

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



PROJET DE FIN DE CYCLE

MASTER

Domaine : Sciences et Technologie
Filière : Génie Mécanique
Parcours : Master
Spécialité : Construction Mécanique

Thème

**Modélisation de l'endommagement du ciment
Orthopédique de trois types de prothèses totales
de la hanche**

Préparé par :

➤ Demouche Khaira

➤ Feddane Imen

Soutenu publiquement le : 22 / 06 / 2023, devant le jury composé de :

Mme. MAKHFI Souaâd	Maître de Conférences "B" (Univ. Ibn Khaldoun)	Présidente
Mr. AISSAT Sahraoui	Maître de Conférences "A" (Univ. Ibn Khaldoun)	Examinateur
Mr. MOULGADA Abdelmadjid	Maître de Conférences "A" (Univ. Ibn Khaldoun)	Examinateur
Mr. ZAGANE Mohammed El Sallah	Maître de Conférences "A" (Univ. Ibn Khaldoun)	Encadrant

Année universitaire : 2022 - 2023

Remerciements

Nous tenons dans un premier temps à remercier DIEU tout puissant de nous avoir donné la chance et le privilège d'étudier et de nous avoir permis d'en arriver là.

Nous adressons nos Mes vifs remerciements et ma profonde gratitude vont à mon encadreur Mr. ZAGANE Mohammed El Sallah qui s'est toujours montré à l'écoute et très disponible tout au long de la réalisation de ce mémoire, ainsi que pour l'inspiration, l'aide et le temps qu'il a bien voulu nous consacrer

Nous tenons également à remercier Mme. MAKHFI Souaâd d'avoir accepté bien voulu présidé notre soutenance.

Aussi nous remercions Mr. AISSAT Sahraoui et Mr. MOULGADA Abdelmadjid qui ont bien voulu examiner notre travail.

Enfin, nous remercions toutes les personnes ayant contribué de près ou de loin à l'élaboration de ce mémoire.

Dédiassse

Avant tout propos, je tiens à rendre grâce à Allah qui m'a guidé sur la bonne voie.

Je dédie ce travail à:

Mes très chers parents qui m'ont guidé durant les moments les plus pénibles de ce long chemin, ma mère qui a été à mes côtés et m'a soutenu durant toute ma vie, et mon père qui a sacrifié toutes a vie afin de me voir devenir ce que je suis.

Mes chères sœurs

Mes chers frères

Toute ma famille

Mes amis

Toute la promotion: M2 CM 2022/2023.

Tous ce qui m'aiment et que j'aime.

Feddane Imen

Je dédie cet humble travail à :

Mon père et ma mère

je leur souhaite longue vie et santé.

Mes frères

Ma sœur

Mon mari

Ma fille

Toute ma famille

Mes amis

Toute la promotion: M2 CM 2022/2023.

Tous ce qui m'aiment et que j'aime.

Demouche Khaira

Sommaire

Remerciements.....	I
Dédicace.....	II
Sommaire.....	IV
Liste des figures.....	IV
Liste des tableaux.....	IV
Résumé.....	1
Introduction générale	2
CHAPITRE 1: Biomécanique de l'os	
I.Introduction.....	5
I.1. Biomécanique.....	5
I.1.1. Objectifs de la Biomécanique	5
I.1.2. Applications.....	6
I.1.3. L'os.....	6
I.2. Caractéristiques mécaniques de l'os	9
I.2.1. Moyens d'étude.....	12
I.2.2. Résistance à la traction.....	12
I.2.3. Résistance à la compression	13
I.2.4. Résistance au cisaillement.....	14
I.2.5 Résistance à la flexion.....	15
I.2.6. Résistance à la torsion.....	15
I.3. Biomécanique de l'os de la hanche	16
I.3.1. notion et principe en anatomie.....	16
I.3.1.1. l'os de la hanche	16
I.3.1.2. Le fémur	17
I.3.1.3. Tête fémorale	18
I.3.1.4. Le col de la tête fémorale	18
I.3.2. Au niveau de l'os coxal	19
I.3.2.1. La cotyle	20
I.3.2.2. Moyen d'union(les Ligament)	20
I.3.3. Movements de la hanche	21
I.3.3.1. Flexion	21
I.3.3.2. Extension	21

I.3.3.3. Adduction	22
I.3.3.4. Abduction	22
I.3.3.5. Rotation.....	23
I.4. Conclusion	24

**CHAPITRE 2:
Généralités sur la prothèse totale de la hanche**

II. Introduction	26
II.1. Les Prothèses Orthopédiques.....	26
II.2. Historique de la prothèse.....	26
II.2.1. Evolution de la prothèse.....	27
II.2.2. La Prothèse totale de hanche	27
II.2.3. Historique de la prothèse totale de hanche	29
II.3. L'arthroplastie.....	30
II.4. Une arthroplastie totale de la hanche	30
II.5. Evolution de l'arthroplastie.....	30
II.6. Différentes tiges à cimenter	34
II.7. Différents couples implant-cupule (Le couple de frottement)	34
II.8. Déroule l'opération de PTH.....	35
II.9. Complications tardives	37
II.10. Conclusion	37

**CHAPITRE 3:
Analyse des contraintes dans les prothèses totales de la hanche**

III. Introduction.....	39
III.1. Représentation des modèles	39
III.1.1. Propriété mécanique	39
III.1.2. Conditions de chargement	40
III.1.3. Maillage	42
III.2. Résultats	43
III.2.1. Distribution des Contraintes dans le ciment	43
III.2.1.1. Distribution des Contrainte équivalente	43
III.2.1.2. Distribution des contraintes principale maximale :.....	44
III.2.1.3. Contrainte normale de xx du ciment.....	45
III.2.1.4. Contrainte normale de yy du ciment.....	46
III.2.1.5. Contrainte normale tangentielle de xy du ciment.....	47
III.2.2. Contrainte équivalente de Von Mises dans l'implant.....	48

III.2.2.1. Contrainte normale de xx de l'implant.....	49
III.2.2.2. Contrainte normale de yy de l'implant.....	50
III.2.2.3. Contrainte normale tangentielle de xy du l'implant	51
III.2.3. Contrainte équivalente de Von Mises dans l'os cortical	52
III.2.3.1. Contrainte normale de xx de l'os cortical	53
III.2.3.2. Contrainte normale de yy de l'os cortical	54
III.2.3.3. Contrainte normale tangentielle de xy de l'os cortical.....	55
III.3. Conclusion	56

CHAPITRE 4:

Modélisation de l'endommagement dans le ciment

IV. Introduction	58
IV.1. Présentation du critère.....	58
IV.1.1 Le critère de X-FEM (La méthode des éléments finis étendue).....	58
IV.1.2. Le critère de GEARING	60
IV.3. Résultats de l'endommagement du ciment.....	61
IV .3.1 Critère de GEARING.....	61
IV .3.2 Critère de X-FEM.....	63
IV .4 Conclusion.....	64
Conclusion générale	68
Annexe	68
Références bibliographiques	Erreur ! Signet non défini.

