement par rapport à cette même référence.



**Figure I.16 :** Repères globaux du corps humain et les directions anatomiques du fémur.

#### I.8.Mouvements de la Hanche :

Dans ce paragraphe, nous analysons les différents mouvements de la hanche afin de faire apparaître les valeurs utilisées en pratique comme critères du bon positionnement d'une PTH.

##### I.5.1. Flexion :

La flexion de la hanche (Fig.I.12) est le mouvement qui porte la face antérieure de la cuisse à la rencontre du tronc. La cuisse et l'ensemble du membre inférieur se trouvent reportés en avant du plan frontal passant par l'articulation. Lorsque le genou est étendu la flexion n'est que de  $90^\circ$ , tandis que lorsque le genou est fléchi elle atteint ou dépasse  $120^\circ$ .

### I.5.2.Extension

L'extension porte le membre inférieur en arrière du plan frontal, Lorsque le genou est étendu l'extension est de  $20^\circ$  ou plus, lorsqu'il est fléchi elle est de  $10^\circ$ .

### I.8.1-Abduction

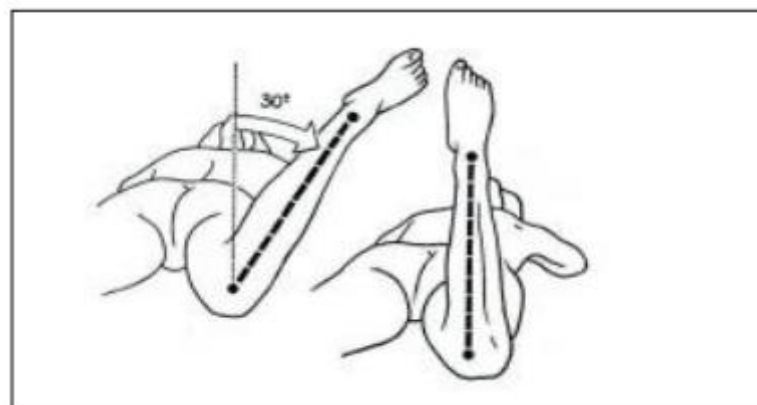
L'abduction porte le membre inférieur directement en dehors et l'éloigne du plan de symétrie du corps, en pratique l'abduction d'une hanche s'accompagne automatiquement d'une abduction égale dans l'autre hanche. Ceci est net à partir de  $30^\circ$  d'amplitude pour laquelle on commence à apprécier une inclinaison du bassin.

### I.8.2 Adduction

L'adduction porte le membre inférieur en dedans et le rapproche du plan de symétrie du corps, il n'existe pas de mouvement d'adduction pure. L'amplitude maximale de l'adduction est de  $30^\circ$ .

### I.8.3 Rotation

Le mouvement s'effectue autour de l'axe mécanique du membre inférieur. Dans ce cas la rotation externe est le mouvement qui porte la pointe du pied en dehors, L'amplitude totale de la rotation interne est de  $30^\circ$  à  $40^\circ$ . L'amplitude totale de la rotation externe est de  $60^\circ$ . L'amplitude des rotations dépend de l'angle d'antéversion du col fémoral (fig. I.17).

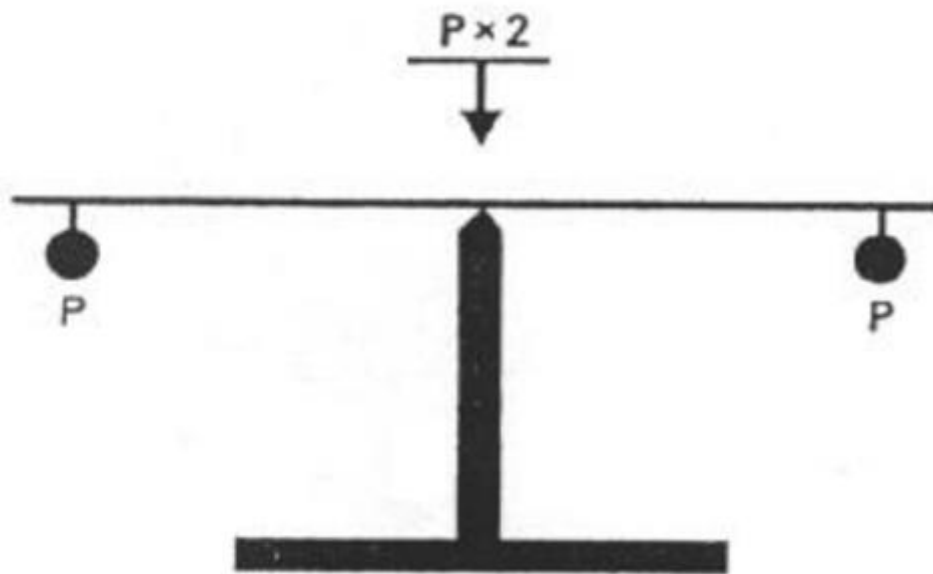


**Figure I.17** :La balance de PAWELS[30].

L'articulation de la hanche est une énarthrose. C'est donc un segment creux qui s'articule sur un segment de sphère pleine.

Selon le concept de PAUWELS, le poids du tronc est transmis au membre et au sol par l'intermédiaire de la coxo-fémorale.

En situation bipodale, le poids du corps est réparti de façon égale sur chaque articulation coxo-fémorale (Figure I-18).

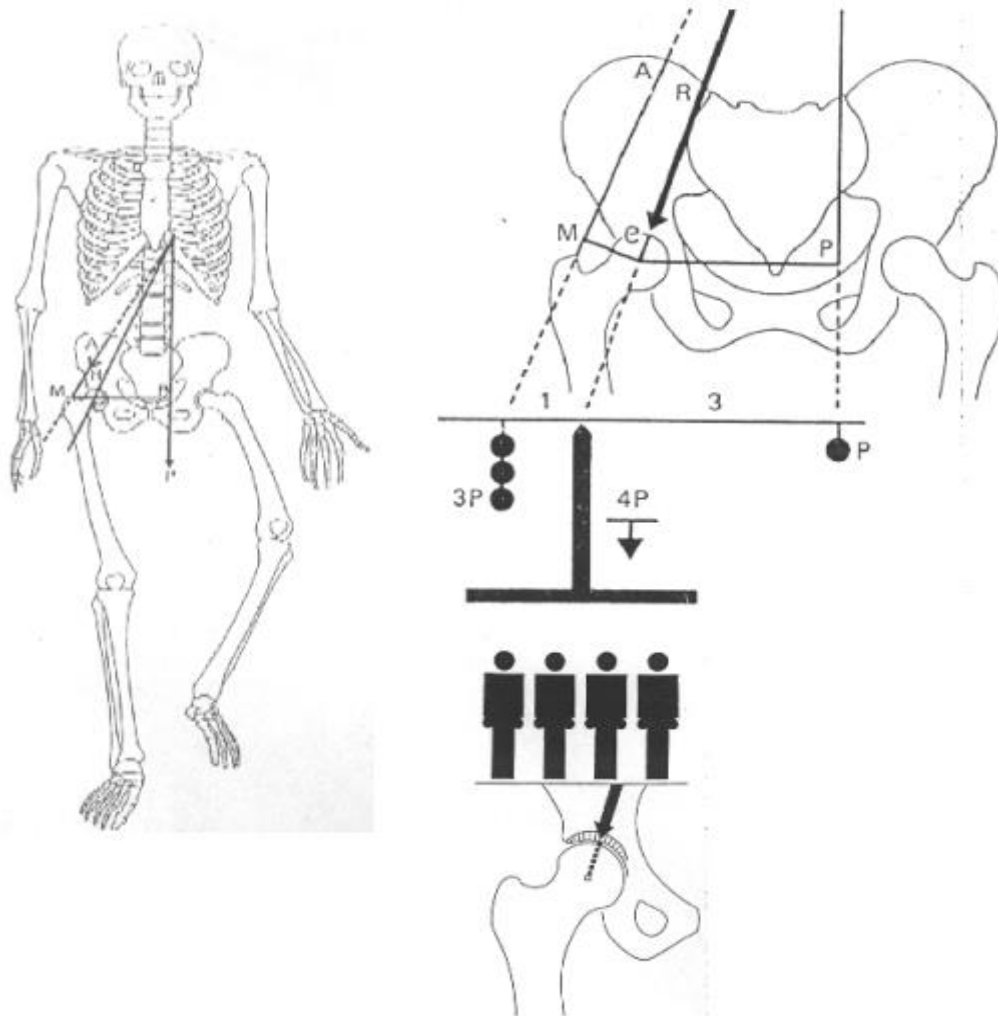


**Figure I-18:** Schéma illustrant la répartition du poids du corps sur chaque articulation coxo-fémorale en situation debout bipodale [31].

Lors de l'appui monopodal, le bassin qui est en porte à faux, reste pratiquement horizontal. On peut alors comparer une hanche normale en appui monopodal à une hanche dont le fléau serait représenté par le bassin et le fémur serait la colonne de la balance. Le fléau de cette balance présente des bras de leviers différents (Figure I-19):

- le bras de levier interne CP (3 fois plus long que l'externe) sur lequel agit le poids du corps (diminué du poids du membre en appui) et
- le bras de levier externe CM sur lequel va agir le moyen fessier dont l'insertion se fait au sommet du grand trochanter. L'action du moyen fessier doit donc être de trois fois le poids du corps pour équilibrer les forces. Dans ces conditions, la résultante R s'appliquant sur la tête fémorale est égale à quatre fois le poids du corps. Cette résultante ne s'applique que sur

une partie restreinte de la surface articulaire, essentiellement au niveau du pôle supéroexterne, entraînant de ce fait, des charges très importantes au niveau de cette articulation (Figure I-19).



**Figure I-19:** Balance de PAUWELS [31].

En appui monopodal, la hanche supporte 4 fois le poids du corps diminué du poids du membre en appui.

P : Poids du corps diminué du poids du membre en appui.

M : Effort des muscles abducteurs en particulier du moyen fessier.

R : Résultante des deux forces s'exerçant sur la tête fémorale.

### **I.9. CONCLUSION**

Ce chapitre a permis de poser les bases scientifiques en rapport avec l'architecture, la composition et les processus formation et de résorption du tissu osseux. À la lumière de ces connaissances générales il est désormais possible d'aborder le sujet de mémoire, à savoir le développement et l'implémentation d'un modèle numérique par éléments finis intégrant d'une façon couplée (mécano-biologique) le remodelage osseux conduit par les activités cellulaires (ostéoblastes, ostéoclastes, ostéocytes).



### II.1. Introduction

L'arthroplastie totale de la hanche est une intervention de remplacement d'une articulation biologique (vivante) par une prothèse. Son efficacité dépend de la qualité de la reconstruction, de l'architecture, de la mécanique de la hanche ; de l'intégrité et l'équilibre Musculaire. Autrefois "prothèse" désignait un appareillage complexe fait de tige métallique et de lanières de cuir. Le mot "prothèse" désigne un mécanisme ou un objet implanté à l'intérieur du corps humain (une prothèse dentaire, une prothèse vasculaire, une valve cardiaque). Cette prothèse est destinée à remplacer et restaurer une fonction mécanique défectueuse dans l'organisme.

La prothèse en chirurgie arthroplastie vise le plus souvent à remplacer des articulations(hanche, genou, épaule), parfois des tendons ou ligaments .Une prothèse totale de hanche(PTH) remplace l'articulation du bassin, elle se compose de deux parties :

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

Les deux pièces sont complémentaires, mais elles ne tiennent, emboîtées l'une à l'autre que Grâce au tonus musculaire; l'articulation ne fonctionne que grâce à l'action des différents muscles qui sont autour de la hanche.

L'intervention est destinée à des patients qui souffrent de la hanche. L'atteinte de cette articulation se traduit par des douleurs invalidantes, siégeant au niveau de l'aîne et descendant souvent jusqu'au genou ; ces douleurs s'accompagnent d'une diminution de la mobilité de la hanche. Cette situation résulte d'une "usure" de l'articulation : c'est l'arthrose, celle-ci peut survenir pour de multiples raisons (défaut d'architecture de la hanche, séquelles de traumatismes, ...etc.)

Une prothèse de hanche ne sera proposée qu'à un patient susceptible de pouvoir profiter de cette intervention. Il faut donc être certain que :

- Le patient sera capable de marcher à nouveau après l'intervention.
- Le patient est en état de supporter l'intervention.

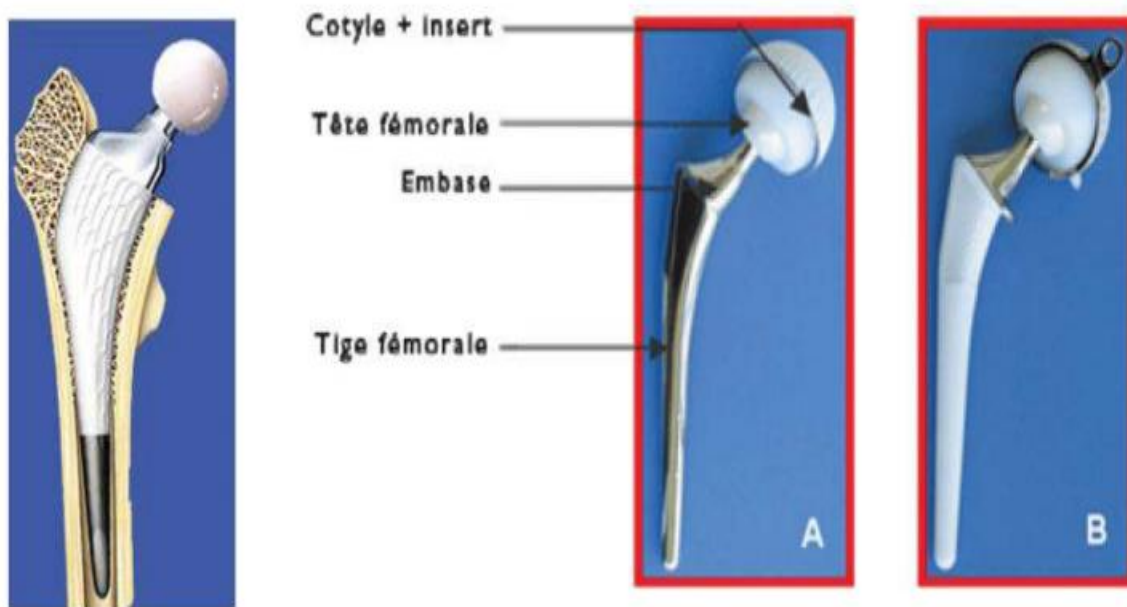
La fixation de cette pièce est assurée par un ciment appelé PMMA. Le poly méthacrylate de méthyle (PMMA), qui est plus souvent connu sous le nom commercial Plexiglas®, est un polymère thermoplastique amorphe. Le PMMA, est obtenu lors de la polymérisation par addition du monomère de méthacrylate de méthyle (MMA} grâce à l'ouverture de la double liaison de l'atome de carbone contenu à l'intérieur [32].



## II.2. Présentation de la prothèse totale de hanche

Les composants articulaires sont constitués d'une tête sphérique en céramique ou en Une PTH est un mécanisme implanté à l'intérieur du corps humain pour remplacer l'articulation défectueuse de la hanche. Elle se compose d'une tige métallique (l'implant) scellé à l'intérieur de l'os et le cotyle prothétique (demi sphère creuse) qui se fixe sur le cotyle osseuse Figure II.1.

La tête sphérique qui s'articule avec la cupule est placée sur le col de la tige fémorale métal s'articulant avec une cupule en polyéthylène. Cette cupule peut aussi être fabriquée entièrement en céramique ou en métal.



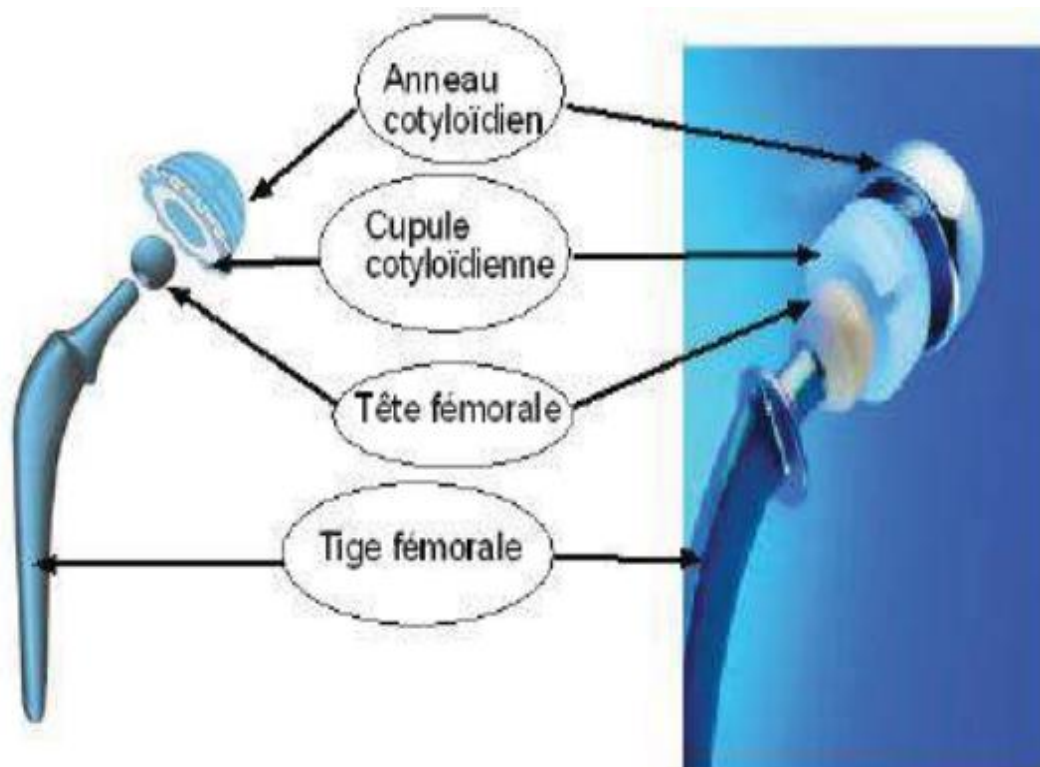
**Figure II.1:** Exemple de prothèse de hanche cimentée (A) et non cimentée (B).