Liste des figures

CHAPITRE I: Biomécanique de l'os

Figure I-1: Représentation des trois types d'os que l'on trouve dans le corps humain, longs, courts et plats.....	7
Figure I-2: Section osseuse de l'extrémité proximale du fémur	8
Figure I-3: Structure hiérarchique de l'os	9
Figure I-4: Chargements cyclique de l'os.....	11
Figure I-5: Courbes contraintes-déformation du fémur	15
Figure I-6: Variation de la micro dureté	16
Figure I-7: articulation coxo- fémorale	17
Figure I-8: coupe frontale de l'articulation coxo-fémorale	17
Figure I-9a: La composition du fémur.....	18
Figure I-9b: Les différentes composantes de l'épiphyse proximale.....	18
Figure I-10: les orientations des pièces.....	19
Figure I-11: Structure du bassin	20
Figure I-12: Vue antérieure de la cotyle et du fémur.....	20
Figure I-13: Liaison de ligament coxo-fémorale	21
Figure I-14: extension et la flexion.....	22
Figure I-15 : Mouvements adduction (gauche) et adduction (droite) de la hanche	23
Figure I-16 : Mouvement de rotation.....	23

CHAPITRE II: Généralités sur les prothèses totales de la hanche

Figure II.1: Prothèse Totale de Hanche.	28
Figure II.2: Exemple Prothèse totale de hanche cimentée (A) et non cimentée (B).	28
Figure II.3: P.T.H avec cupule enpolyéthylène, tête en céramique et tige	31
Figure II.4: Schéma de la balance de PAUWELS	32
Figure II.5: cupule blindée à revêtement micro- poreux	33
Figure II.6: Différentes tiges à cimenterLe type de prothèse le plus fréquent est la	

prothèse cimentée dans sa cavité.	34
Figure II.7: différents couples implant-cupule	35
Figure .II.8 : Phases de l'étape peropératoire de la PTH.	36

CHAPITRE III: Analyse des contraintes dans la prothèse totale de la hanche

Figure III.1. Modèle tridimensionnel de la prothèse total.(a.CMK3 ;b. BM3 ;c. Tompson).....	39
Figure III.2. La variation des forces appliquées sur la prothèse lors du trébuchement.....	41
Figure. III.3 : Représentation schématique des conditions aux limites imposées	42
Figure III.4 : Maillage de la prothèse analysée	43
Figure.III.5 : Répartition des contraintes de Von Mises dans le ciment orthopédique	44
Figure.III.6 : Répartition de contrainte principale maximale dans le ciment orthopédique	45
Figure III.7 : Répartition des contraintes normale de xx du ciment orthopédique	46
FigureIII.8 : Répartition des contraintes normale de yy du ciment orthopédique	47
FigureIII.9 : Répartition des contraintes tangentielles de xy du ciment orthopédique	48
Figure III.10 : Répartition des contraintes de Von Mises dans le ciment orthopédique.....	49
Figure III.11 : Répartition des contraintes normale de xx du l'implant	50
FigureIII.12 : Répartition des contraintes normale de yy du l'implant	51
Figure III.13 : Répartition des contraintes tangentiel de xy du l'implant.....	52
FigureIII.14 : Répartition des contraintes de Von Mises dans l'os cortical	53
FigureIII.15 : Répartition des contraintes normale de xx dans l'os corticale.....	54
FigureIII.16 : Répartition des contraintes normale de yy dans l'os corticale	55
Figure III.17 : Répartition des contraintes tangentielles de xy dans l'os corticale.....	56

CHAPITRE IV: Modélisation de l'endommagement dans le ciment

Figure. IV.1 : L'endommagement du ciment dans le modèle de Charnley.....	61
Figure. IV.2 : L'endommagement du ciment dans le modèle de BM3	62
Figure. IV.3: L'endommagement du ciment dans le modèle de THOMPSON	63
Figure. IV.4: Comparaison de la fracture du ciment orthopédique par XFEM pour trois types d'implant.....	64

Liste des tableaux

Tableau.III.1 ;propriétés mécaniques de la prothèse totale de la hanche	40
Tableau.III.2 :Charge musculaire appliquée au modèle de tige	41

Résumé

L'objectif de notre travail de recherche est de modéliser l'endommagement dans le ciment orthopédique utilisé dans l'arthroplastie totale de hanche, où les implants sont fixés à l'aide d'un ciment chirurgical à base de polymère (PMMA). Nous avons utilisé la méthode des éléments finis et le logiciel de calcul ABAQUS pour modéliser l'endommagement dans le ciment orthopédique pour trois types différents de prothèses totales de hanche : CMK3, BM3 et THOMSON. Deux critères d'endommagement, à savoir XFEM et GEARING, ont été utilisés dans notre modélisation sous chargement de trébuchement. La méthode XFEM permet de prendre en compte la propagation des fissures à travers les interfaces entre le ciment et l'os, tandis que le critère de GEARING utilise un sous-programme USDFLD dans ABAQUS pour imposer des conditions aux limites appropriées et modéliser les paramètres d'endommagement. Les résultats de notre étude peuvent contribuer à l'amélioration des techniques de fixation des implants et à la prévention des complications postopératoires dans la chirurgie orthopédique.

Mots clés : La méthode des élément finis, Endommagement, prothèse total de la hanche, XFEM, GEARING.

Abstract

The objective of our research work is to model the damage in orthopedic cement used in total hip arthroplasty, where implants are fixed using a surgical cement composed primarily of polymethylmethacrylate (PMMA). We employed the finite element method and the ABAQUS computational software to model the damage in the orthopedic cement for three different types of total hip prostheses: CMK3, BM3, and THOMSON. Two damage criteria, namely XFEM and GEARING, were used in our modeling under stumbling loading conditions. The XFEM method allows for the consideration of crack propagation through the interfaces between the cement and bone, while the GEARING criterion utilizes a USDFLD subroutine in ABAQUS to impose appropriate boundary conditions and model the damage parameters. The results of our study can contribute to the improvement of implant fixation techniques and the prevention of postoperative complications in orthopedic surgery.

Keywords: Finite element method, Damage, total hip prosthesis, XFEM, GEARING

ملخص

الهدف من بحثنا هو تصميم الضرر في الإسمنت الجراحي المستخدم في استبدال الورك الكلي، حيث يتم تثبيت الزرع باستخدام أسمنت جراحي مكون أساساً من البولي ميثيل ميثاكريلات (PMMA). استخدمنا طريقة العناصر المحدودة وبرنامج الحساب ABAQUS لتصميم الضرر في الإسمنت الجراحي لثلاثة أنواع مختلفة من زراعات الورك الكلي: CMK3 و BM3 و THOMSON تم استخدام معايير الضرر المطبقتين، XFEM و GEARING، في تصميمنا تحت تحميل التعثر. تسمح طريقة XFEM بأخذ انتشار الشقوق في الاعتبار عبر الواجهات بين الإسمنت والعظم، بينما يستخدم معيار GEARING برنامج فرعي USDFLD في ABAQUS لفرض ظروف الحدود المناسبة وتصميم معلمات الضرر. يمكن لنتائج بحثنا أن تسهم في تحسين تقنيات تثبيت الزراعات والوقاية من المضاعفات بعد العمليات الجراحية في جراحة العظام.

كلمات مفتاحية: طريقة العناصر المحدودة، الضرر، الطرف الاصطناعي للورك، XFEM، GEARING

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Introduction générale

Les prothèses totales de hanche sont couramment utilisées pour restaurer la fonctionnalité et soulager la douleur chez les patients atteints de problèmes articulaires. Elles sont composées de différentes parties, dont une composante métallique insérée dans l'os du fémur et une composante en polyéthylène adaptée à la cavité de l'articulation de la hanche.

Pour fixer la prothèse, un ciment appelé PMMA (Polyméthyleméthacrylate) est utilisé. Ce polymère se solidifie en quelques minutes et assure la transmission de la charge de la prothèse à l'os. Cependant, en raison de sa nature fragile et de ses propriétés limitées, le ciment est considéré comme le maillon faible de la chaîne de transfert de charge entre l'implant, le ciment et l'os. Au fil du temps, le ciment peut subir des microfissures qui, avec la fatigue, peuvent s'agrandir et entraîner la rupture du ciment et la mobilité de l'implant à l'intérieur de l'os. Cette situation peut aboutir à la fracture du bassin chez le patient.

La modélisation numérique par la méthode des éléments finis offre un moyen efficace d'analyser les phénomènes mécaniques (contraintes, déformations, transfert de charges, facteurs d'intensité de contrainte, etc.) sur les différentes composantes de la prothèse totale de hanche. Cependant, l'interaction entre le ciment orthopédique et l'os peut entraîner des problèmes d'endommagement tels que la dégradation, la fissuration ou le décollement du ciment. Ces problèmes peuvent entraîner une défaillance prématurée de la prothèse, nécessitant une révision chirurgicale coûteuse et potentiellement risquée pour le patient.

Pour mieux comprendre et prédire ces mécanismes d'endommagement, il est essentiel d'utiliser des outils de modélisation et de simulation avancés, tels que la méthode des éléments finis. L'objectif principal de cette étude est d'analyser la répartition tridimensionnelle des contraintes de Von Mises dans trois modèles de ciment utilisés avec différents types de prothèses (CMK3, BM3 et TOMPSON), et d'identifier les zones présentant des dommages potentiels.

Ce travail est divisé en quatre chapitres :

Le premier chapitre consiste en une revue de la littérature permettant de poser les bases scientifiques relatives à l'architecture, à la composition et aux processus de formation et de résorption du tissu osseux.

Le deuxième chapitre présente des généralités sur les prothèses totales de hanche, les

différentes structures constituant l'articulation naturelle de la hanche, ainsi que les indications et contre-indications de l'arthroplastie de la hanche.

Le troisième chapitre concerne les résultats de l'analyse par la méthode des éléments finis de la distribution des contraintes dans les trois éléments (implant, ciment, os) pour les prothèses totales de hanche de types CMK3, BM3 et Tompson.

Le dernier chapitre est consacré à la modélisation de l'endommagement, toujours par la méthode des éléments finis, afin d'estimer la zone endommagée et de prédire l'initiation et la propagation des fissures.

Ces études contribuent à une meilleure compréhension des mécanismes d'endommagement des prothèses totales de hanche, permettant ainsi d'améliorer la conception et la durabilité de ces dispositifs médicaux importants.

CHAPITRE I : BIOMECHANIQUE DE L'OS

I.Introduction

La biomécanique de l'os est l'étude des propriétés mécaniques des os et leur réponse aux contraintes extérieures. Les os sont des structures complexes qui ont une fonction de soutien, de protection et de mouvement pour le corps humain. L'étude de la biomécanique de l'os peut aider à comprendre les mécanismes de l'ostéoporose, des fractures osseuses, des prothèses osseuses, de la croissance osseuse, de l'adaptation osseuse à l'exercice physique, et bien d'autres problèmes de santé liés à l'os. Dans ce chapitre nous discutons de la biomécanique et discutons également de l'os en général et de ses caractéristiques mécaniques, et nous parlons en particulier de la biomécanique de l'os de la hanche.

I.1. Biomécanique

La biomécanique est une discipline de la bio-ingénierie, ayant pour but l'application des principes de l'ingénierie et des procédures de conception à la médecine. La biomécanique considère le squelette et les muscles du corps humain comme une structure mécanique capable de subir certains déplacements, elle comporte l'analyse de la démarche humaine et l'étude des contraintes subies par les tissus et les os au cours des accidents. L'ingénierie biomécanique s'intéresse également à la circulation sanguine, aux mécanismes de la respiration, et aux échanges d'énergie dans l'organisme. Le domaine d'application s'étend du développement des ceintures de sécurité des automobiles à la conception et à la fabrication des machines cœur-poumon, un des premiers développements a été le poumon d'acier (un dispositif permettant la respiration artificielle). L'ingénierie biomécanique a permis aussi de jeter les bases des études sur les implants et les membres artificiels. Les prothèses de bras, par exemple, actionnées par un petit moteur électrique et commandées par les signaux bioélectriques musculaires ont donné aux enfants nés sans bras une apparence proche de la normale et une mobilité suffisante pour assurer leur insertion sociale et professionnelle. [1]

I.1.1. 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. [2]

I.1.2. Applications

Les champs d'application de la biomécanique sont nombreux et diversifiés, en 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. [2]
- ❖ Dans le sport : comprendre la gestuelle sportive et améliorer le rendement.
- ❖ Dans l'ergonomie : amélioration des performances, étude et optimisation des stations de travail, mais ergonomie : amélioration du rendement, étude et optimisation des postes de travail, mais aussi adaptation de ceux-ci au plus grand nombre.

I.1.3. L'os

Les os (ou tissu osseux) remplissent différentes fonctions dans le corps humain, ils donnent au corps sa structure, soutiennent et protègent les parties molles, et renferment la moelle, qui produit les cellules sanguines. Les os contiennent en outre les réservoirs de calcium que l'organisme peut mobiliser par résorption, selon ses besoins.

De plus, les os détoxifient le corps en éliminant les métaux lourds, tels que le plomb et l'arsenic, ainsi que d'autres toxines, véhiculés dans la circulation générale. Le tissu osseux est constitué d'eau (environ 1/4 du poids de l'os), de matières organiques (environ 1/3 du poids de l'os, dont la majeure partie est représentée par une protéine, l'ossein) et de sels minéraux inorganiques (le calcium, le phosphore, et le magnésium prédominent, bien que l'on trouve également du fer, du sodium, du potassium, du chlore, et du fluor en petites quantités). La plupart des os (à l'exception de ceux du crâne) apparaissent d'abord sous la forme d'une ébauche cartilagineuse qui s'ossifie ensuite au fur et à mesure de la croissance du nouveau-né.

[3]

a. Morphologie de l'os

Le squelette comprend des os et des cartilages, il se subdivise en :

- Squelette axial : Os de la tête, du cou et du tronc,
- Squelette appendiculaire : Os des membres.

Selon leur morphologie on les classe en :

- Os longs
- Os plats
- Os courts

D'autres types d'os sont non classables :

- Os papyracés,
- Os pneumatiques,
- Os sésamoïdes,
- Os accessoires ou surnuméraires.