Le type de prothèse le plus fréquent est la prothèse cimentée dans sa cavité. Plus récemment quelques chirurgiens ont commencé à utiliser des implants non cimentés pour positionner la cupule (le ciment dont il est question ici n'a évidemment rien à voir avec celui employé pour construire les maisons, il s'agit d'une colle particulièrement efficace qui permet de maintenir les éléments constituant la prothèse). [33]

Lorsque la douleur, la boiterie, constituent un handicap qui devient rebelle et invalidant, la mise en place d'une prothèse de hanche permet de corriger pratiquement tous ces symptômes et, le plus souvent, de donner un résultat spectaculaire.

### II. 3.Mise en œuvre

Le design et les matériaux utilisés ont fortement évolué depuis les années 1950, et ces notamment grâce aux nombreuses études biomécaniques de la dynamique des articulations en particulier lors de la déambulation. Les études cadavériques ont, quant à elles, amené des informations utiles au design des PTH mais elles ne suffisaient pas à expliquer les problèmes rencontrés. De nos jours, une PTH classique se compose de quatre éléments (Figure II.2)



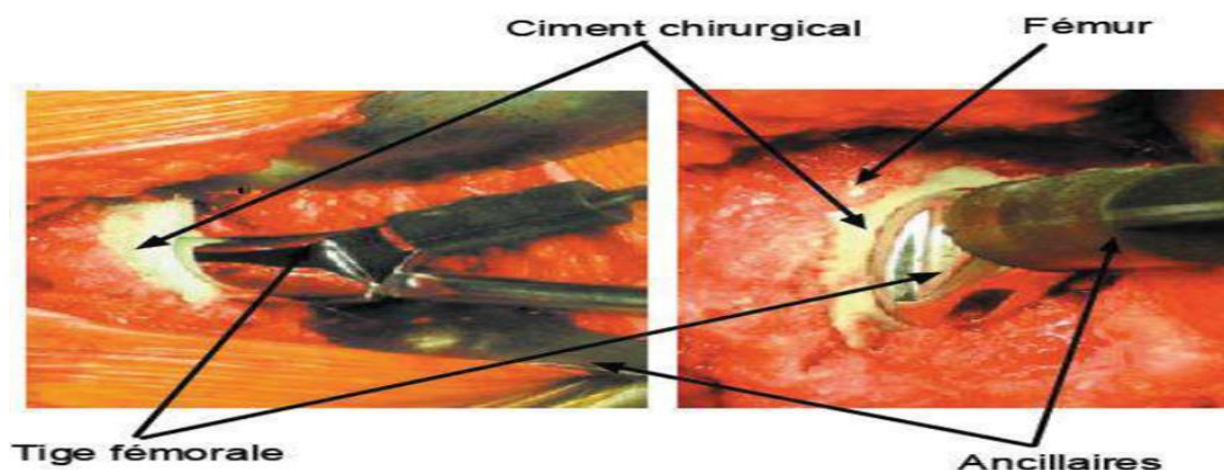
**Figure II.2.** : Eléments constituant une prothèse totale de hanche

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.

la cupule cotyloïdienne peut être seule insérée dans l'os iliaque si elle est en métal ou en céramique. A l'heure actuelle, elle est 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.

la tête fémorale prothétique est fixée grâce à un assemblage conique à la tige fémorale. Elle remplace la tête fémorale naturelle et joue le rôle de rotule. Elle est fabriquée en céramique ou en métal. Le principe de modularité permet d'associer une tête sphérique en céramique et une tige fémorale métallique. Etant donné que le frottement le plus important se produit 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. L'explantation de la tige fémorale de l'os est alors évitée. Cette action est, en effet, une opération traumatisante pour le patient.

la tige fémorale est insérée dans le canal médullaire du fémur. Elle est fabriquée en métal, acier inoxydable, alliage de titane ou de cobalt-chrome. Soit elle est insérée directement dans le fémur, soit elle est insérée avec un ciment chirurgical, à base de PMMA, Figure II.3, [34]. D'après [34], la porosité du ciment permet une bonne ostéointégration.



**Figure II.3.** Implantation d'une prothèse totale de hanche cimentée.

Photos prises lors d'une opération chirurgicale

#### II.4 Historique de la prothèse

Les membres artificiels ont été utilisés dès l'Antiquité. En 1885, un spécimen a été découvert dans une tombe de Capoue, en Italie, avec d'autres restes datant de 300 av. J.-C. La célèbre main artificielle construite en 1509 pour le chevalier allemand Götz Von Berlichingen, surnommé Götz à la Main de

fer, pesait environ 1,4 kg et possédait des doigts articulés dont la disposition permettait de tenir un sabre ou une lance. Cette main, toujours fonctionnelle, se trouve au musée de Nuremberg. Au début du XIXe siècle, un prothésiste allemand fabriqua une main artificielle munie de doigts qui se pliaient et se tendaient seuls et pouvaient même se fermer pour tenir des objets légers comme un crayon, un mouchoir ou un chapeau. En 1851, un prothésiste français inventa un bras artificiel équipé d'une main en bois, attaché à manchon en cuir qui enserrait le moignon. Les doigts étaient à demi fermés, le pouce pivotait sur un clou et pouvait s'appuyer fermement contre les autres doigts grâce à une bande de caoutchouc épaisse et invisible ; un mécanisme fixé à l'épaule opposée permettait d'actionner le pouce. Le même inventeur mit au point une jambe de bois qui tentait de reproduire une allure naturelle et permettait d'allonger le pas.

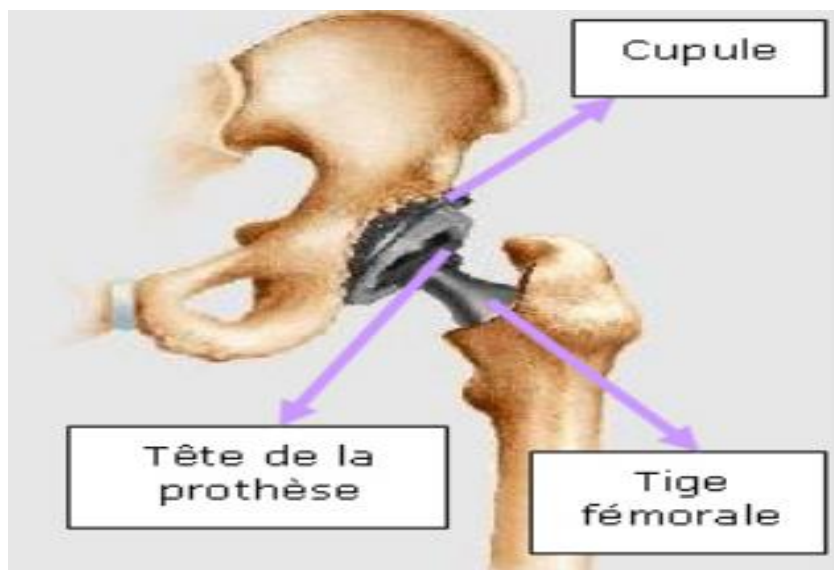
#### **II.4.1 Evolution de la prothèse**

La fabrication des prothèses est véritablement devenue une science à la suite des mutilations occasionnées par les différentes guerres qui ont marqué le XXe siècle. Les jambes artificielles articulées au genou et à la cheville ainsi que des prothèses de hanche ont été capable de redonner une mobilité et une démarche pratiquement normale aux soldats mutilés.

Au fil des années, l'avancée technologique et l'utilisation d'alliage de métaux ont permit de fabriquer des membres artificiels à la fois légers et résistants. Les polymères synthétiques par exemple, qui sont maintenant utilisés, donnent une apparence naturelle au matériau qui recouvre certaines prothèses.

#### **II.4.2 La Prothèse totale de hanche**

D'une manière générale, une PTH est composée de deux parties principales : Une tige fémorale coiffée d'une boule qui s'articule dans la cupule acétabulaire qui est hémisphérique



**Figure II.4 :** Prothèse Totale de Hanche

Il existe de nombreux modèles de PTH, ceux-ci diffèrent selon leur mode de fixation, la nature des surfaces de frottement, la taille de la tête fémorale prothétique. Ainsi qu'aleursmode de fixation (cimenté ou non cimenté). Le ciment servant à fixer la tige de la prothèse dans le fémur.



**Figure II.5 :** Différentes tiges à cimenter

Le type de prothèse le plus fréquent est la prothèse cimentée dans sa cavité.

Plus récemment, quelques chirurgiens ont commencé à utiliser des implants non cimentés pour positionner la cupule (le ciment dont il est question ici n'a évidemment rien à voir avec celui employé pour construire les maisons, il s'agit d'une colle particulièrement efficace qui permet de maintenir les éléments constituant la prothèse) [35].

Lorsque la douleur, la boiterie, constituent un handicap qui devient rebelle et invalidant, la mise en place d'une prothèse de hanche permet de corriger pratiquement tous ces symptômes et, le plus souvent, de donner un résultat spectaculaire.

### II.4.3 Historique de la prothèse totale de hanche

#### II.4.3.1-À l'origine

Au début du XXe siècle, les chirurgiens orthopédistes sont confrontés à deux types d'atteinte de la hanche: l'arthrose et la fracture du col du fémur. Les conséquences de l'arthrose sont connues. Avec l'usure, du cartilage disparaît, ce précieux revêtement qui permet le glissement harmonieux de la tête du fémur à l'intérieur de la cavité cotyloïdienne. Pour remplacer le cartilage perdu, de nombreux matériaux sont interposés entre la tête du fémur et le cotyle : plâtre, buis, caoutchouc, plomb, zinc, cuivre, or, argent ou fragment de vessie de porc ....

Si Thomas Gluck en 1890 a confectionné la première prothèse totale de hanche faite d'une tête fémorale et d'une cupule en ivoire articulées entre elles et fixées à l'os par un ciment des composition, fait de colophane, de poudre de pierre ponce et de plâtre, il faut attendre pas moins de 60 ans après de multiples tentatives pour vivre la révolution dans laquelle nous sommes aujourd'hui. C'est le professeur John Charnley [36] qui est à l'origine de cette dernière dans le domaine de la prothèse de la hanche.

Son concept s'appuie sur plusieurs principes complémentaires et totalement innovants

- nouveaux matériaux,
- fixation au ciment,
- nouvelle taille de tête prothétique,
- cotyle en polyéthylène.

La prothèse de Charnley sera donc cimentée avec une petite tête métallique de 22 mm roulant dans une cotyle en polyéthylène.

Un nouveau problème se présenta chez les patients opérés : les petites têtes fémorales se luxaient plus fréquemment. Charnley essaya de changer sa voie d'abord chirurgicale et proposa une solution: la trochantérotomie. Cette voie d'abord a aussi été décrite par Harris[37] Elle nécessitait une incision latérale, ainsi qu'une section du grand trochanter pour dégager l'articulation tout en préservant l'intégralité du muscle le plus important dans l'équilibresagittal, le moyen fessier. Le grand trochanter devra être cerclé avec des fils métalliques en fin d'intervention ce qui devait retendre les muscles fessiers, éléments stabilisateurs de la hanche.

Cette technique permettait de réduire grandement les risques de luxation avec une reprise de l'appui du côté opéré cinq semaines après l'opération.

Charnley proposa donc au monde orthopédique une solution triple au problème posé :

- la première était une baisse de friction et donc un faible taux d'usure par roulement d'une tête métallique de petit diamètre dans un cotyle épais en plastique polyéthylène,
- la seconde solution est une fixation des composants par un ciment acrylique,
- la dernière est la voie d'abord : la section du grand trochanter pour retendre les muscles fessiers et diminuer les risques de luxation due au petit diamètre de la tête fémorale prothétique

Ce trépied établissait un juste équilibre entre les trois risques : usure, descellement et luxation. En France, Merle d'Aubigné participa à la diffusion de ce type de prothèse à l'Hôpital Cochin où elles sont toujours posées aujourd'hui par la même voie d'abord : la trochantérotomie. Ainsi, Charnley, Harris et bien d'autres vont faire évoluer les modèles prothétiques et les techniques opératoires [38-39].

Cependant certains éléments vont progressivement modifier l'utilisation systématique du ciment. Les patients ont changé. Il devient de moins en moins admissible de souffrir d'une maladie de la hanche et les opérés sont de plus en plus jeunes. Le travail demandé à l'articulation artificielle est de plus en plus proche d'une articulation normale avec reprise

d'activité en force voire sportive. Durant cette période la technique proposée par Charnley est telle que les initiatives pour s'en éloigner sont peu nombreuses.

Deux axes de recherches s'offrent à ces chirurgiens : l'exploration de nouveaux types de fixation plus performants que le ciment et celui d'un nouveau couple de friction : le couple céramique-céramique.

Durant cette décennie ce couple prometteur est imaginé et adapté par un seul chirurgien, véritable précurseur, le français Boutin de Pau.

Entre 1970 et 1980 différentes propositions de fixation de la tige fémorale sans ciment voient le jour: par Judet (1971) et Lord (1974) en France ; Engh aux États-Unis (1977) ; Zweimüller en Autriche (1979) [9-10-3] A Paris, le Professeur Lord [11] propose, en 1974, sa prothèse madréporique qui ressemble au corail vivant : le madrépore. Sa surface est composée de billes de 1 mm. Malheureusement cette tige présente plusieurs inconvénients : difficultés d'extraction majeures et mauvaise adaptation à long terme os-prothèse. Nous en rencontrerons au cours de ce travail.

La tige en titane présente une rugosité de 3 à 5 microns ce qui améliore la fixation primaire sur l'os. Après 25 ans de recul cette tige sans ciment donne d'excellents résultats à très long terme et est toujours abondamment posée.

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

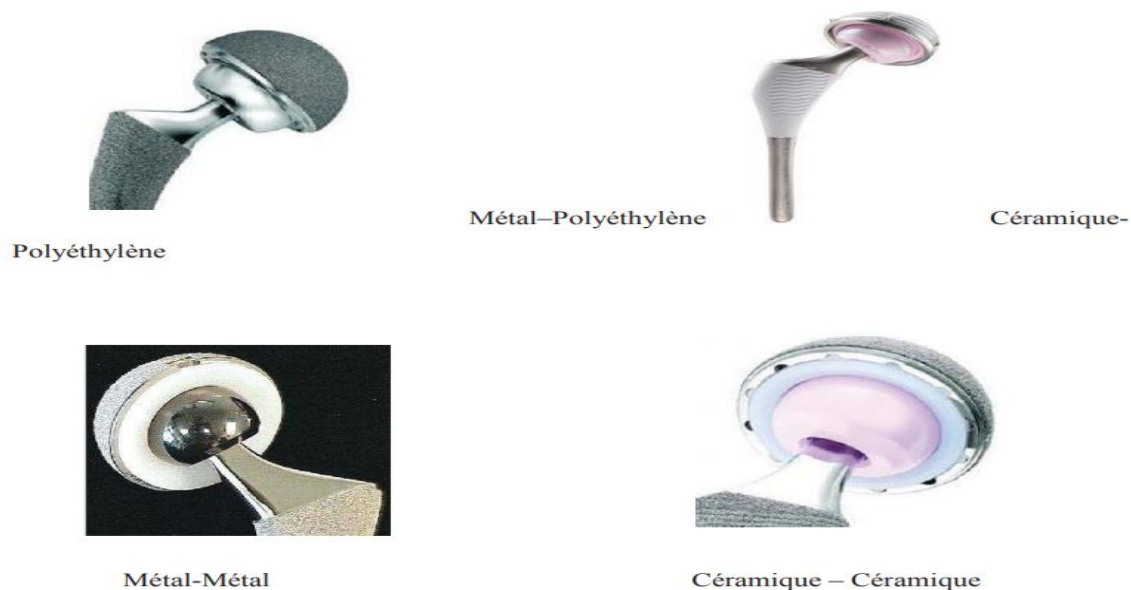


**Figure II.6 :** tiges non cimentées

De nouveaux couples de friction apparaissent. Le couple céramique-céramique prend son essor. La tête fémorale est fixée sur un cône morse, la cotyle est enchâssé dans une coque « métal back ». Un



autre couple réapparaît depuis quelques années : le métal-métal. En effet grâce aux progrès d'usinage l'usure de ce couple est maintenant très faible. Avec la bonne résolution des problèmes liés à l'implant, certains chirurgiens s'intéressent à l'évolution de la voie d'abord. Les voies mini invasives par mini incision sont été décrites par voie postérieure ou par voie antérieure. Elles ont un avantage esthétique et surtout fonctionnel car elles épargnent les muscles de la hanche.



**Figure II.7** : différents couples implant-cupule

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

Aujourd'hui la prothèse totale de hanche (PTH) est une intervention chirurgicale dont l'efficacité et la régularité des résultats sont remarquables en assurant le soulagement des douleurs, l'amélioration de la fonction, l'amélioration de la qualité de vie. La longévité de la prothèse dépend de plusieurs facteurs dont les principaux sont le type d'implant, la méthode de fixation, la technique de pose (et donc le chirurgien et son équipe). L'excellence des résultats de la prothèse de hanche pousse à étendre les indications de cette opération à des sujets aux exigences fonctionnelles lourdes et aux problèmes d'anatomie compliqués.

### II.4.3.2-Aujourd'hui :

En ce début de 21-ème siècle, à plus de 60 ans de la naissance de l'ère moderne prothétique orthopédique, l'offre, le choix et les techniques qui se proposent aux chirurgiens orthopédiques sont très variées. De la voie d'abord au mode de scellement, en passant par le couple de frottement utilisé, l'arsenal thérapeutique est devenu vaste. Aussi chaque année nous observons davantage de pose de prothèse totale de hanche et nous serons obligés d'assurer le suivi. Connaître les voies d'abord les plus utilisées Moore [43], Hardinge [44], Hueter[40] ou trans-trochantérienne [37] pour les plus fréquentes, les différents modes de scellement cimenté ou non cimenté et les couples de frottements existant ( métal-métal, métal polyéthylène, céramique-céramique...) est un travail que se doit d'assumer le chirurgien d'aujourd'hui pour pouvoir le jour venu être en mesure de proposer une chirurgie adaptée à chaque patient. Savoir se poser les bonnes questions, faire la planification ou stratégie opératoire idéale sans en méconnaître les enjeux sont notre devoir. Des études récentes en sont des exemples, comme celle de Zywiol [41] sur le couple de frottement métal-métal, l'étude de Girard [42] sur la stratégie préopératoire adoptée pour la prise en charge d'une profusion intra pelvienne d'un cotyle prothétique.

### II.5 La Population concernée par les prothèses

La mise en place d'une prothèse totale de la hanche est classiquement envisagée à partir de l'âge de 60 ans, la durée de vie de cet implant dépasse aujourd'hui souvent les 25 ans. En dessous de l'âge de 60 ans, il faut prendre en compte l'importance du handicap. Chez les jeunes sujets, l'arthrose est souvent secondaire à un traumatisme, à une ostéochondrite, à une anomalie congénitale. L'amélioration des techniques de reprise chirurgicale fait moins hésiter à proposer la mise en place d'une prothèse de hanche chez les sujets plus jeunes, en effet si la durée de vie escomptée de la prothèse est de l'ordre de 25 ans, les possibilités de changement de prothèse lorsque celle-ci est usée ont modifié le problème, de la sorte, il n'est plus d'usage de faire attendre un sujet jeune, très handicapé, jusqu'à l'âge de 60 ans pour envisager cette intervention.

Le placement d'une prothèse se fait dans le cadre d'une intervention chirurgicale appelée arthroplastie.

### II.6. L'arthroplastie

Une arthroplastie est donc une opération destinée à restituer le mouvement à une articulation et leur fonction aux muscles, ligaments et autres structures constituées de tissus mous qui contrôlent cette articulation en créant un nouvel espace articulaire [45]. Elle a pour objectifs de soulager le patient d'une douleur invalidante, de lui redonner un mouvement stable, et parfois, de corriger une

malformation. A cette intervention majeure sont associées un certain nombre d'indications et de contre indications.

## **II.6.1. Indications et contre-indications de l'arthroplastie**

### **II.6.1.1-Indications d'une arthroplastie totale de la hanche**

A l'origine, l'indication principale d'une arthroplastie totale de la hanche était la réduction d'une douleur invalidante, chez les patients âgés, qui ne pouvait pas être soulagée de manière efficace par des moyens non chirurgicaux et pour lesquels la seule possibilité chirurgicale était la résection de l'articulation de la hanche. L'amélioration de la fonction articulaire était alors de moindre importance.

Après que le succès remarquable de l'opération a été rapporté pour des patients souffrant d'arthrite rhumatoïde, d'arthrose (ostéoarthrite, arthrite hypertrophique), de nécrose avasculaire de la tête fémorale, de fracture du col du fémur, après l'acquisition d'une expérience plus grande de la procédure chirurgicale introduisant des modifications de celle-ci, les indications se sont étendues à d'autres affections.

Aux patients plus jeunes atteints des mêmes lésions, incluant la luxation congénitale de la hanche et les pathologies rhumatismales, ainsi qu'aux patients ayant eu une hanche infectée se sont ajoutés un certain nombre de sujets chez lesquels la procédure de reconstruction de l'articulation, y compris l'arthroplastie totale, a échoué et qui requièrent une révision. La révision consécutive à l'échec d'une arthroplastie totale de la hanche est maintenant une opération courante, mais souvent difficile.

#### **II.6.1.1.1-Contre-indications d'une arthroplastie totale de la hanche**

Les contre-indications spécifiques d'une arthroplastie totale de la hanche incluent :

- Une infection active de l'articulation de la hanche ou un foyer infectieux actif (vessie, peau, infection dentaire, et infection des voies respiratoires ou de toute autre région).

- Une pathologie neurotrophique (Tabès) : les patients souffrant de cette pathologie ont généralement une destruction osseuse extensive et une tendance à la formation d'ossifications exubérantes.

- L'absence ou l'insuffisance des muscles abducteurs.

- Une pathologie neurologique progressive.

Le capital osseux du pelvis et du fémur doit être suffisant pour permettre une fixation adéquate des composants. C'est parfois un facteur limitatif de cette procédure dans le cas de tumeurs bénignes ou malignes de faible grade de la région de la hanche ayant entraîné une destruction osseuse massive ou nécessitant une importante résection osseuse.

### II.6.2. Évolution de l'arthroplastie

L'ère moderne à proprement dit de l'arthroplastie totale de la hanche commença dans les années soixante avec le travail de pionnier que Sir John Charnley réalisa dans tous les domaines de l'arthroplastie totale de la hanche, incluant son concept d'arthroplastie à faiblement de frottement, de modification chirurgicale de la biomécanique de la hanche, la lubrification, les matériaux, la conception des implants et l'environnement de la salle d'opération. Un progrès important fut réalisé lorsqu'il utilisa le polyméthylméthacrylate (PMMA), ciment acrylique polymérisant à froid, employé dès 1936 en art dentaire pour la fabrication de prothèses, pour fixer solidement les deux composants prothétiques dans l'os receveur.

Au fur et à mesure des nombreuses années, beaucoup d'études conduisirent à des modifications dans la conception des prothèses de hanche, ces études ont porté sur différents aspects tels que le choix et la qualité des matériaux utilisés pour la fabrication de la prothèse fémorale et la cupule, l'utilisation du ciment ainsi que les approches et techniques chirurgicales.

Le concept fondamental d'arthroplastie à faible moment de frottement est devenu un fait bien établi et l'articulation métal sur polyéthylène (Figure II.8) le standard de l'arthroplastie totale de la hanche. La stabilisation initiale de l'implant est la fonction clé du ciment. Les résultats de l'arthroplastie totale de la hanche de Charnley sont devenus le point de référence pour l'évaluation des performances d'autres arthroplasties.



**Figure II.8** : P.T.H avec cupule en polyéthylène, tête en céramique et tige en acier inoxydable

**II.8. 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. Si la prothèse totale de hanche est une solution idéale chez un patient âgé qui souffre intensément d'une coxarthrose, l'extension de l'indication à des patients jeunes pose des problèmes de choix d'implant. Il est impératif d'éviter de transformer ces patients en victimes de l'expérimentation technologique, et il faut au contraire s'assurer que les choix technologiques leur apportent une meilleure garantie d'un implant stable avec un taux d'usure le plus limité possible. Parfois le niveau des activités postopératoires envisagées est absurde. L'indication opératoire doit rester un moyen de soulagement de la douleur et non de permettre la reprise d'activités extrêmes.

### III.1. Introduction

L'histoire de l'arthroplastie de la hanche expose les solutions apportées au cours du temps pour soulager les patients d'une douleur souvent invalidante, de lui donner un mouvement stable et restaurer la fonction articulaire ; elle met en évidence la complexité des problèmes rencontrés et montre comment cette procédure a évolué dans le temps, la résolution d'un problème donné en créant toujours d'autres

La durabilité d'un implant dépend de l'interaction de divers facteurs. Certains d'entre eux relèvent de la responsabilité du fabricant, d'autres, comme la technique d'implantation, le choix du type de prothèse et de sa fixation, relèvent de celle du chirurgien et d'autres encore dépendent du patient, comme par exemple : la réponse biologique et physiologique vis-à-vis de l'implant, l'état de santé du patient, la qualité de l'os support, le comportement du patient (prise de poids, transport de charges lourdes, niveau d'activité physique élevé. Le modèle géométrique de la prothèse totale de hanche de type CMK3 est analysé par la méthode des éléments finis en utilisant le code de calcul commercial ABAQUS version 6.17. Compte tenu de la nature du chargement et de la géométrie de la prothèse totale de hanche, une modélisation tridimensionnelle est utilisée. Le choix de ce code a été essentiellement motivé par ses grandes capacités. ABAQUS permet donc une simulation par éléments finis de problèmes variés en mécanique.

Cette analyse a été réalisée sur trois différentes parties ou zones de chaque élément de la prothèse totale de hanche par le modèle de troisième génération, de CARNLEY MILLER KERBOUL (CMK3), qui sont : La partie proximale ; médiale et distale. Nous avons déterminé pour chaque zone la répartition des contraintes de Von Mises, ainsi que contraintes normales  $\sigma_{xx}$ ,  $\sigma_{yy}$  et tangentielles  $\tau_{xy}$  dans le ciment, l'implant et dans l'os.

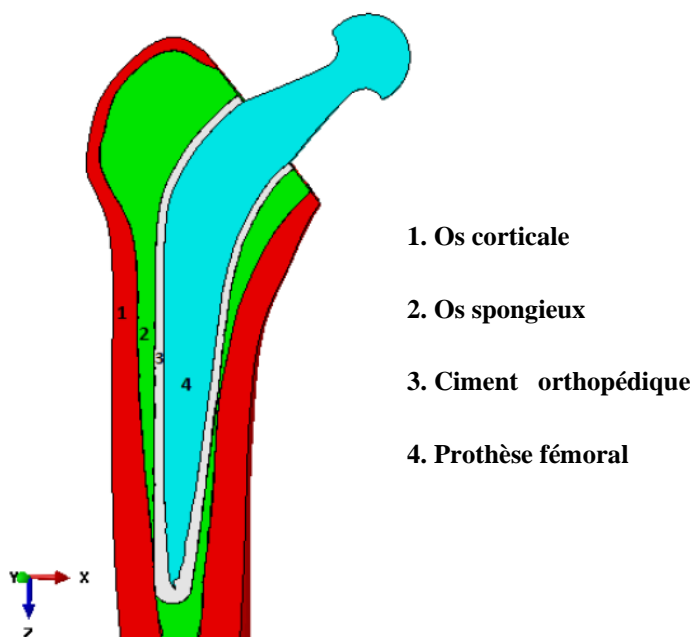
### III.2. Modélisation par la méthode des éléments finis

La modélisation par éléments finis a toujours été un outil précieux pour un large éventail de recherches Problèmes biologiques et largement utilisé pour étudier le comportement biomécanique des articulations artificielles. Par conséquent, le modèle est un outil d'évaluation préclinique, et son utilisation actuelle permettra le développement de nouvelles conceptions prothétiques. Ses domaines d'application incluent toutes les formes de prothèses de hanche ou de genou.

#### III.2.1. Représentation du modèle « CMK3 »

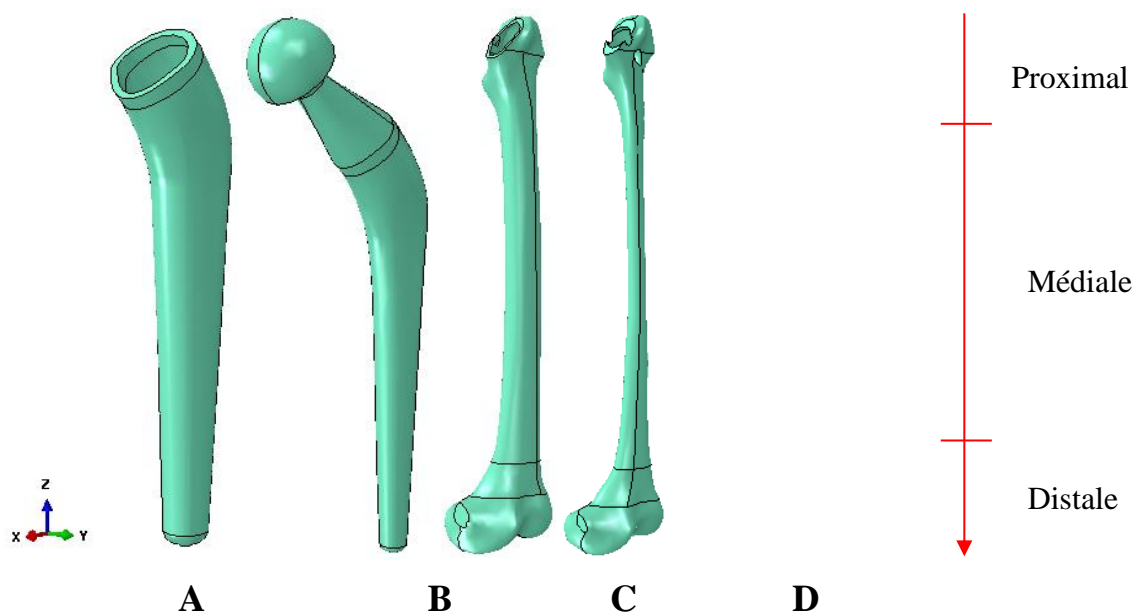
La figure III.1 représente une section de la jonction reconstruite de l'assemblage du ciment, implant et fémur réalisé à l'aide du logiciel SolidWorks. Le positionnement de la prothèse par rapport au

fémur a été réalisé afin de donner une jonction proche de celle reconstruite réellement par le chirurgien.



**Figure III.1.** Modèle tridimensionnel de la prothèse total.

Sur la figure III.2 est représenté les composantes de la prothèse fémoral, on note que le ciment orthopédique procèdes contact direct avec l'os corticale. La prothèse utilisait est une prothèse normalisait de type CMK3 [48,49,50].



**Figure III.2.** Modèle tridimensionnel de la prothèse total de hanche (A) ciment orthopédique (B) implant fémoral os corticale (C) os spongieux (D)

### III.2.2. Propriété mécanique

Les propriétés mécaniques des composants de la prothèse fémoral ont été prises des précédents travaux [8, 11, 20] sont présentés dans le tableau 1. l'os Cortical et spongieux, l'implants, et le ciment orthopédique sont considéré comme des matériaux élastique et isotropes.

**Tableau.III.1** : propriétés mécaniques de la prothèse total de la hanche

Matériaux	Module de Young E (MPa)	Coefficient de Poisson $\nu$	La limite D'élasticité (MPa)
Os cortical	17000	0.30	117
Os spongieux	2000	0.30	-
Ciment (PMMA)	2300	0.30	25
implant métallique	210000	0.30	450

### III.2.3. Conditions aux limites du modèle

Notre étude est basée sur les travaux effectués par Pauwels concernant les charges agissent sur le bassin. L'intensité de la force de compression agissant durant la période d'appui monomodale, est environ 4 fois le poids du corps, pour une personne pesant 70 kg en position monopodale. La partie distale du fémur est encastree. (figureIII.3). Le contacte entre les différentes composantes de la PTH est considéré comme rigide continue.