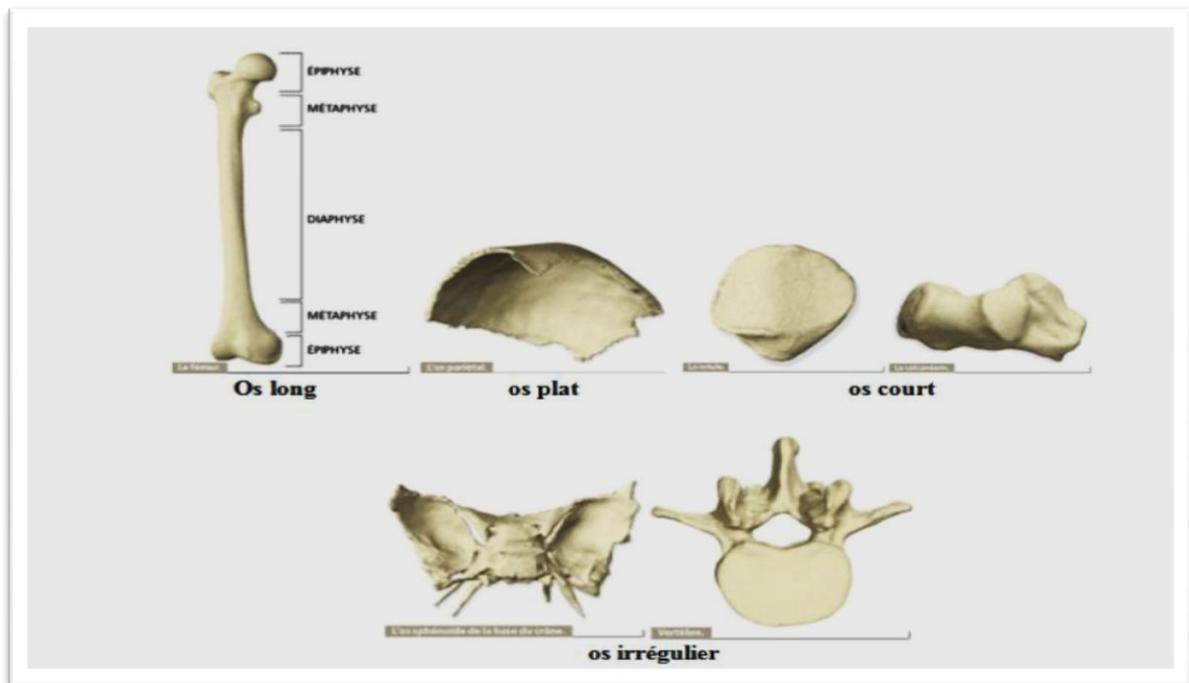


Figure I.1. Représentation des trois types d'os que l'on trouve dans le corps humain, longs, courts et plats.[4]

b. Microarchitecture osseuse

Il existe deux mécanismes distincts pour la formation du tissu osseux au niveau cellulaire : Deux mécanismes d'ossification existent, à savoir les ossifications intra membranaires et enchondrales.

Le premier, comme son nom l'indique, se produit dans la membrane, tandis que le second se

produit dans le cartilage.

Le premier processus est responsable de la conversion du tissu membranaire en tissu osseux, tandis que le second processus conduit à l'ossification.

Deux types de tissu osseux sont présents au cours des deux étapes de la transformation du cartilage. Il existe deux formes distinctes.

Le premier est appelé "os primaire" et est unique en ce qu'il manque... En raison de l'orientation de ses fibres de collagène, on peut dire que la structure est isotrope. Cela reste cohérent tout au long La restructuration et l'expansion de l'os.

Au fil du temps, la structure principale sera progressivement remplacée par du tissu osseux. Le type secondaire (lamellaire) est unique en raison de l'orientation privilégiée de ses fibres. Il existe deux architectures osseuses différentes que l'on peut distinguer en fonction de leur localisation, caractérisées par la présence de collagène.

Il existe différents types d'os, notamment l'os cortical et l'os trabéculaire, qui se forment tous deux par ossification.

Ce dernier est également connu sous le nom d'os spongieux. Figure I.2

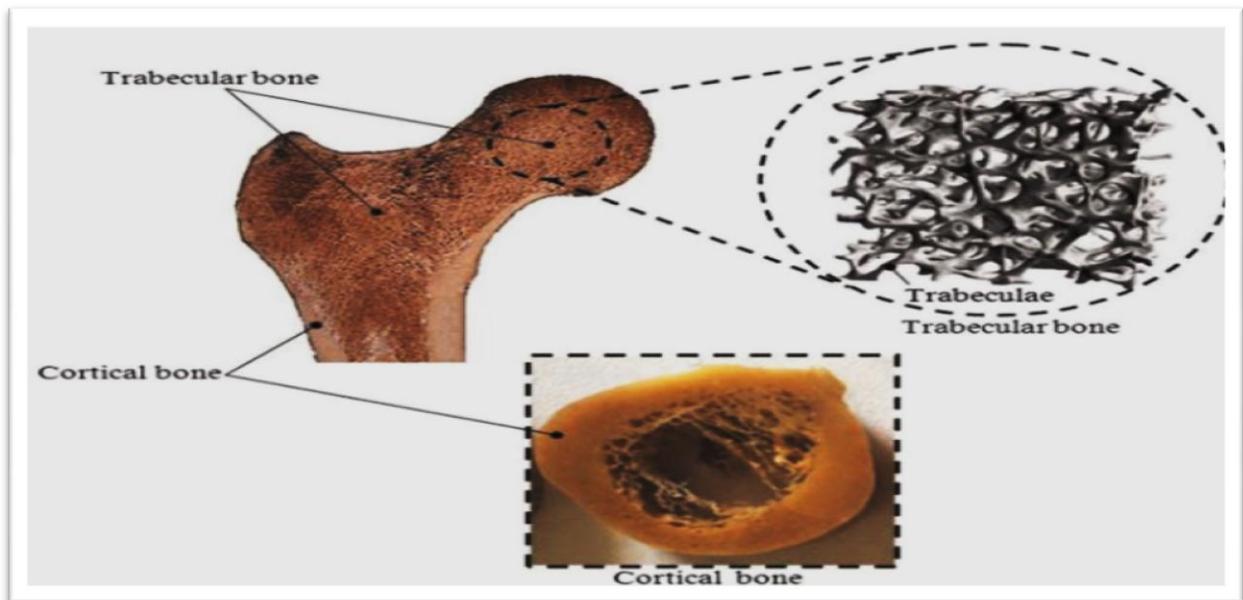


Figure I.2Section osseuse de l'extrémité proximale du fémur [5]

Les caractéristiques physiques de l'os cortical dépendent des propriétés mécaniques de son intégralité. L'os est composé de composants structurels, en particulier d'ostéons allant de 10 à 500 μm et de lamelles osseuses mesurant 3 à 7 μm , cristaux d'apatite Figure I.3.

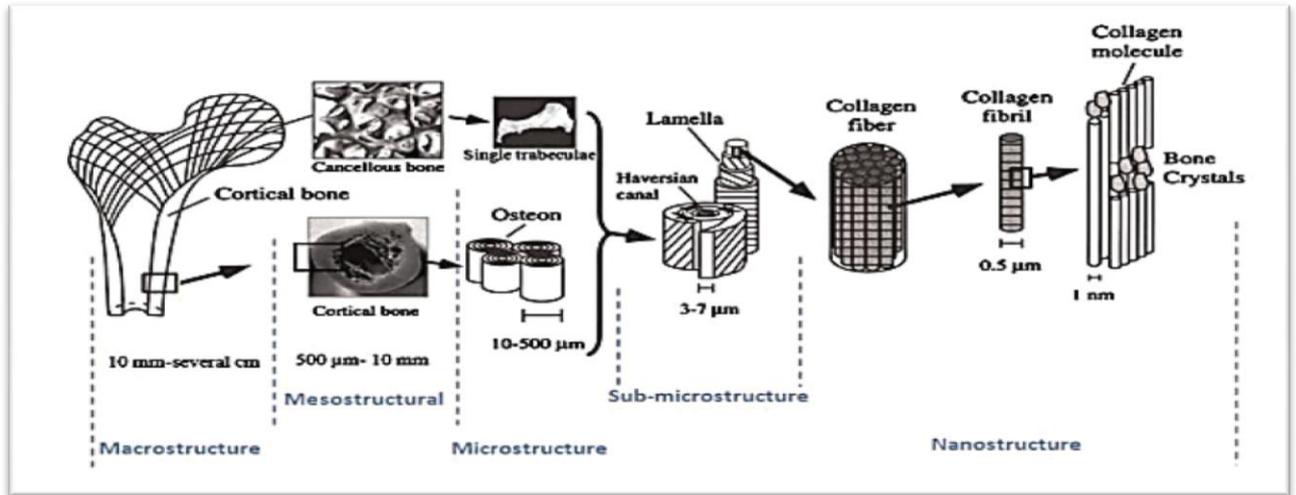


Figure I.3 Structure hiérarchique de l'os [6]