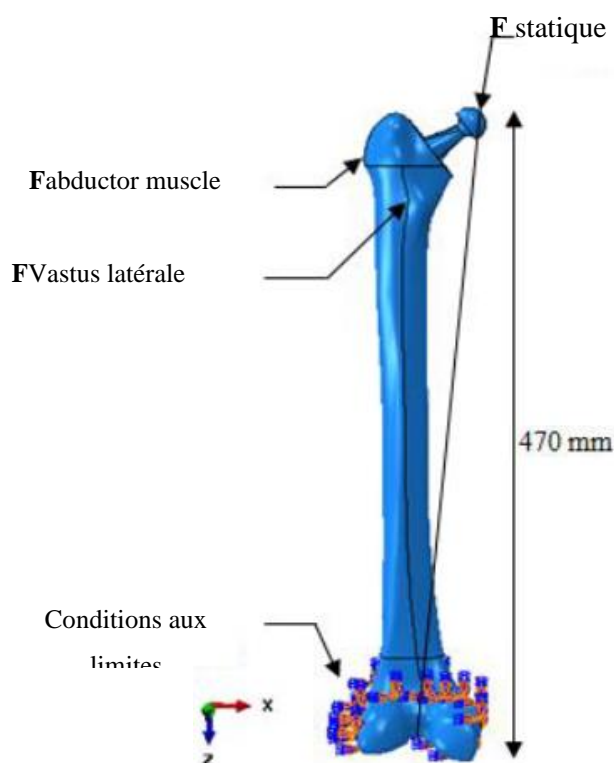
### III.2.4. Les charges appliquées au PTH

Notre travail, la charge statique représente une personne de 70 kg (Tableau 2), cette analyse de charge est basée, en sélectionnant la charge maximale pendant les trois activités les plus fréquentes telles que (marche normale, montée des escaliers et plier le genou). Le tableau 3.2 donne les différents efforts appliqués au niveau de l'articulation de la hanche et de ses trois composantes  $F_x$ ,  $F_y$  et  $F_z$ .

**Tableau.III.2** : Chargement maximale pendant les trois activités.

Force N	$F_x$	$F_y$	$F_z$
Marche normale	570.062	430.864	1633.02
Montée d'un escalier	521.448	512.414	2057.31
Levée d'une chaise	295.028	-76.2431	1285.08





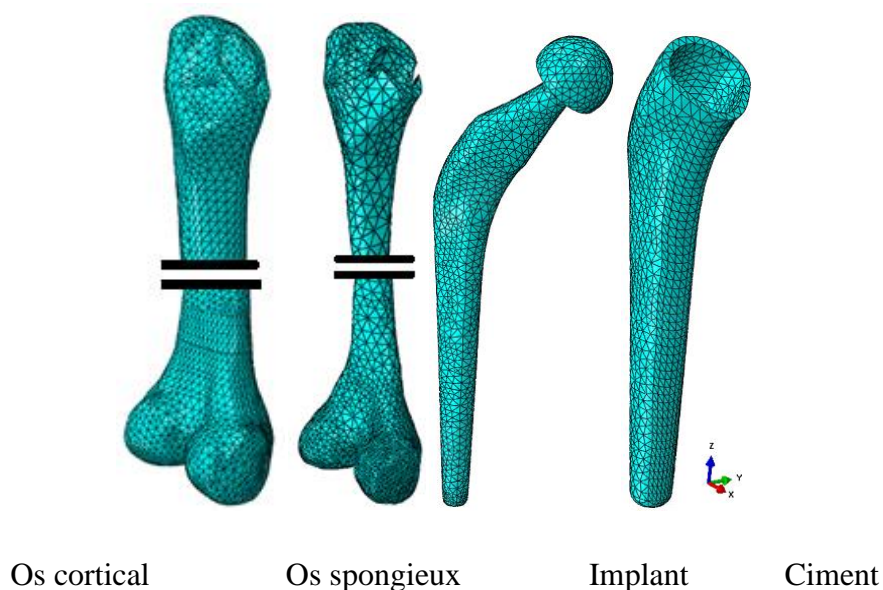
**Figure III.3 :** Représentation schématique des conditions aux limites imposées.

### III.2.3. Maillage

La fiabilité des résultats obtenus nécessite un maillage très raffiné. En effet, le ciment est un élément déterminant de la prothèse. Le raffinement de son maillage est d'une grande importance pour l'analyse de la structure. La figure III.4 montre le maillage des différentes composantes de la PTH. La figure montre un raffinement de maillage de la zone étudiée.

Cette analyse a été réalisée grâce à l'utilisation du logiciel de calcul ABAQUS (6.17). Ce dernier permet l'étude du comportement mécanique des structures les plus complexes [51]. Les conditions aux limites ; La structure a été modélisée en utilisant les éléments tétraédriques 3D à 4 nœuds (C3D4-Abaqus), constituant les éléments suivants :

Ciment : 105982; Os cortical : 282225 ; Os spongieux: 271307, Implant: 24226



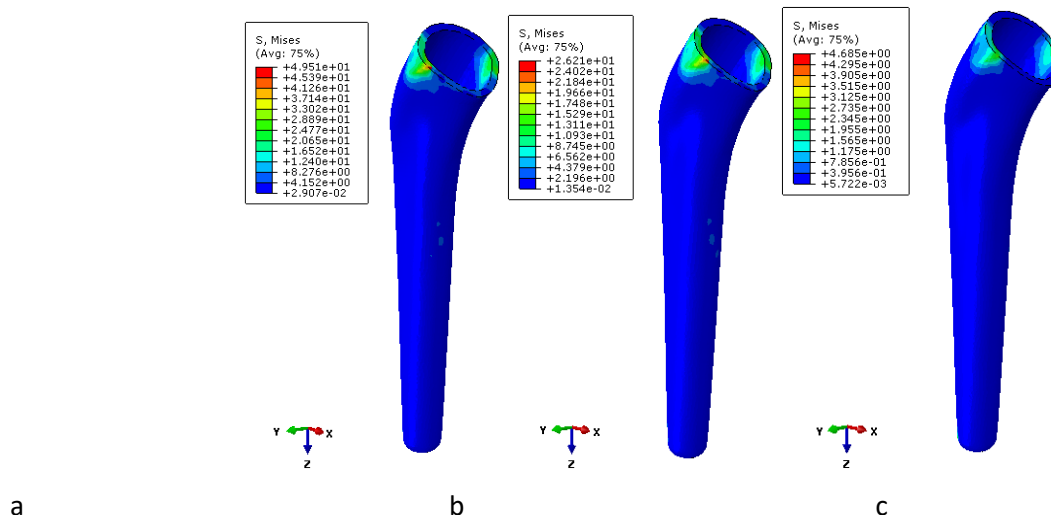
**Figure III.4 :** Maillage du modèle analysé.

### III.3. Résultats

#### III.3.1. Distribution des Contraintes dans le ciment

##### III.3.1.1. Distribution des Contrainte équivalente

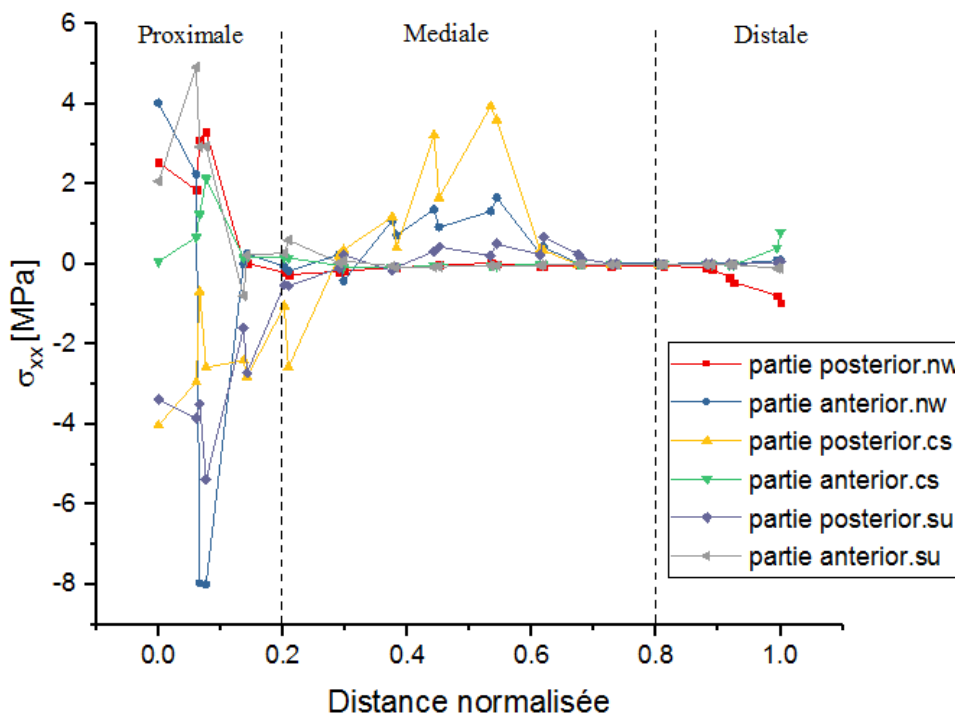
Le ciment est un élément très déterminant et le maillon le plus faible de la prothèse totale de hanche. Son analyse est d'une grande importance pour la durée de vie de la prothèse. Nous avons étudié la distribution et l'intensité des contraintes dans le ciment (fig.III.5). Cette figure montre deux zones de forte concentration de la contrainte équivalente ; Ces derniers sont localisés dans les régions où le ciment est en contact direct avec l'os-cortical (partie proximale). La zone médiale et distale présente de très faibles contraintes. La contrainte la plus élevée est remarquée dans l'activité de la levée d'une chaise de l'ordre de 4.68 MPa.



**Figure.III.5 :** Répartition des contraintes de Von Mises dans le ciment orthopédique pour les trois activités : a - la marche normale, b - montée l'escalier, c - levée d'une chaise.

**III.3.1.2. Contrainte normale de xx du ciment :**

La Figure III.6 présente la distribution des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  dans le ciment pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale), pour les trois activités.

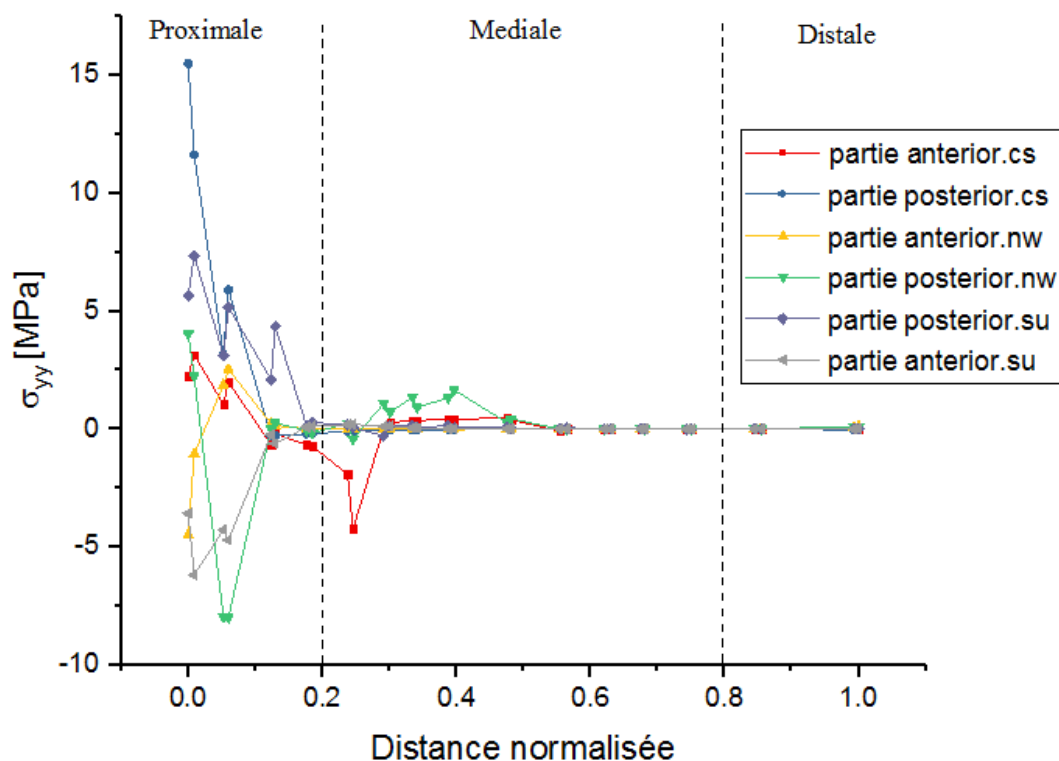


**Figure III.6 :** Variation des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  dans le ciment pour les trois activités. Nos résultats montrent que le ciment est soumis à des efforts de traction et de compression au

niveau des zones proximale et distale. Charge appliquée à l'ensemble de la prothèse La hanche produit une contrainte normale  $\sigma_{yy}$  de compressions très élevée de -8 MPa dans la partie antérieure de l'activité la marche normale. En remarque aussi des contraintes de traction dans la partie médiale de l'ordre de 4 MPa dans la partie postérieure de l'activité monté l'escalier.

### III.3.1.3. Contrainte normale de yy du ciment :

La Figure III.7 présente la distribution des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  dans le ciment pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale), pour les trois activités.

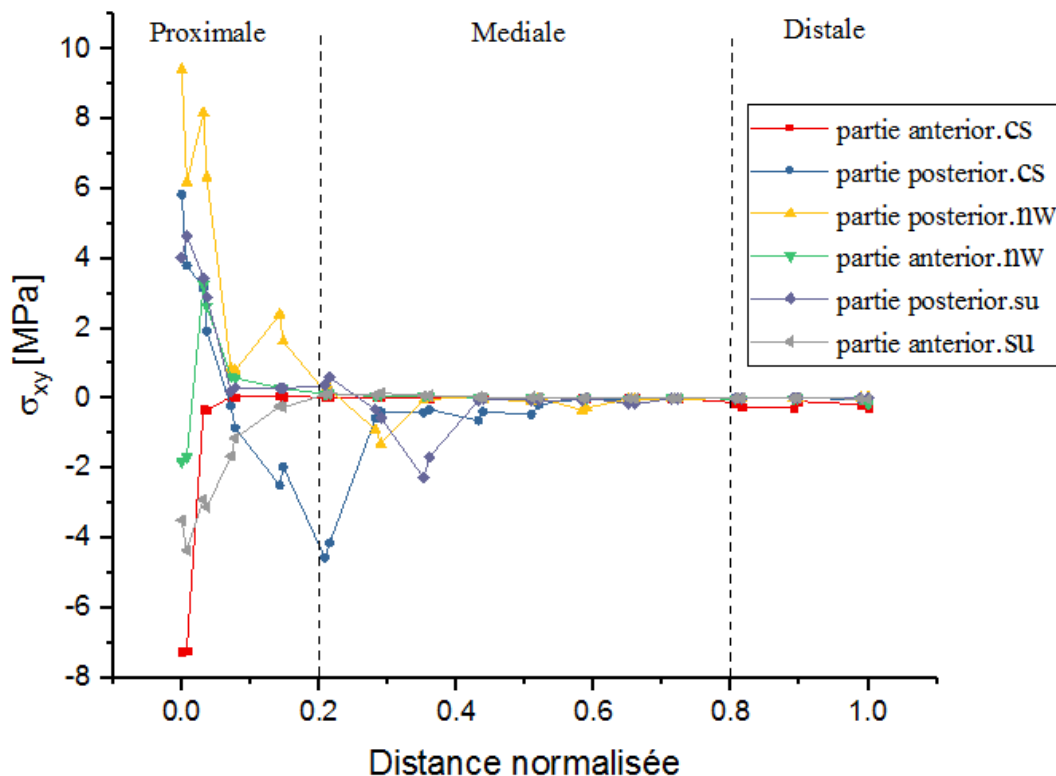


**Figure III.7 :** Variation des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  dans le ciment.

Nos résultats montrent que le ciment est soumis à des efforts de traction et de compression au niveau de la zone proximale. La charge appliquée à l'ensemble de la prothèse La hanche produit une contrainte normale  $\sigma_{yy}$  de traction très élevée de 15 MPa dans la partie antérieure de l'activité monté l'escalier, Et des contraintes de compressions dans la partie postérieure de l'activité la marche normale de l'ordre de -6 MPa.

### III.3.1.4. Contrainte cisaillement $\tau_{xy}$ du ciment :

La Figure III.8 illustrée la variation des contraintes de cisaillement  $\sigma_{xy}$  dans le ciment pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale), pour les trois activités.

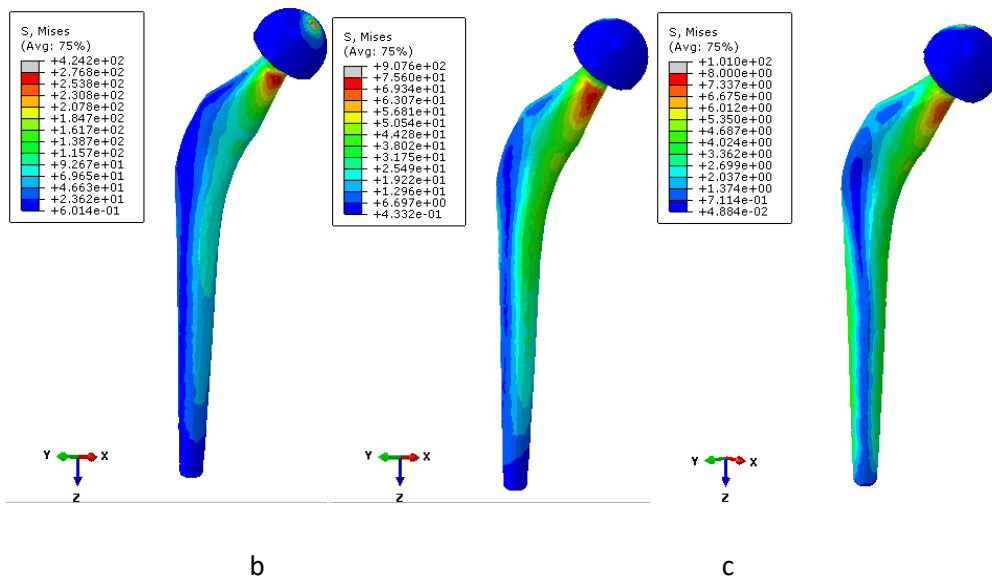


**Figure III.8 :** Variation des contraintes tangentielles  $\tau_{xy}$  dans le ciment.

Nos résultats montrent que le ciment est soumis à des efforts de cisaillement principalement au niveau de la zone proximale pour toutes les trois activités. Le pic de ces contraintes est marqué dans la partie postérieure de l'activité la marche normale de l'ordre de 10MPa. Les zones médiale et distale présentent des contraintes très faibles.