I.2. Caractéristiques mécaniques de l'os

Pour comprendre le mécanisme des fractures et choisir les techniques thérapeutiques des os, il est nécessaire de connaître les propriétés mécaniques des os.

Un jour de 1866, au cours d'une réunion de naturalistes, Herman Von Meyer présentait une section frontale de l'extrémité supérieure du fémur. [7]

Parmi les auditeurs se trouvait Culmann, ingénieur et mathématicien de renom, celui-ci fut frappé par la disposition trabéculaire ordonnée de l'os. Cette extrémité osseuse avait les mêmes caractéristiques qu'une grue de type Fairbain dont les lignes de contraintes maximales étaient connues, ces lignes correspondaient au système de travées osseuses. Cullmann proposa aux biologistes une loi à confirmer : le squelette est élaboré de manière à supporter le maximum de charge avec le minimum de matériel [8] .L'idée fut acceptée et en 1870 Wolff [9] énonçait sa fameuse loi selon laquelle l'os se forme en fonction des contraintes auxquelles il est soumis :

C'est seulement depuis la Seconde Guerre mondiale que les traits mécaniques de l'os font. Pour leur détermination différentes techniques ont été utilisées:

- Tests mécaniques (traction, compression, flexion etc....);

Technique des «verniss craquelant» par observation des déformations du revêtement d'un os au cours d'un chargement mécanique, [4]

- 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 [10]. 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. [4]

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

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 [11]. 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. [5] La raideur de l'os augmente avec son degré de minéralisation. Au fil de l'évolution, elle s'est adaptée aux contraintes destinées à propager les sons, les osselets de l'oreille moyenne qui 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 [12], 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.

Dès 1847, Wertheimer évaluait le module d'élasticité de l'os frais entre 1819 et 2638 kg/mm². En 1876, Rauber [13] l'estimait entre 1982 et 2099 kgf/mm². Jusqu'à une époque très récente, on a considéré que le module d'élasticité de l'os cortical était d'environ 2000 kg/mm² et celui de l'os spongieux de 650 kg/mm².

La structure de l'os étant très complexe 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/mm². Au-delà de cette limite, l'os a un comportement anélastique et sa déformation met une dizaine de minutes pour disparaître [14].

La déformation non permanente (élastique) a tendance à disparaître progressivement après la vidange ,et cela n'apparaît qu'après un temps de 40 minutes ou plus.

En 1978, des travaux ont conduit à un module d'élasticité très bas de l'ordre de 0.8 kgf /mm² [15] à 1.2 kg/mm² [15] Figure.I.4

-L'os élastique linéaire classique a des basses pressions inférieures à la limite d'écoulement. Figure. I.4A. 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 Figure. I.4B a un aspect de boucle fermée en hystérésis. Ce comportement a été observé en 1976 [16]. les courbes de chargement et de déchargement ne se chevauchent plus en raison des pressions plus élevées, 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 Figure. I.4C 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 [17]. Il existe donc chez l'enfant une large zone de déformation non élastique.

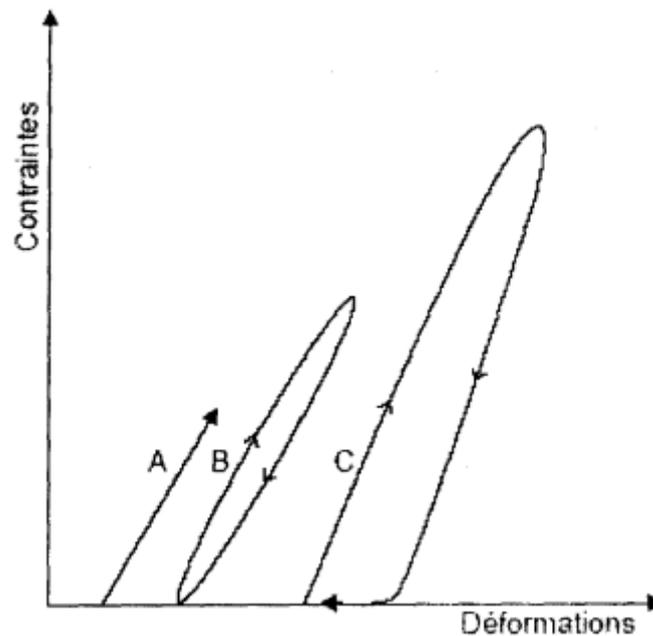


Figure.I.4.Chargements cyclique de l'os[13,14]

Le module d'élasticité varie avec le degré de minéralisation de l'os. La contrainte de rupture de l'oscortical tend vers sa limite élastique.

Cette contrainte varie entre 9.25 et 12.41 kg/mm² [19]. Elle est de l'ordre de 12.5 kg/mm² pour le fémur .Elle est estimée en moyenne entre 6.35 et 10.57 kg/mm²[18].La contrainte de rupture de l'os cortical se situe donc classiquement aux environs de 10kg/mm². Elle est

généralement plus importante pour l'os sec

I.2.1. Moyens d'étude

Seules les caractéristiques mécaniques de la Seconde Guerre mondiale. que les caractéristiques mécaniques de l'os ont fait l'objet de nouveaux travaux. Différentes techniques ont été utilisées [19] :

- les essais mécaniques comme ceux dont on a parlé concernant les matériaux.
- technique de «cracking varnishes» en observant les déformations de enrobage osseux lors de l'application de charges.
- jauges de contraintes. [7]
- hoto élasticité : technique qui utilise les modifications de la diffraction de la lumière dans certains plastiques en fonction des contraintes qu'on leur fait subir. Cette technique que les auteurs ont utilisée à de nombreuses reprises, a encore un intérêt didactique.
- modèles mathématiques complexes. Récemment, l'analyse par éléments finis Cela permet de prédire les contraintes dans les structures complexes.

Rollman et al.⁵⁵ Il a été démontré que cette technique peut fournir des informations sur Des Odonnéessimples, telles que la répartition des contraintes résultant de l'application Une force isolée. En revanche, il est encore très proche de l'état Physiologique, surtout quantitatif.

- Des techniques avancées de microscopie acoustique ont été employées pour définir avec précision les paramètres de performance.

Il existe diverses constantes élastiques des os qui fonctionnent dans différents plans spatiaux.

I.2.2. Résistance à la traction

Les auteurs en 1967 ont rapporté la découverte de nouveaux rayons présentant une résistance à la traction de 20. Pour référence, la résistance à la pression de l'acier est d'environ 100 kgf/mm², tandis que le cuivre a une résistance à la pression différente.

La répartition est la suivante : 13 en chêne, 10 en pin, 6 en béton et 2 en matériau indéterminé.

L'os possède une résistance à la traction qui surpasse celle du bois et du béton.

La formule simple qui décrit la charge (P) d'un os entier est la suivante.

$$P=S.K$$

(I.1)

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 kgf pour l'humérus et de 2300 kgf pour le fémur.

Ces valeurs ne représentent en aucun cas la résistance réelle en traction de ces os. La ligne qui suit le mieux le centre de gravité des sections n'est pas linéaire, ce qui affecte la structure de l'os. doit supporter des contraintes non limitées à l'étirement mais également à d'autres formes de pression Il est possible d'obtenir une fracture à une charge nettement inférieure à celle indiquée en pliant simplement l'objet.

Une analyse de la déformation osseuse sur une série de fémurs a révélé une déformation à la rupture de 4.6 % (- 1.2 %) [20].

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 [20].

I.2.3. 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 kgf /mm² soit deux fois plus importante que celle du bois.

Nous retiendrons une moyenne de 15 kgf/mm².

La charge de rupture a 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 a la compression.

Elle est de 1 kgf /mm² aux condyles fémoraux et de 2 à 3 kgf/mm² dans certaines zones de l'extrémité supérieure du fémur

La résistance à la compression de l'os spongieux est exceptionnellement faible, mesurant à 1 kgf/mm². La pression au niveau des condyles fémoraux mesure environ 4 à 6 psi, tandis que certaines régions de l'extrémité supérieure présentent une pression de 14 à 21 psi fémur. Comparé à l'os cortical, l'os spongieux est significativement plus faible en compression, mesurant jusqu'à dix fois moins de résistance. Les fractures de compression sont connues

pour se produire dans cette zone spécifique, car elle offre une résistance. Diminue encore plus à mesure que l'on vieillit. La fonction première de l'os spongieux semble être de gérer le stress en l'amortissant.

Ceci est pertinent dans le contexte de l'arthrose. La raison apparente de la diminution de la flexibilité est attribuée à ce facteur. Les découvertes de 1972 ont révélé que les os présentent un comportement plastique sous tension, mais pas dans d'autres circonstances. L'existence de déformations plastiques dans une zone donnée a été mise en évidence par les auteurs dans lors de la compression. Le niveau de tension observé dans ce scénario est similaire à ce que l'on observe dans les matériaux polymères.

Certains attribuent l'émergence d'espaces vides au processus, tandis que d'autres le lient à la création de minuscules fractures osseuses. Lorsqu'il est soumis à une compression, l'os cortical conserve une loi de comportement linéaire, c'est-à-dire qu'il se fracture sous la pression. Du coup, sans aucune déformation plastique observable (Figure I.5).

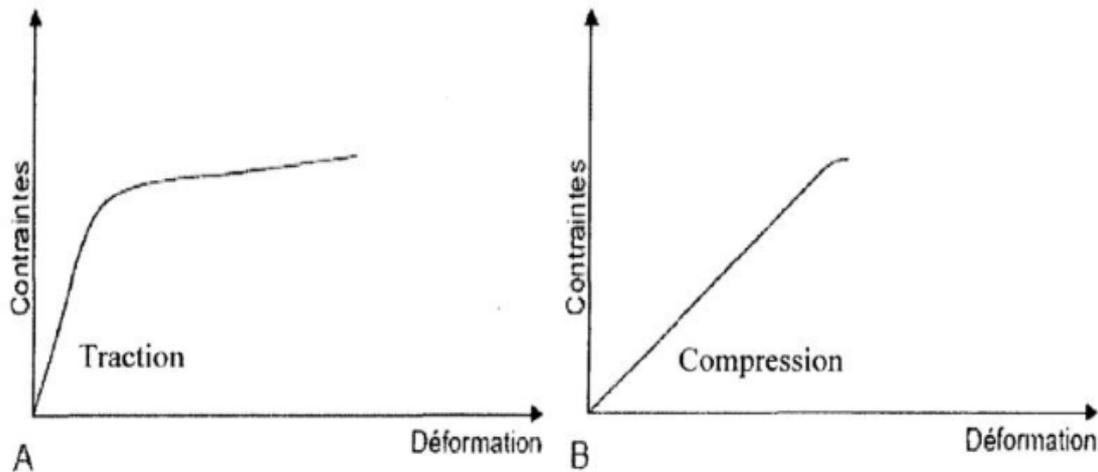


Figure.I.5. Courbes contraintes-déformation du fémur [20]

I.2.4. Résistance au cisaillement

Les valeurs de résistance au cisaillement sont incohérentes entre les différents auteurs, certains citant aussi bas que 7.

L'os spongieux supporte généralement une contrainte de compression pouvant atteindre 11 kgf/mm², tandis que l'os cortical a une résistance à la compression environ 20 fois supérieure. L'os spongieux est moins résistant au cisaillement que l'os en question.

I.2.5 Résistance à la flexion

Les valeurs de résistance au cisaillement sont incohérentes entre les différents auteurs, certains citant aussi bas que 7.

L'os spongieux supporte généralement une contrainte de compression pouvant atteindre 11 kgf/mm², tandis que l'os cortical a une résistance à la compression environ 20 fois supérieure. L'os spongieux est moins résistant au cisaillement que l'os en question.

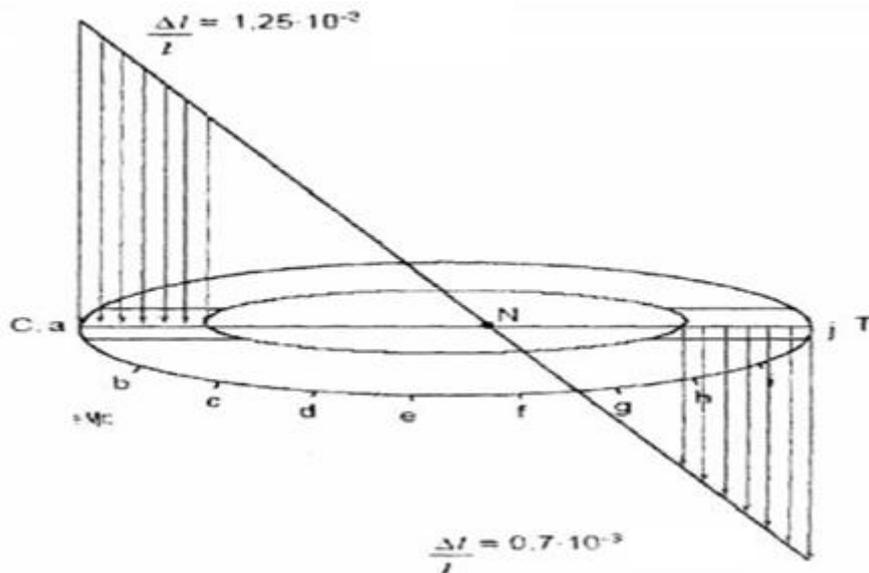


Figure. I.6. Variation de la micro dureté [21] ;charge appliquée : P=100Kg

I.2.6. Résistance à la torsion

La résistance à la torsion de l'os varie de 4 à 9.3 kgf /mm² avec une moyenne de 7 kgf /mm² [13].