### III.3.2. Contrainte équivalente de Von Mises dans l'implant :

L'implant prothétique est un élément essentiel de la prothèse sa fiabilité et sa tenue en fatigue est d'une grande importance pour une PTH qui dure. Nous avons analysé la distribution et l'intensité de la contrainte équivalente de Von Mises dans l'implant pour les trois situations de chargement (la marche normale, montée l'escalier et levée d'une chaise). Le but de cette étude est de vérifier la réponse des prothèses aux trois configurations de chargement. Nous remarquons que cette contrainte est localisée dans la partie postérieure et intérieur du col de l'implant, Le chargement entraîne une très forte contrainte équivalente dans le col de l'implant. Les résultats obtenus sont illustrés sur la figure III.9.

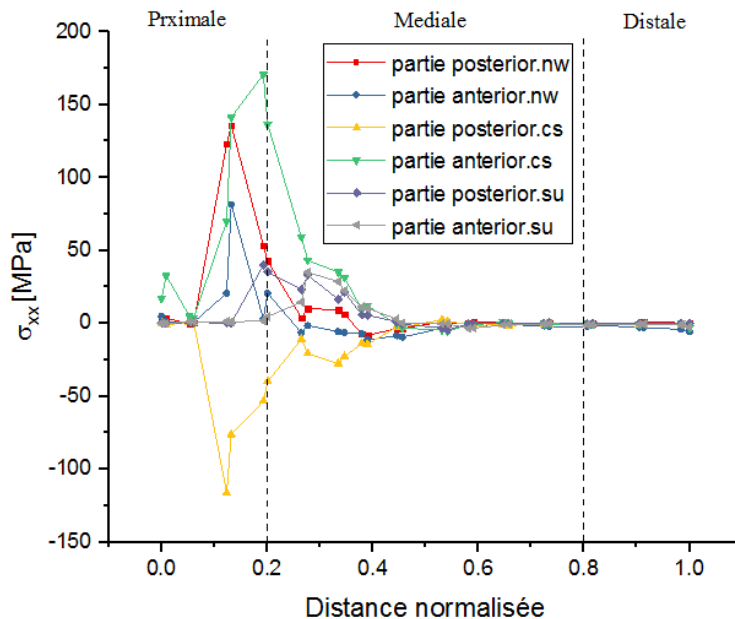


**Figure III.9 :** Répartition des contraintes de Von Mises dans l’implant pour les trois activités: a - la marche normale, b - montée l’escalier, c - levée d’une chaise.

Pour les deux activités (montée l’escalier, levée d’une chaise.) présentent des contraintes équivalentes de Von Mises sont moins importantes que celles de l’activité la marche normale, qui atteint jusqu’à 276.8 MPa.

**III.3.2.1. Contrainte normale de xx de l’implant:**

La Figure III.10 présente la distribution des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  dans l’implant pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale), pour les trois activités.

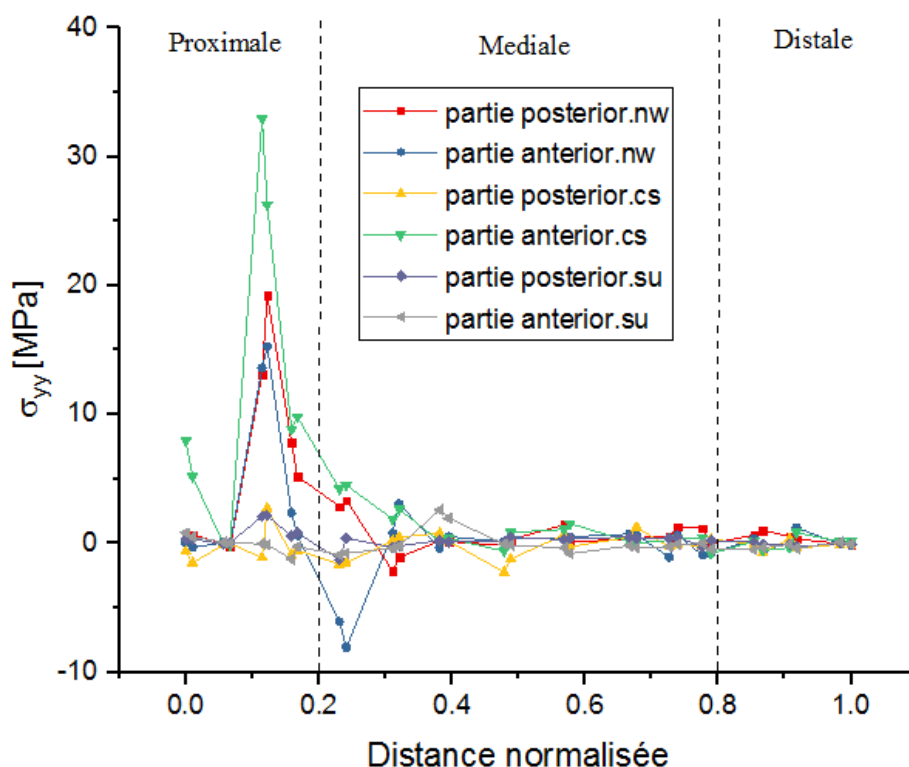


**Figure III.10 :** Variation des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  dans l’implant pour les trois activités.

Les résultats ont montré que a charge suivant la direction xx dans la partie proximale de l'implant était soumise à une contrainte de traction dans les trois cas. En raison de l'activité de montée des escaliers, la contrainte la plus élevée observée à l'avant est de 175 MPa.

### III.3.2.2. Contrainte normale de yy de l'implant:

La Figure III.11 présente la distribution des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  dans l'implant pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale), pour les trois activités.

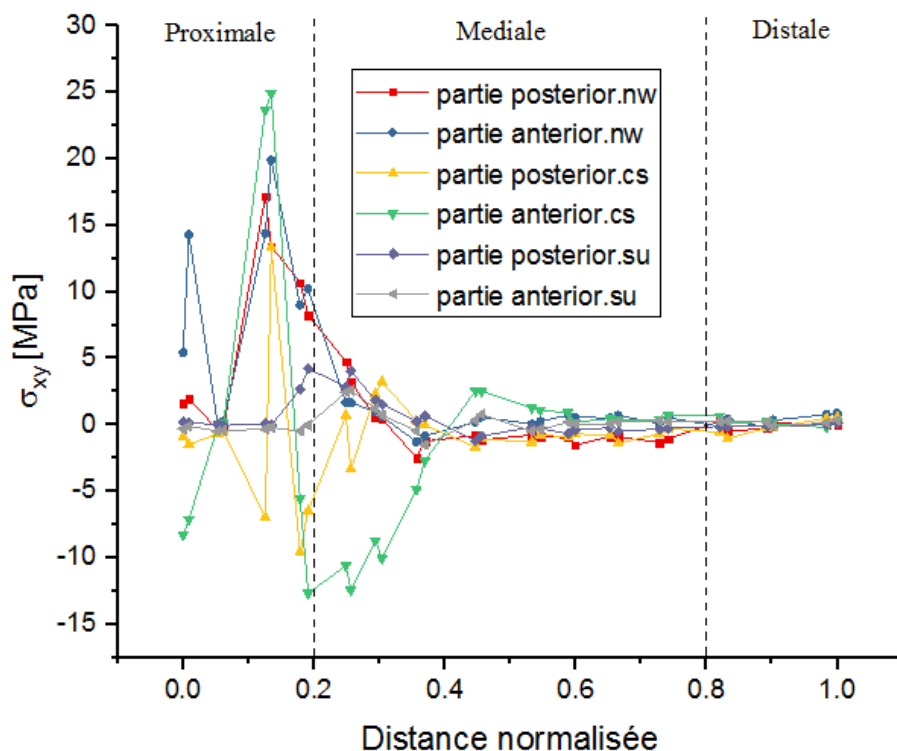


**Figure III.11 :** Variation des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  dans l'implant pour les trois activités.

Les contraintes normales suivant la direction yy sont moins importantes que les contraintes normales suivant les directions xx. La contrainte de traction la plus élevée est notée dans la zone proximale de la partie antérieure due de l'activité monté l'escalier de l'ordre de 33 MPa.

### III.3.2.3. Contrainte cisaillement $\tau_{xy}$ de l'implant

L'implant prothétique est un élément essentiel de la prothèse, La Figure III.12 présente la distribution des contraintes normales  $\sigma_{xy}$  dans l'implant pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale), pour les trois activités.



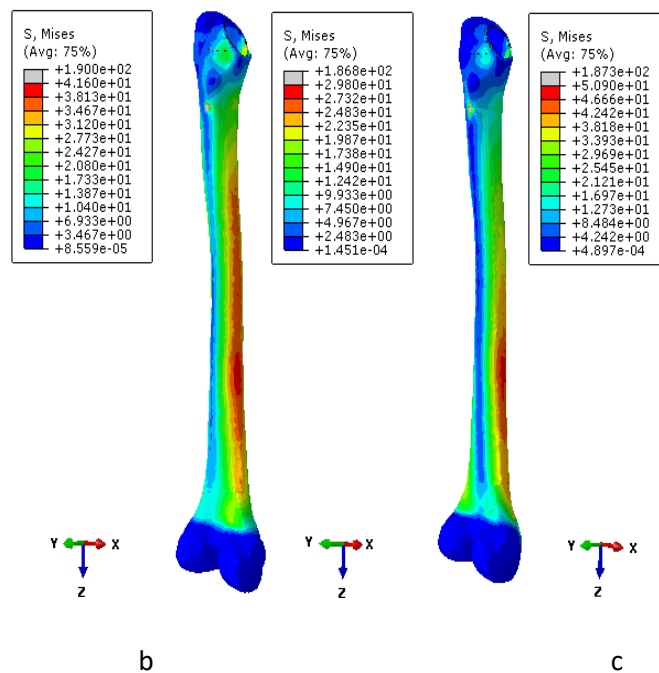
**Figure III.12 :** Variation des contraintes normales  $\tau_{xy}$  dans l'implant pour les trois activités.

L'implant est soumis à des efforts de traction et de compression dans la zone proximale de l'implant antérieure et postérieure. Dans les autres zones, leur niveau est relativement faible. Nous remarquons que la contrainte de cisaillement est très faible rapport les contraintes normales  $\sigma_{xx}$ . le pic de cette contrainte donne une amplitude de 25 MPa dans la partie antérieure due de l'activité monté l'escalier.

### III.3.3. Contrainte équivalente de Von Mises dans l'os cortical

Pour compléter cette étude, nous avons déterminé la répartition et l'amplitude de la contrainte équivalente dans l'os cortical. Le chargement conduit à un niveau de contrainte assez élevé dans l'os cortical, essentiellement dû aux conditions aux limites et au chargement imposé.



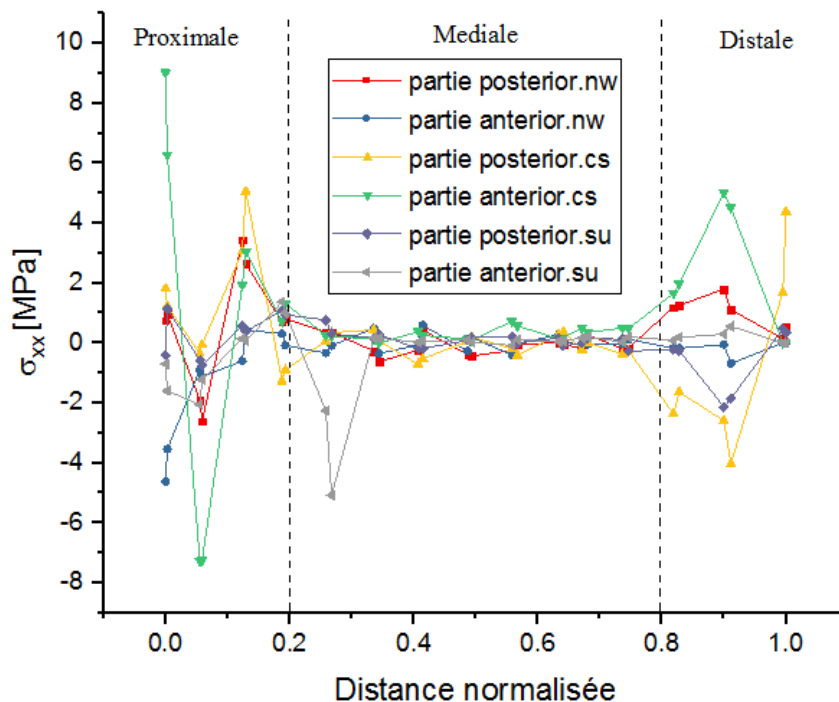


**Figure.III.13 :** Répartition des contraintes de Von Mises dans l'os cortical pour les trois activités :  
a - la marche normale, b - montée l'escalier, c - levée d'une chaise.

Dans la figure III.13 on constate que les contraintes les plus significatives sont localisées la zone médiale postérieure de l'os cortical pour l'activité de la marche normale avec une amplitude de l'ordre 41.6 MPa, 29.8 MPa respectivement, et pour la charge de l'activité de levée d'une chaise les contraintes localisées dans la partie distale vue intérieur à l'ordre de 50.9 MPa.

### III.3.3.1. Contrainte normale de xx de l'os cortical

La Figure III.14 illustre la distribution des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  dans l'os cortical pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale), pour les trois activités (la marche normale, montée l'escalier et levée d'une chaise).



**Figure III.14 :** Variation des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  dans l'os cortical pour les trois activités.

L'activité de monter les escaliers produit des contraintes de compression et de traction normales importantes le long de l'axe xx dans la zone proximale vue antérieure de l'os cortical, qui sont respectivement de 9 MPa et 7 MPa.

### III.3.3.2. Contrainte normale de yy de l'os cortical :

La Figure III.15 présente la répartition des contraintes normales suivant l'axe yy dans l'os cortical pour les deux vues postérieure et antérieure dans les trois zones de la prothèse (proximale, médiale et distale), pour les trois activités.

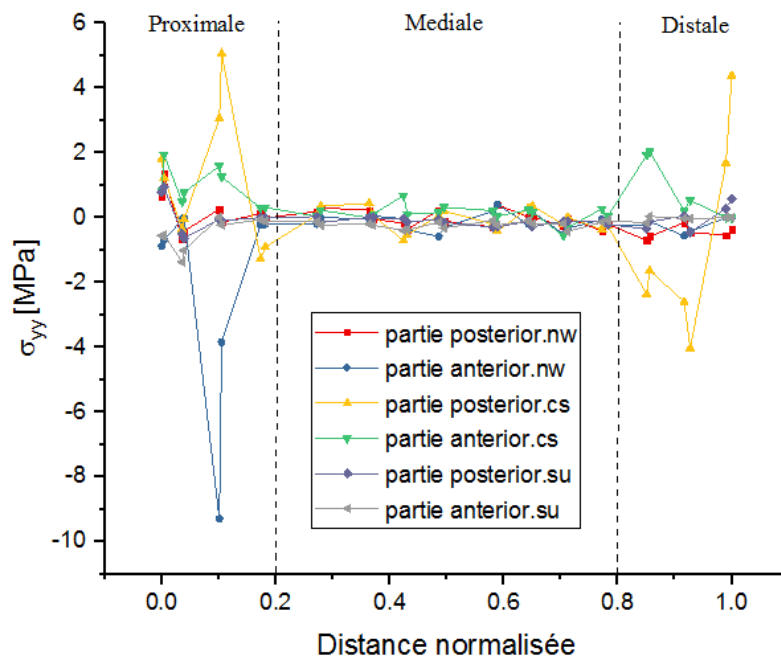
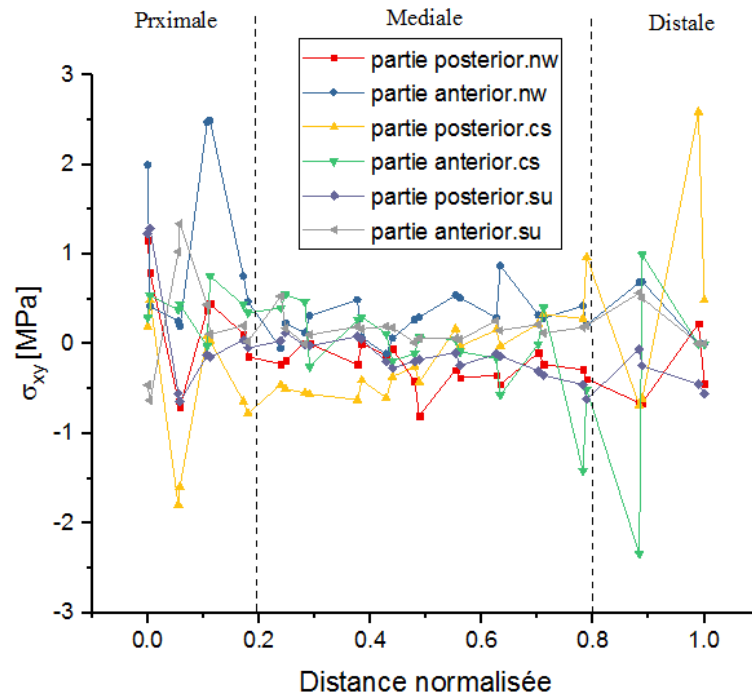


Figure III.15 : Variation des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  dans l'os cortical pour les trois activités.