Ces valeurs sont comparables à celles obtenues à partir d'un os entier (5 à 6 kgf/mm²) par d'autres auteurs. 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. [5]

I.3. Biomécanique de l'os de la hanche

I.3.1. notion et principe en anatomie

I.3.1.1. l'os de la hanche

La hanche est une jonction cruciale qui relie le tronc humain au membre inférieur. Outre les muscles qui facilitent son mouvement, il possède une articulation coxo-fémorale et des ensembles vasculo-nerveux qui le traversent.

Les pathologies de cette région sont principalement centrées autour de l'articulation coxo-fémorale ; une articulation solide mais relativement stable qui relie le bassin (os iliaque) au fémur (tête fémorale).

Contrairement à l'articulation de l'épaule, délicate mais mobile, l'articulation de la hanche a une amplitude de mouvement limitée mais est parfaitement adaptée à la position debout, permettant une orientation du membre inférieur dans toutes les directions. Le point d'articulation est situé au niveau de la hanche.

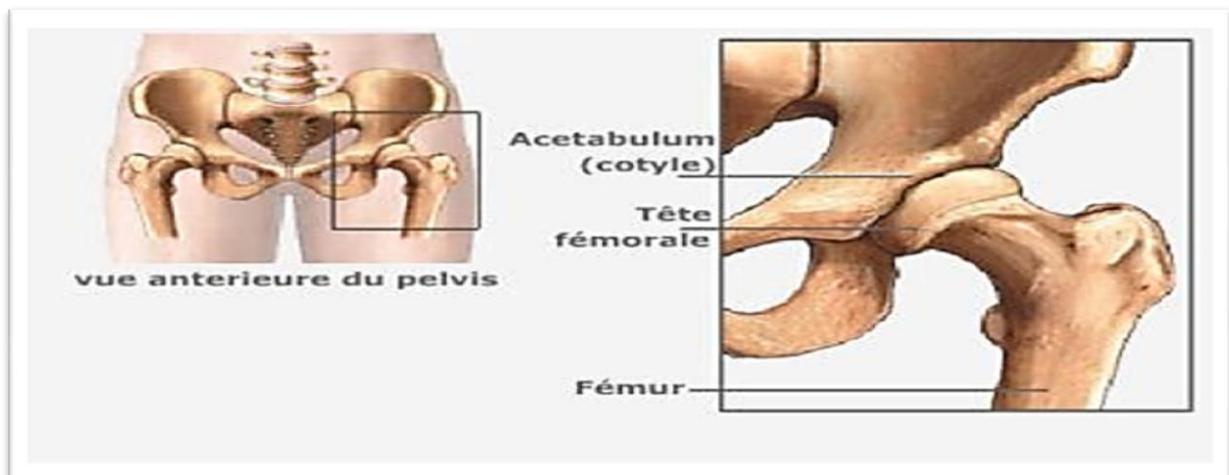


Figure.I.7. articulation coxo- fémorale

Dans l'articulation naturelle de la hanche, ou articulation coxo-fémorale, la tête du fémur et l'acétabule sont rendus solidaires par le ligament de la tête fémorale, la capsule articulaire (figure I-8) qui ferme l'articulation et assure son étanchéité, et les muscles [3].

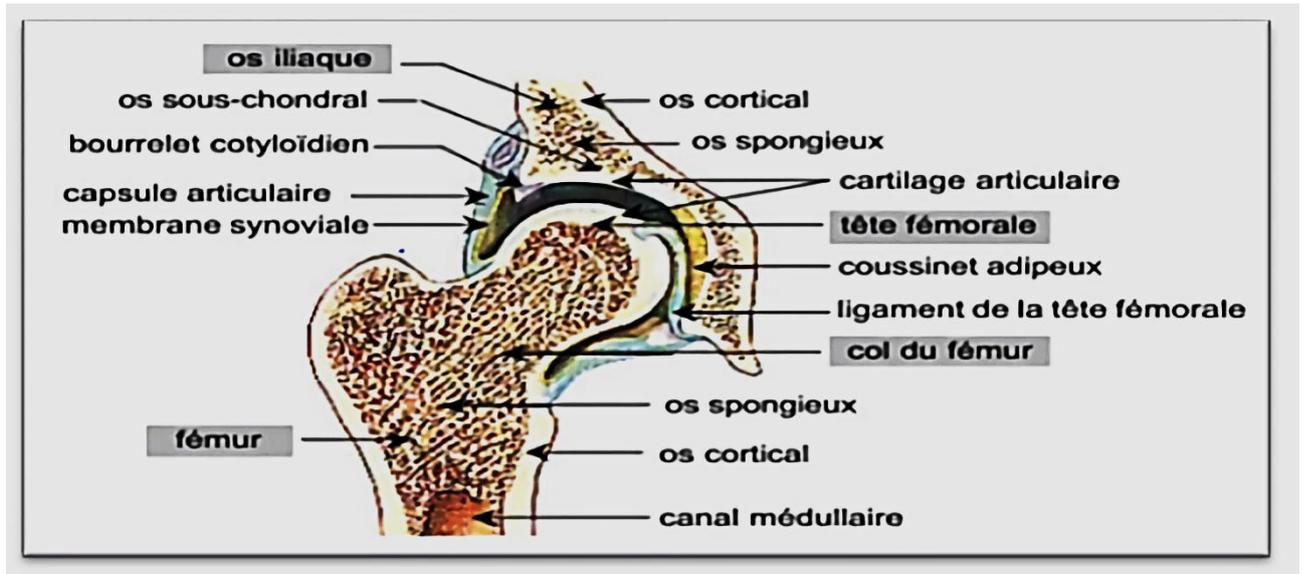


Figure .I.8.coupe frontale de l'articulation coxo-fémorale

I.3.1.2. Le fémur

Le cadre de la cuisse est façonné par le fémur, un os long et asymétrique qui s'articule avec l'os coxal au-dessus, ainsi qu'avec le tibia et la rotule en dessous.

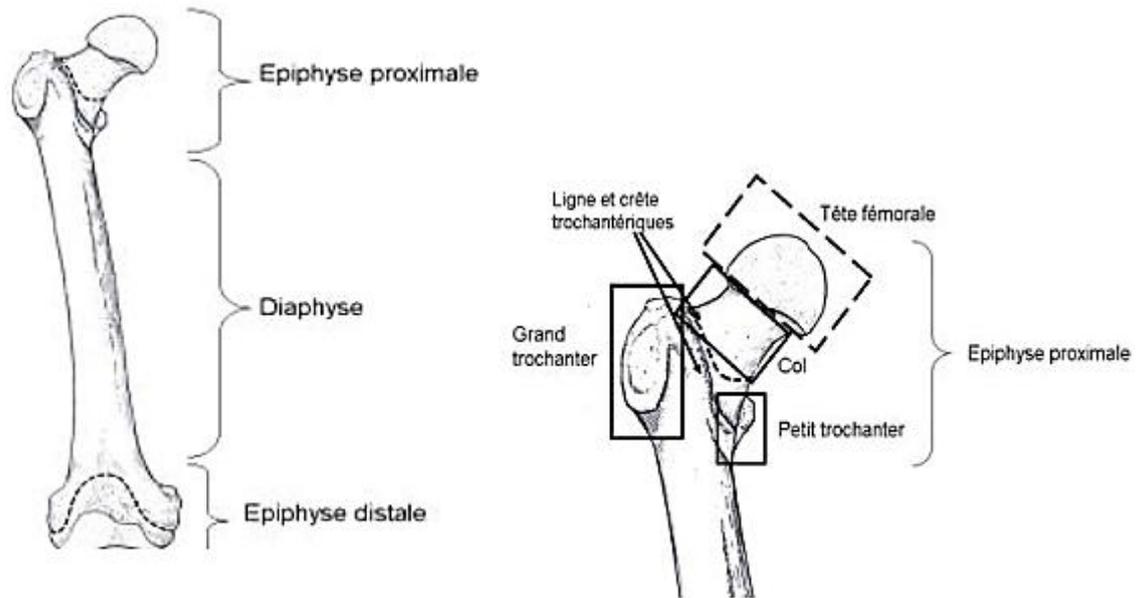
Bien qu'elle soit divisée en trois régions, comprenant une diaphyse et des épiphyses proximales et distales, nous nous intéressons principalement aux caractéristiques de l'articulation coxo-fémorale.