Les contraintes normales suivant l'axe  $yy$  situé dans la zone proximale et distale dans l'os corticale. La contrainte normale suivant la direction  $yy$  n'est pas aussi importante que la contrainte normale le long de la direction  $xx$ . Nos résultats montrent qu'on a de faibles contraintes suivant la direction  $YY$ .

### III.3.3.3. Contrainte de cisaillement $\tau_{xy}$ de l'os cortical :

La Figure III.16 montre la distribution des contraintes de cisaillements  $\sigma_{xy}$  dans l'os corticale pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale), pour les trois activités.



**Figure III.16 :** Variation des contraintes cisaillement  $\tau_{xy}$  dans l'os cortical pour les trois activités.

Comme remarqué précédemment, la contrainte de cisaillement est très faible rapport les contraintes normales  $xx$  et  $yy$  dans tous les zones de l'os cortical. Cette contrainte produit des risques moindres d'endommagement de l'os. Pic de cette contrainte de l'ordre de 2.5MPa.

#### III.4. Conclusion :

Dans ce chapitre, une analyse par la méthode des éléments finis tridimensionnels est réalisée pour étudier le comportement mécanique de la prothèse totale de la hanche sous chargement statique des trois modes de sollicitations (La marche normale, montée des escaliers et levée d'une chaise). Différents types du comportement de PTH ont été analysés. Les résultats obtenus dans ce chapitre permettent de conclure que :

- Ce travail permet de comprendre la répartition des contraintes dans le composant fémoral de la prothèse totale de hanche. Cette distribution peut donner une idée précise de la relaxation du PTH et, par conséquent, la durée de vie de la prothèse peut être prédite.
- La contrainte Von Mises équivalente induite dans l'implant dépend de la nature de l'implant mouvement du porteur de prothèse.
- C'est en descendant les escaliers que le patient sollicite le plus énergiquement l'implant. Cette sollicitation est située sur ses parties proximale.
- le ciment osseux montre des fortes contraintes de Von Mises au extrémité proximale, et que le ciment osseux ne peut pas résister à une contrainte de traction de 25 MPa ou plus, donc il existe un grand risque d'endommagement dans la partie proximale de PTH.
- La tige fémorale de CHARNELY subit des contraintes très importantes au niveau de la zone proximale cela est dû aux charges appliquées par le porteur de la prothèse totale de hanche sans aucun risque sur sa rupture.

### IV.1.Introduction

La prothèse totale de hanche est une intervention d'une articulation biologique avec prothèse. (80 000 prothèses de hanche et 30 000 prothèses de genou sont implantées chaque année dans le monde).

Le modèle numérique par éléments finis développé permet dans un premier temps l'analyse de la distribution des contraintes induites, lors des activités du patient, dans les différents constituants de la Prothèse Totale de Hanche (PTH).

Dans ce chapitre nous avons simulé le comportement de la prothèse totale de hanche sous chargement dynamique, en tenant compte de trois différentes activités du patient (marche normale, montée d'un escalier et levée d'une chaise) appliquées sur la tête de la prothèse fémorale. Cette modélisation analyse le comportement mécanique de la PTH en fonction du niveau et de la répartition des contraintes induites dans les composants articulaires artificiels.

### IV.2.Propriétés mécaniques du modèle

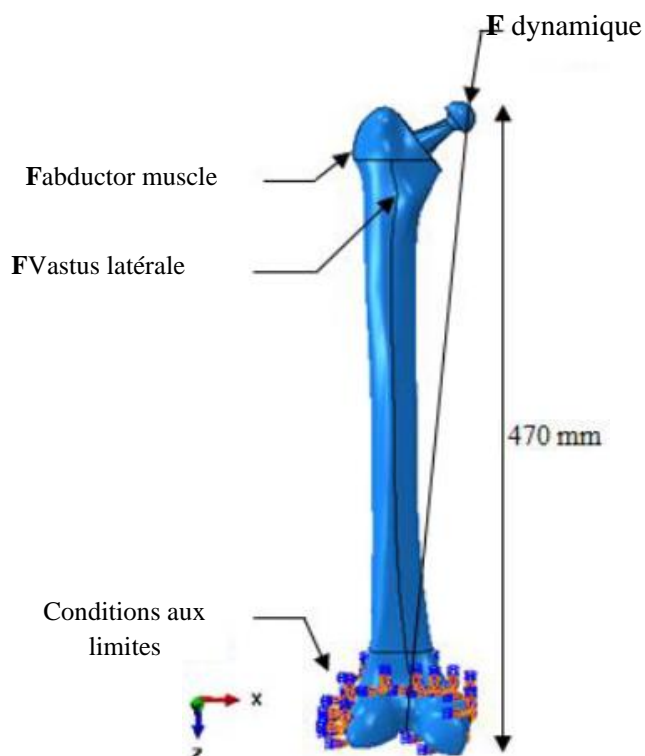
Les propriétés du matériau adoptées ont été précisées en termes de module de Young et du Coefficient de Poisson pour les implants et tous les composants associés (tableau IV.1). On a supposé que tous les matériaux présentaient un comportement élastique linéaire et homogène [52].

**Tableau IV.1** : Propriétés mécaniques du système os-ciment-implant.

<b>Matériaux</b>	<b>Module de Young E (MPa)</b>	<b>Coefficient de Poisson <math>\nu</math></b>	<b>Densité (Kg/m<sup>3</sup>)</b>
<b>Os cortical</b>	17000	0.30	1990
<b>Os spongieux</b>	2000	0.30	600
<b>Ciment (PMMA)</b>	2300	0.30	1200
<b>Implant métallique (Acier inoxydable)</b>	210000	0.30	4430

### IV.3. Conditions aux limites

La prothèse est sollicitée en chargement dynamique par des forces appliquées sur la tête de l'implant fémoral pour les trois activités (marche normale, monter les escaliers et levée d'une chaise) [54]. Les forces musculaires sont appliquées dans la partie proximale du fémur (force de muscle abducteur, force de vastus latérale), figure IV.1.



**Figure IV.1.** Les conditions au limite du chargement dynamique de la prothèse CMK 3.

### IV.4. La charge appliquée au fémur

La force de contact au niveau de l'articulation de la hanche, d'amplitude  $F$  et de composantes  $F_x$ ,  $-F_y$  et  $F_z$ , transmise par l'implant acétabulaire à la tête fémorale était déterminée dans le système d'axes du fémur gauche

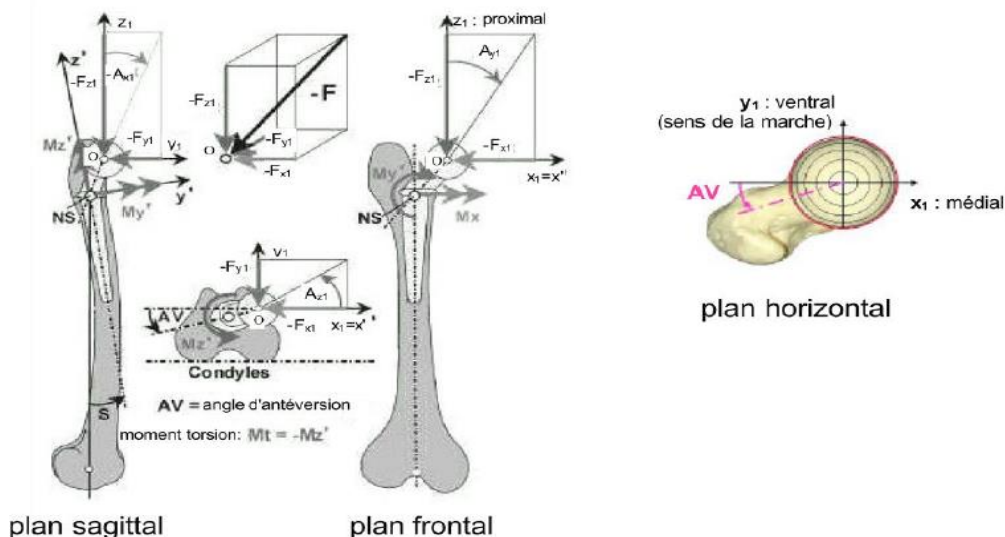


Figure IV.2 système de coordonnées du fémur gauche

#### IV.4.1. Les charges appliquées au fémur

Les forces de contact F du patient type et de leurs composants sont indiquées à la fig IV. 2 pour les neuf activités étudiées[54].

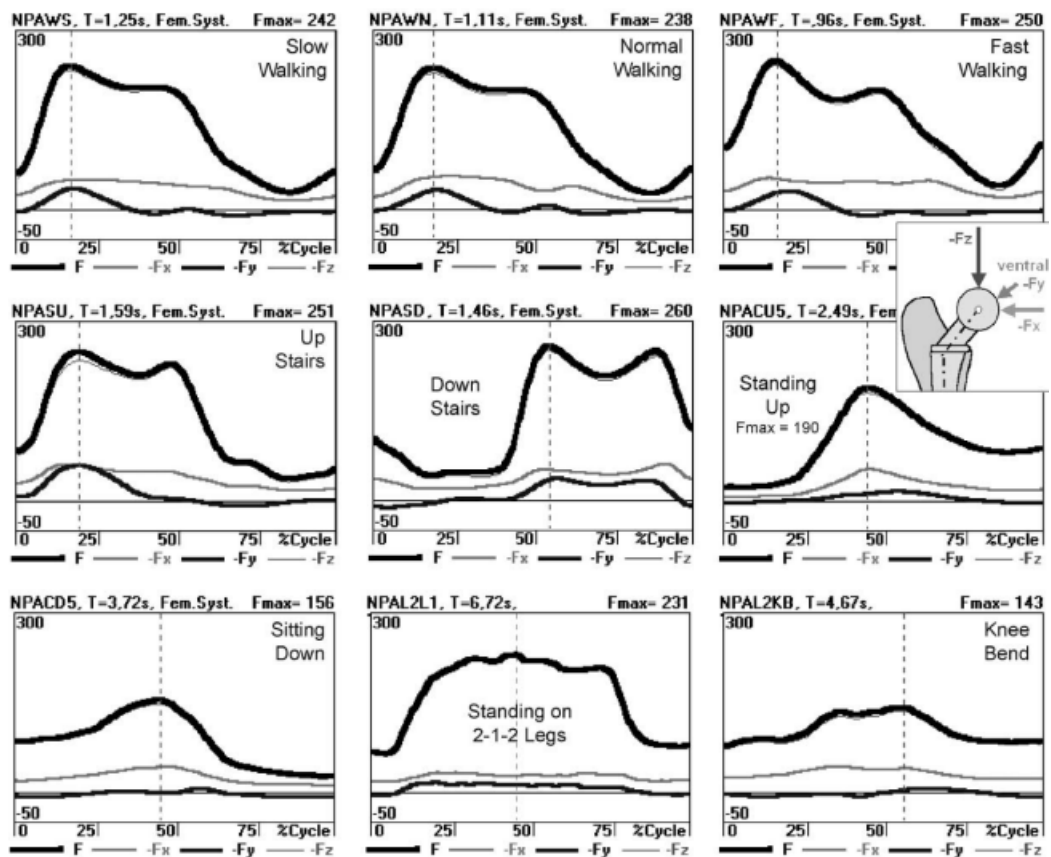


Figure IV.3 Force de contact F du patient type NPA au cours de neuf activités.[54]



Dans notre travail se concentrera sur les trois activités les plus courantes, telles que (la marche normale, la descente des escaliers et levée d'une chaise). Les courbes de la Figure IV.3 donnant les différents efforts appliqués au niveau de l'articulation de la hanche et de ses trois composantes  $F_x$ ,  $F_y$  et  $F_z$  en fonction du temps pendant un cycle.

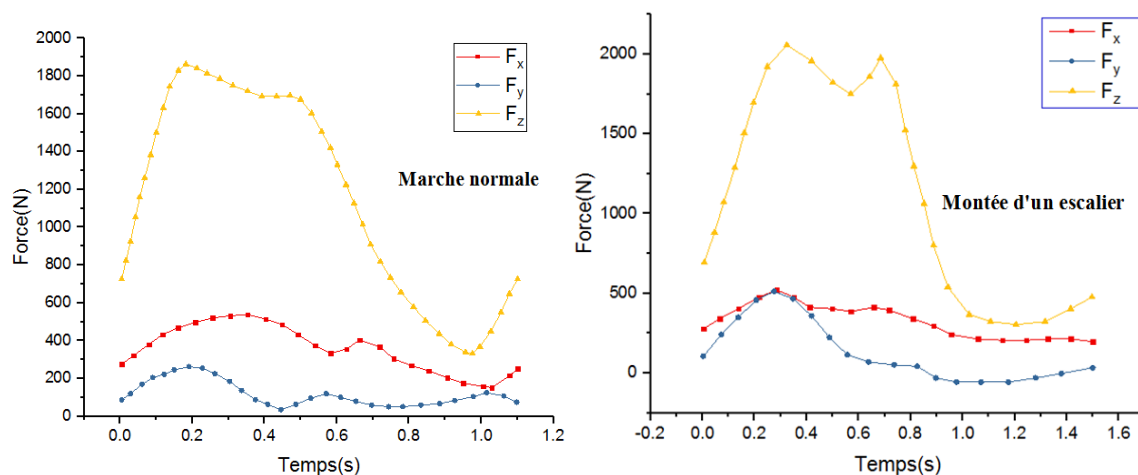
#### IV.4.2. La nature et la durée d'un cycle pour chaque activité

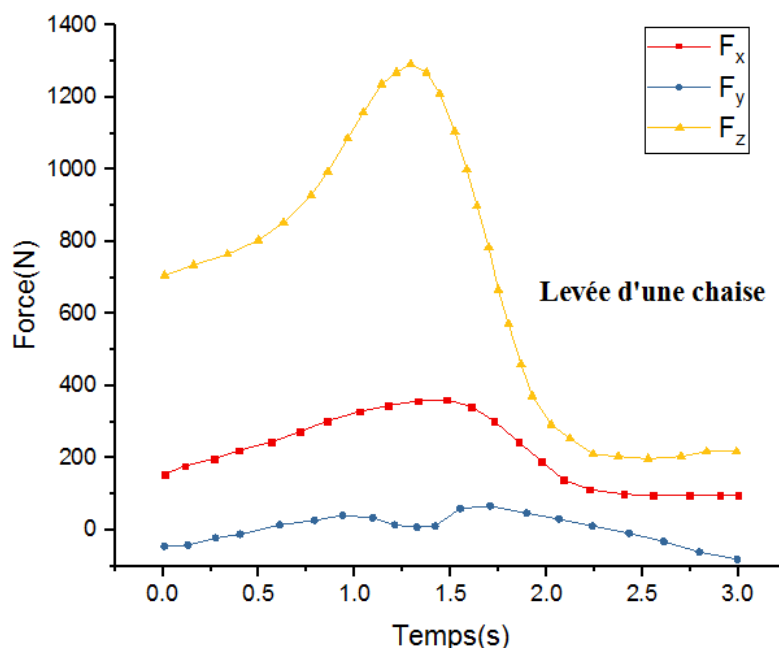
Dans ce tableau nous avons motionné les trois activités parmi les neuf activités traitées par (Bergman) dans la vie courante chez quatre patients âgés de 51 à 76 ans, dont le poids variait de 702 à 980 N et la taille de 1,65 m à 1,75 m. [54]

Ces patients ont subi une arthroplastie totale de la hanche en raison d'une fracture du col fémoral ou par la maladie de l'ostéoporose.

**Tableau IV.2** : amplitude des efforts et durée d'un cycle pour chaque activité [[54]]

Activité	Nbr patients	Effort ( %poid du coprs)				Cycle temps (S)
		F	$F_x$	$F_y$	$F_z$	
Marche normale	4	233	54	32	225	1.1
Monter les escaliers	3	252	60	61	237	1.59
Lever d'une chaise	3	178	43	14	172	2.5



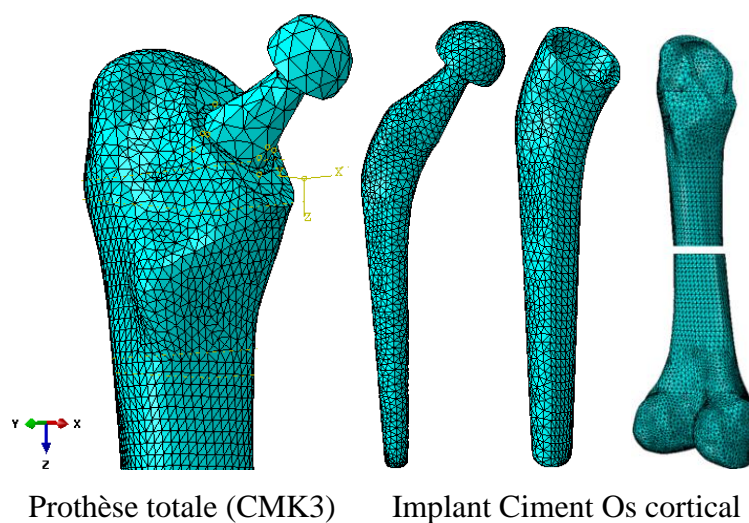


**Figure IV.4:** Variation des forces appliquées sur la PTH pour trois activités (marche normale, montée des escaliers et levée d'une chaise).

#### IV.5. Maillage de la structure

Une simulation par éléments finis a été réalisée en utilisant le même effet et les mêmes conditions aux limites utilisées dans les essais physiques comme le montre sur la figure IV.5. Un maillage raffiné est utilisé de type C3D4 tétraèdre avec 250000 éléments pour une meilleure approximation des résultats.

L'étude du champ de contrainte dans la prothèse totale de hanche nécessite un maillage raffiné pour améliorer l'exactitude des résultats. Figure IV-5 montre le maillage de différents composants de la prothèse totale de hanche.



**Figure IV.5 :** maillage adapté à la prothèse totale de hanche (CMK3).

#### IV.6. Analyse des résultats sous l'effet des chargements dynamiques

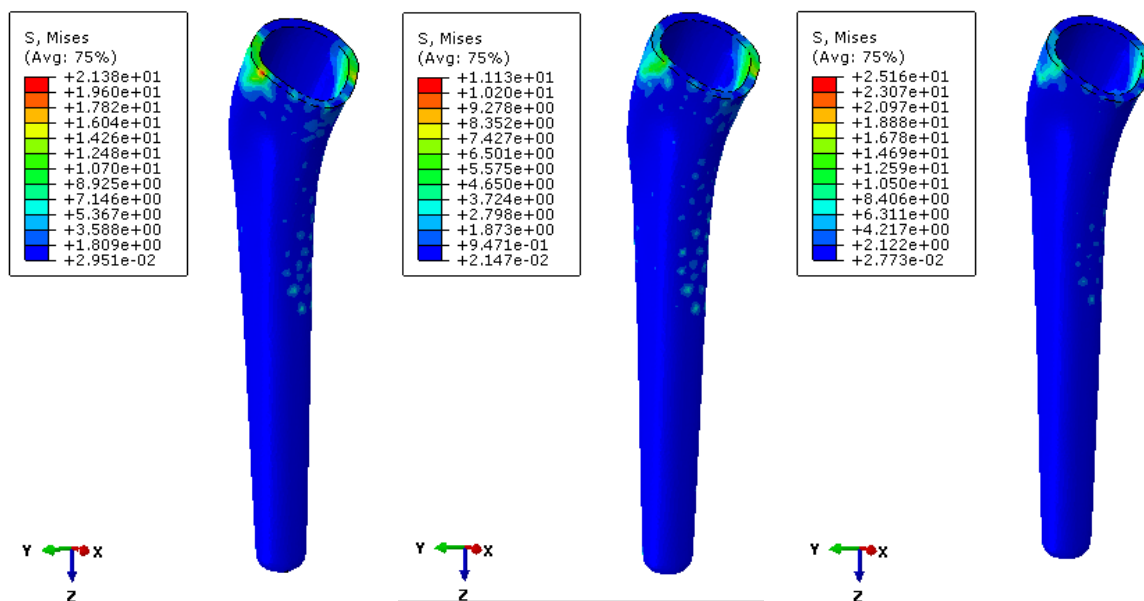
Les résultats des essais dynamiques pour le modèle de la prothèse totale de la hanche CMK3 pour chaque activité du porteur de la prothèse totale de hanche en fonction du temps.

Chaque activité est sollicitée par les chargements correspondants présentés sous formes de courbes pour chaque axe ( $F_x$ ;  $F_y$ ;  $F_z$ ) dans la figure IV.1 et avec le temps de chaque cycle pour le porteur de la prothèse totale de hanche.

#### IV.7. Etude comparative des contraintes maximales de Von Mises

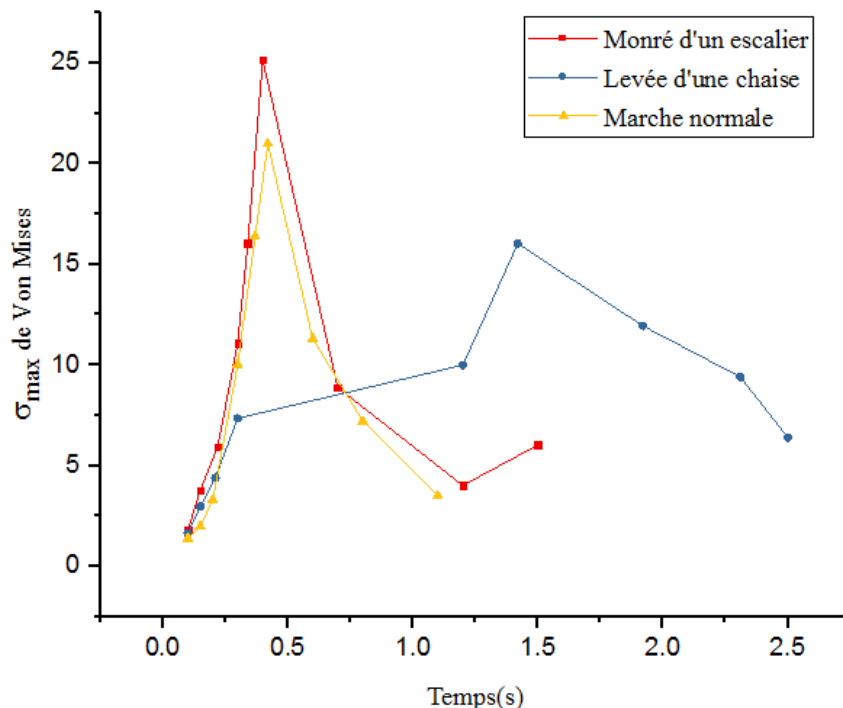
##### IV7.1. Contrainte de Von Mises dans le ciment

La première observation nous montre que l'action de la charge concentrée activée L'implant est amorti par le ciment. Les trois situations de chargement (marche normale, monté les escaliers et levée d'une chaise) sont étudiées. La figure. IV.6 montre l'état de contrainte de Von Mises dans le ciment. Les contours de contrainte indiquent que dans le fémur le niveau d'intensité des contraintes est modéré et les maximums de contrainte se trouvent ailleurs dans les composants de la prothèse. Le ciment assure une stabilité de l'implant, transmet les efforts vers le fémur et assure le rôle de répartiteur des contraintes dans l'os du fémur.



La marche normale T= 0.40s      Levée d'une chaise T = 1.5s      Monté d'un escalier T= 0.42s

**Figure IV.6** Distribution des contraintes maximales de Von Mises du ciment dans les trois activités.

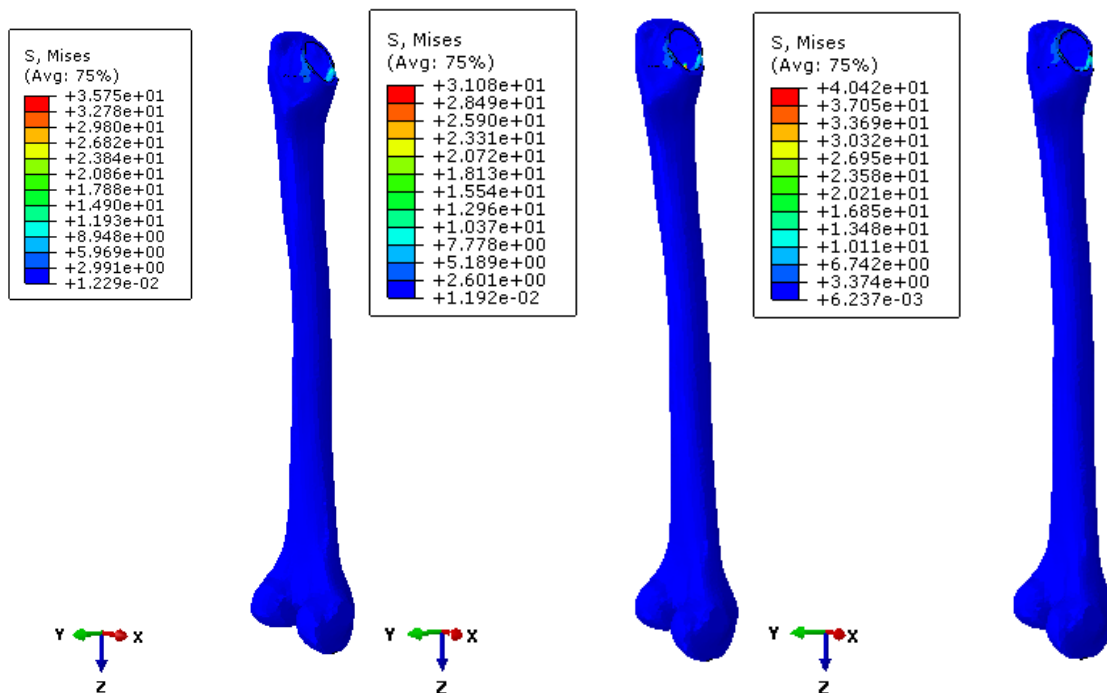


**Figure IV.7** contraintes maximales de Von Mises du ciment en fonction du temps de chaque cycle.

La figure. IV.7 montre les courbes des contraintes de Von Mises maximale du ciment en fonction du temps varient différemment suivant les différentes activités. L'activité de monté d'un escalier génèrent des contraintes plus élevées de l'ordre de 25 MPa que dans les autres activités. On remarque bien que les intensités des contraintes maximales de Von Mises pour les trois activités suivantes classées par ordre décroissant (Montée des escaliers, la marche normale et levée d'une chaise).

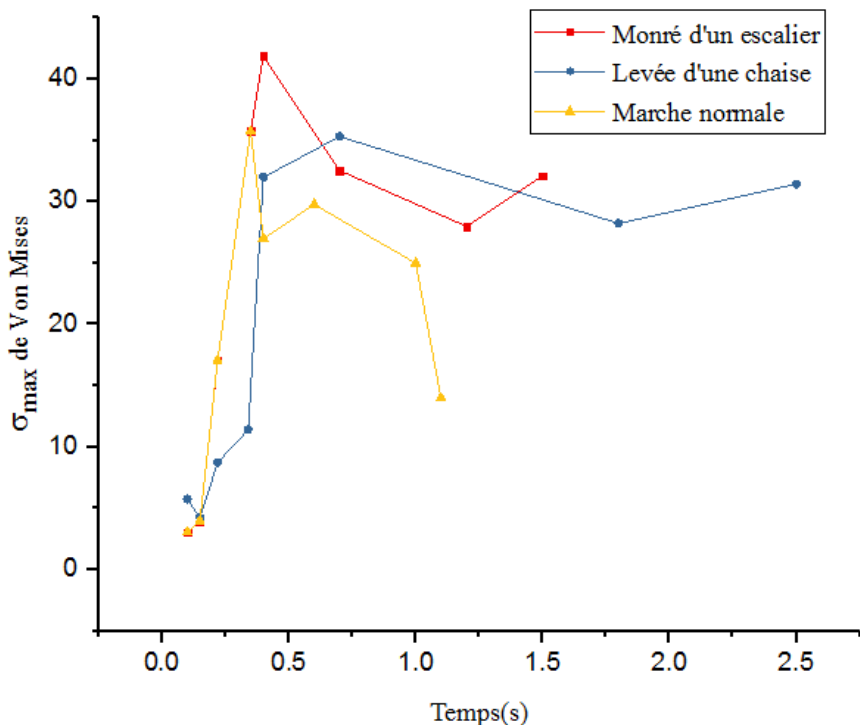
#### IV.7.2. Contrainte de Von Mises dans l'os cortical

La figure. IV.8 montre l'état de contrainte de Von Mises dans l'os cortical. Les contours de contrainte indiquent que dans le fémur le niveau d'intensité des contraintes dans les trois activités est constaté que la répartition presque semblable sur le tissu osseu, elles sont de faible intensité dans les parties diaphysaires et distales. leurs intensités peuvent atteindre une valeur maximale de 40.42 MPa dans le cas de monté des escaliers qui reste l'activité la plus critique pour le patient, et de 35.75 MPa pour la marche normale et de 31.08 MPa pour la levée d'une chaise.



La marche normale T= 0.42s    Levée d'une chaise T = 0.75s    Monté d'un escalier T= 0.5s

**Figure IV.8** Distribution des contraintes maximales de Von Mises de l'os cortical dans les trois activités.

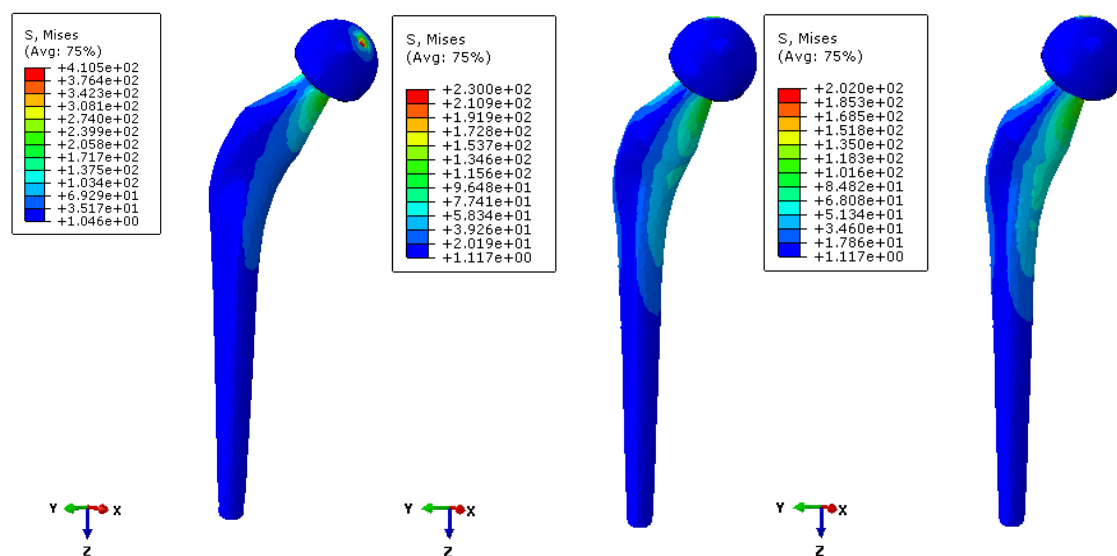


**Figure IV.9** contraintes maximales de Von Mises de l'os cortical en fonction du temps de chaque cycle.

La figure. IV.9 montre les courbes des contraintes de Von Mises maximale de l'os cortical en fonction du temps variant différemment suivant les différentes activités. Dans ce cas l'activité de monté d'un escalier génèrent des contraintes plus élevées de l'ordre de 40.42 MPa que dans les autres activités. On remarque bien que les intensités des contraintes maximales de Von Mises pour les trois activités suivantes classées par ordre décroissant (Montée des escaliers, levée d'une chaise et la marche normale).

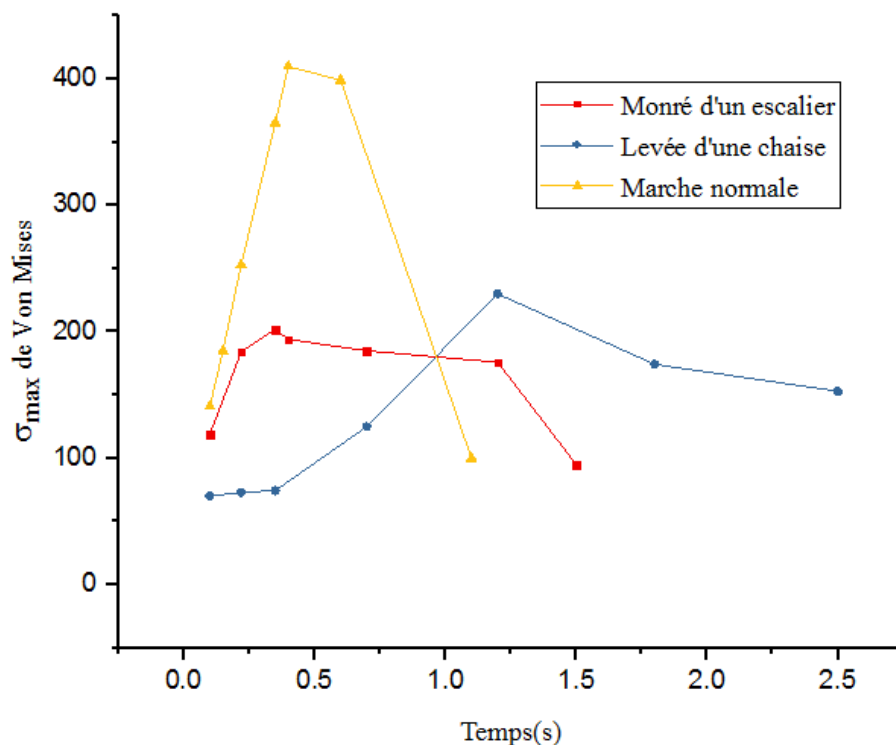
### IV.7.3. Contrainte de Von Mises dans le PTH

La figure. IV.8 montre l'état de contrainte de Von Mises dans l'implant. Les contours de contrainte indiquent que dans le fémur le niveau d'intensité des contraintes dans les trois activités est constaté que la répartition dans les deux autres zones de l'implant (médiale et distale), les contraintes équivalentes de Von Mises sont de faible intensité comparativement à celles induites sur la partie proximale. Leurs intensités peuvent atteindre une valeur maximale de 410.05 MPa dans le cas de marche normale qui donne l'activité la plus critique pour le patient, et de 230 MPa pour levée d'une chaise et de 202.02 MPa pour monté des escaliers.



La marche normale T= 0.5s    Levée d'une chaise T = 1.2s    Monté d'un escalier T= 0.30

**Figure IV.10** Distribution des contraintes maximales de Von Mises de l'implant dans les trois activités.



**Figure IV.11** contraintes maximales de Von Mises de l'implant en fonction du temps de chaque cycle.

Concernant les allures des courbes représentant la contrainte équivalente maximale de Von Mises en fonction du temps de chaque cycle ; levée d'une chaise induit une contrainte maximale à  $T=1.2$  s de l'ordre de 410 MPa, due aux efforts appliqués sur la prothèse, comparativement à la montée qui est de 230MPa à  $T=0.3$ s puis la contrainte équivalente maximale de Von Mises atteint 202 MPa à l'instant  $T=0.5$ s pour la marche normale; cela est due à la section du col de l'implant qui est moins réduite par rapport au reste de cet élément.

Ce tableau représente les contraintes maximales de Von Mises exprimées en MPa pour les trois activités.

**Tableau IV.3** Contraintes maximales de Von Mises exprimées en MPa pour les trois Activités.

	Les contraintes de Von Mises (Mpa)		
	Ciment	L'os cortical	Implant
Marche normale	21	35	410
Levé d'une chaise	11	31	230
Monté des escaliers	25	40	202

**IV.8. Conclusion**

L'analyse des contraintes par la méthode des éléments finis en 3D dans les composants fémoraux d'une prothèse totale de hanche sous chargement dynamique des différentes activités reste l'objectif principal des chirurgiens traumatologues. Notre étude a prouvé que ces contraintes maximales sont prédominantes dans l'activité de la montée des escaliers, qui demeure l'activité la plus critique pour le porteur de la prothèse.

Dans le reste des autres activités, la marche normale, présente aussi des contraintes qui peuvent influencer sur le patient en période postopératoire, mais pour l'activités la levée sur une chaise, les contraintes induites ne présentent aucun risque d'endommagement pour les différents éléments de la structure.



Une arthroplastie totale de la hanche a été utilisée pour les patients qui ont une hanche fracturée et qui ne peuvent pas récupérer naturellement .

Dans cette étude; une analyse par la méthode des éléments finis tridimensionnels est réalisé pour étudier le comportement mécanique de la prothèse totale de hanche modèle CMK3 par simulation numérique à l'aide d'un outil de calcul « Abaqus 6.17 ». Les résultats obtenus permettent de déduire les résultats suivant :

- Notre travail est dédié à la détermination et à la répartition de la contrainte de Von Mises dans le ciment orthopédique, malgré sa fragilité et sa faible résistance à la traction et à la compression.
- Notre travail est consacré sur la détermination et la répartition des contraintes de Von Mises dans le ciment orthopédique, en dépit de sa fragilité et de sa faible résistance à la traction et à la compression.
- Notre étude a prouvé que ces contraintes maximales sont prédominantes dans l'activité de la montée des escaliers, qui demeure l'activité la plus critique pour le porteur de la prothèse, car cette dernière engendre des efforts de très grande intensité sur la prothèse et provoque des contraintes critiques transmises par l'implant sur le ciment orthopédique qui est le maillon le plus faible de la structure et risque son endommagement ou le phénomène de descellement du manteau de l'implant.
- Les deux comportements statiques et dynamiques ont été réalisés. L'étude dynamique donne des résultats proche de celle constaté cliniquement. Par contre l'étude statique donne scellement une fissuration du site fracturé.
- Le ciment osseux est le composant la plus fortement sollicitée. Ces contraintes peuvent conduire à l'endommagement de ce liant et donc au descellement de la prothèse totale de hanche.
- En fin, le franchissement des escaliers présente un danger pour le porteur de la prothèse totale de hanche dont il doit l'éviter ; surtout dès les premières semaines de la période postopératoire qui est une période de repos et de rééducation afin de s'habituer aux activités les plus simples telles que la marche , la levée et l'assoie sur une chaise.

## Références bibliographique

- [1] (U.S. National Cancer Institute's Surveillance, Epidemiology and End Results (SEER) Program)
- [2] Bayraktar, H. H., E. F. Morgan, et al. (2004). "Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue." *Journal of Biomechanics* 37(1): 27-35. Verivier
- [3] Tortora GJ, Grabowski SR. *Principes d'anatomie et de physiologie* Saint-Laurent, Québec: Éditions du Renouveau pédagogique, c2007. 2e édition. ISBN: 9782761318402.
- [4] Majeska .R.J., cell biology of bone, in *bone mechanics Handbook*, Second Edition S.C Cowin, Editor 2001, CRC Press.
- [5] SOUR R. *Fractures of the limbs. The relationship between mechanism and traitement.* Bruxelles: "la clinique Orthopédique", 1981
- [6] KOCH JC. The laws of bone architecture. *Am J Anat* 1917; 21:177-298
- [7] WOLFF J. *Das Gesetz der Transformation des Knochens.* Berlin: Hirschwald, 1892
- [8] ROHLMAN A, MÖSSNER U, BERGMAN G, KÖLBEL R. Finite-element- analysis and experimental investigation of stress in a femur. *Biomed Eng* 1982; 4: 241-246
- [9] Smaïl Benbarek "Numerical analysis of the crack growth path in the cement mantle of the reconstructed acetabulum" *Materials Science and Engineering: C*, Volume 33, Issue 1, 1 January 2013, Pages 543-549
- [10] M.M. Bouziane, Finite element analysis of the behaviour of microvoids in the cement mantle of cemented hip stem: Static and dynamic analysis. *Materials & Design*, Volume 31, Issue 1, January 2010, Pages 545-550
- [11] RAUBER A. *Elasticité et Festiguité des os.* Leipzig: W. Engelmann, 1876  
BONFIELD W and LIC J-I. Anisotropy of nonelastic flow in bone. *JappiPhys* 1967;38:2450-2455
- [12] Bonfield W, O'CONNOR P. Anelastic deformation and the friction stress of bone. *J Mater Sci* 1978; 13:202-207
- [13] ASCENZI A, BONUCCI F. The tensile properties of single osteons. *Anat Rec* 1967;158: 375-386 –
- [14] ZIMMERMAN R. *Ostéosynthèse par plaque. Etude expérimentale des contraintes.* 1976; [thèse de médecine n°3 07], Bordeaux
- [15] CURREY JD, BUTLER G. The mechanical properties of bone tissue in children. *J Bone Joint Surg [Am]* 1975; 79: 8 1-89
- [16] MARQUIS P. *Etudes sur le fémur.* Bruxelles: Stoop. 1945
- [17] EVANS GF. *Stress and strain in bones.* Springfield: CC Thomas, 1957
- [18] S. Benbarek, Finite element analysis of the behaviour of crack emanating From
- [19] A. RAUBER and W. Engelmann, "Elasticité et Festiguité des os," Leipzig, 1876.
- [20] W. Bonfield and P. O'connor, "Anelastic deformation and the friction stress of bone," Mater

Sci, vol. 13, pp. 202-207, 1978.

[21] A. ASCENZI and F. BONUCCI, " The tensile properties of single osteons," *Anatomical Record*, vol. 158, pp. 375-386, 1967.

[22] R. ZIMMERMAN, "Ostéosynthèse par plaque. Etude expérimentale des contraintes," thèse de médecine n°3 07, Bordeaux, 1976.

[23] J. D. CURREY and G. BUTLER, "The mechanical properties of bone tissue in children," *J Bone Joint Surg*, vol. 79, pp. 01-89, 1975.

[24] P. MARQUIS, "Etudes sur le fémur," Bruxelles: Stoop, 1945.

[25] S. Benbarek, "Finite element analysis of the behaviour of crack emanating from microvoid in cement of reconstructed acetabulum," *Materials Science and Engineering:A*, vol. 457, pp. 385-391, 25 May 2007.

[26] A. H. BURSTEIN, D. T. REILLY, and V. H. FRANKEL, "Failure characteristics of bone and bone tissue," Kenedi RM ed. *Perspectives in biomedical engineering* London: The MacMillan press, pp. 131-134, 1973.

[27] J. K. WEAVER and J. CHALMERS, " Cancellous bone: its strength and changes with aging and an evaluation of some methods for measuring its mineral content," *J Bone Joint Surg Am*, vol. 48, pp. 289-298, 1966.

[28] P. BLAIMONT, P. HALLEUX, P. OPDECAM, and L. COUTELIER, "Réaction du tissu osseux aux contraintes de vissage," *Acta Orthop* vol. 39, pp. 393-422, 1973.

[29] F. GUILLEMOT, "Etude métallurgique d'alliages de titane pour applications biomédicales," Thèse Doctorat de Sciences des Matériaux-option Métallurgie. Institut National des Sciences Appliquées de Rennes, 2000.

[30] Kapandji IA (1999). "Physiologie articulaire - Membre inférieur". Editions Maloine Paris, 5ème édition.

[31] CHEVROT A., GIRES F., VALEE C., WYBER M, SIALA M, et PALLARDY G. *Imagerie de la hanche : anatomie, physiologie, biomécanique*. EMC (Paris, France), Radiodiagnostic 30450 A10, 12- 1988, 14p.

[32] Ahmed, A. M., Burke, D. L., Miller, J., & Nair, R. "Transient and Residual Stresses and Displacements in Self-Curing bone cement: Part 1, Characterization of Relevant Volumetric Behavior of Bone Cement." *Journal of Biomechanical Engineering, Transactions of the ASME*. Vol. 104, n° 1, 1982a. P. 21-27.

- [33] La prothèse totale de hanche dans les nécroses aseptiques de la tête fémorale Ameziane L., Ouazzani N., Berrada M.S., El Yaacoubi M., Wahbi S., El Bardouni Mahfoud M., Hermas M., El Manouar M.
- [34] S. Breusch, Les conditions de la cimentation pour les PTH, *Maîtrise orthopédique* 126 (2003),
- [35] AMEZIANE L., OUAZZANI N., BERRADA M.S., EL YAACOUBI M., WAHBI S., EL BARDOUNI MAHFOUD M., HERMAS M., EL MANOUAR M., La prothèse totale de hanche dans les nécroses aseptiques de la tête fémorale.
- [36] Charnley, J., Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet*, 1961. 1(7187): p.1129-32.
- [37] Harris, W.H., A new lateral approach to the hip joint. *J Bone Joint Surg Am*, 1967. 49(5): p. 891-8.
- [38-39] Charnley, J., Total prosthetic replacement of the hip. *Triangle*, 1968. 8(6): p.211-6.. Harris, W.H., A new total hip implant. *ClinOrthopRelat Res*, 1971. 81: p. 105-13.
- [40]. Judet, J. and H. Judet, [Anterior approach in total hip arthroplasty]. *Presse Med*, 1985. 14(18): p. 1031-3.
- [41]. Zywiell, M.G., et al., Survival of Hard-on-Hard Bearings in Total Hip Arthroplasty: A Systematic Review. *ClinOrthopRelat Res*, 2011. 469(6): p. 1536-46.
- [42] Girard, J., et al., Total hip arthroplasty revision in case of intra-pelvic cup migration: Designing a surgical strategy. *OrthopTraumatolSurgRes*, 2011.
- [43]. Moore, A.T., The self-locking metal hip prosthesis. *J Bone Joint Surg Am*, 1957.39-A(4): p. 811-27.
- [44]. Hardinge, K., The direct lateral approach to the hip. *J Bone Joint SurgBr*, 1982. 64(1): p. 17-9.
- [45] BYSTROM S. ESPEHAUG B, FURNES O, HAVELIN LI; Norwegian Arthroplasty Register. Femoral head size is a risk factor for total hip luxation: a study of 42,987 primary hip Arthroplasty from the Norwegian arthroplasty register. *Acta OrthopScand* 2003;74:514-24
- [48] Mark S Thompson, The Design of a Novel Hip Resurfacing Prosthesis. Thesis submitted for the degree of doctor of philosophy february 2001. Interdisciplinary research centre in biomedical materials. Queen mary and westfield college. University of London.
- [49] WOLFF J. Das Gezetez der Transformation des Knochen. Berlin: Hirschwald, 1892.

[50] Professeur André DOMART et le Docteur Jaque Bourneuf " PETIT LAROUSSE DE LA MEDECINE" . LIBRAIRIE LAROUSSE.

[51] ABAQUS documentation version 6.17.

[52] Abderahmen Sahli, Smail Benbarek, Steven Wayne, Bel-Abbes Bachir Bouiadjra and Boualem Serier. 2014. 3D crack behavior in the orthopedic cement mantle of a total hip replacement. Applied Bionics and Biomechanics 11 135–147.

[54] Bergmann, G. 2001. "HIP98", Free University, BerLin: ISBN 3-9807848-0-0.

## Résumé:

L'objectif de cette étude est de simuler par la méthode des éléments finis en 3D le comportement mécanique de la prothèse totale de la hanche modèle de CHARNELY (CMK3) et de déterminer l'état de contrainte dans les composants fémoraux (prothèse, ciment et os). Les composants sont soumis à une charge dynamique due à trois activités différentes (la marche normale, montée des escaliers et levée d'une chaise) et le chargement statique est en sélectionnant la charge maximale des mêmes activités mentionnées. Les résultats montrent que les contraintes maximales dans la partie proximale du ciment est très importante. De plus, de nouveaux résultats ont été obtenus pour différents paramètres a été discutée en détail. Il est entendu que la recherche actuelle fournit des enseignements importants au chirurgien pour contribuer au diagnostic clinique de l'implantation durable, à une meilleure compréhension du processus de remodelage osseux et de l'os prothèse.

**Mots clés:** Méthode des éléments finis, Prothèse totale de la hanche, chargement statique et dynamique, analyse des contraintes.

## ملخص:

الهدف من هذه الدراسة هو محاكاة الرقمية عن طريقة العناصر المحدود للسلوك الميكانيكي للورك الاصطناعي نموذج CHARNELY (CMK3) لتحديد حالة الإجهاد في المكونات الفخذية (الاصطناعية، والإسمنت، والعظام). وتخضع هذه المكونات لحمولة ديناميكية لثلاثة أنشطة مختلفة (المشي العادي، وتسلق الدرج، والقيام من الكرسي) ويكون التحميل الثابت عن طريق اختيار الحمل الأقصى للأنشطة الثلاثة المذكورة. وتظهر النتائج أن أقصى إجهاد في الجزء القريب من الأسمنت مهم جدا. وبالإضافة إلى ذلك، نوقشت بالتفصيل النتائج جديدة لمختلف الإعدادات. ومن المفهوم أن البحث الحالي يقدم دروس مهمة للجراح لكي يساهم في التشخيص السريري للزرع المستدام، في فهم أفضل لعملية إعادة تشكيل العظام والعظام الاصطناعية.

**لكلمات المفتاحية:** طريقة العناصر المحدودة، مفصل الورك الاصطناعي، التحميل الساكن والديناميكي، تحليل الإجهاد.

## Abstract:

The objective of this study is to simulate by the 3D finite element method the mechanical behavior of the total hip prosthesis model of CHARNELY (CMK3) and to determine the state of stress in the femoral components (prosthesis, cement and bone). The components are subjected to a dynamic load due to three activities (normal walking, climbing stairs and lifting a chair) and static loading is by selecting the maximum load the same activities. The results show that the maximum stress in the proximal part of the cement is very important. In addition, new results for different parameters were discussed in detail. It is understood that current research can contribute to the clinical diagnosis of sustainable implantation, to a better understanding of the process of bone remodeling and prosthetic bone.

**Keyword:** Finite element method, Total hip prosthesis, Load static and dynamic, Stress analysis