a)- Diaphyse

La diaphyse (Figure.I.9a) est une région prismatique triangulaire, incurvée en avant et possède trois faces (antérieure, postéro-latérale et postéro-médiale) et trois bords (latéral, médial et postérieur). La diaphyse est la partie la plus longue du fémur et elle relie les extrémités de l'os.[3]

b)- Epiphyse proximale

L'épiphyse proximale (Figure.I.9b) est irrégulière, elle comprend : la tête fémorale, le col du fémur, le grand et le petit trochanter unis par la ligne et la crête trochantériques. [3]



[Figure.I.9b] : Les différentes composantes de l'épiphyse proximale [3].

Figure [9b] : Les différentes composantes de l'épiphyse proximale [3]

Figure [9a] : La composition du fémur [3]

I.3.1.3. Tête fémorale

Située dans la région supra-médiale et sensible à la surface semi-lunaire de l'acétabule, la tête fémorale est une surface articulaire qui s'articule avec le ligament transverse et le rebord acétabulaire. Cette structure sphéroïde est de forme congruente et représente les 2/3 d'une sphère d'un diamètre de 4 à 5 cm.

I.3.1.4. Le col de la tête fémorale

Le col de la tête fémorale supporte la tête et la sépare des tubérosités. Il forme un angle sur le plan frontal avec la diaphyse qui est l'angle diaphysaire(Figure.I.10.) d'environ 123 à 137°, il se dirige vers l'avant, représentant un angle d'antéversion avec le plan frontal sur le plan transversal de 15° chez l'adulte.

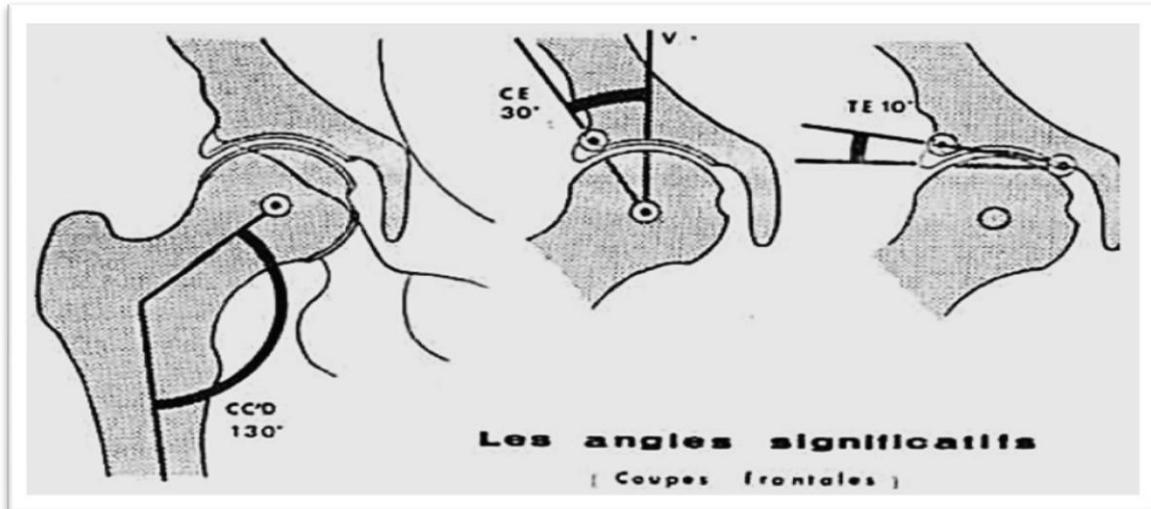


Figure.I.10. les orientations des pièces

I.3.2. Au niveau de l'os coxal

C'est l'os de l'articulation de la hanche, symétrique, os plat qui forme la paroi ventro-latérale du bassin osseux, pair, de forme complexe qu'on peut assimiler grossièrement à une hélice à deux pales et qui résulte de la soudure dans l'adolescence de trois os distincts naissant de trois points d'ossifications et se fusionnant au niveau du cartilage en "Y" au centre de la fosse acétabulaire.

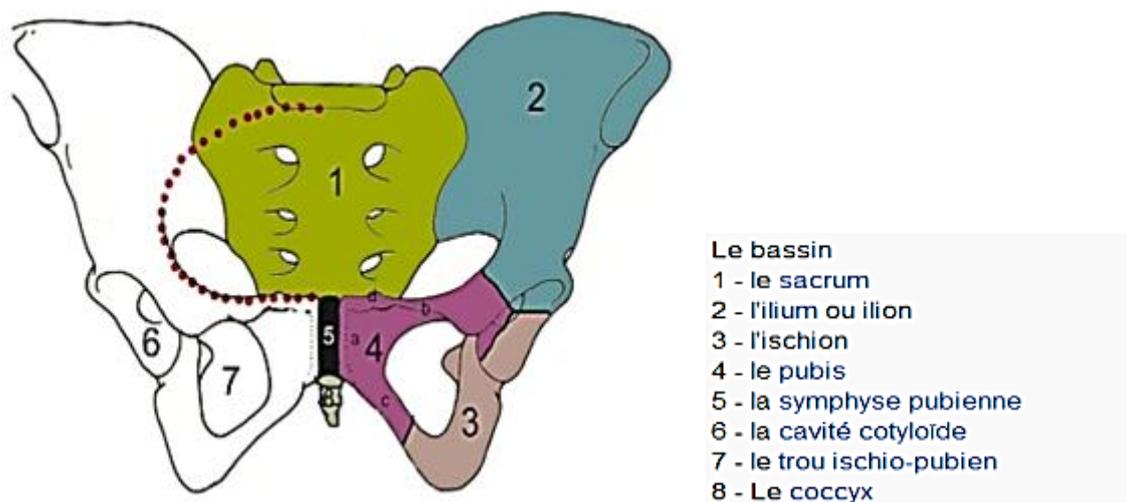


Figure. 1.11. Structure du bassin [22].

I.3.2.1. La cotyle

La cotyle est une excavation profonde sphéroïde ; il s'articule avec la tête fémorale. Il est orienté vers l'avant et vers le bas.

- L'orientation vers l'avant est bien visible sur une coupe transversale.
- L'axe de la cotyle forme un angle de 30° à 40° avec un plan frontal.
- L'orientation vers le bas est bien visible sur une coupe frontale.
- L'axe de la cotyle forme un angle de 30° à 40° avec un plan transversal.

Ceci implique que la partie supérieure de la cotyle déborde la tête en dehors ; ce débord est mesuré par l'angle de recouvrement W, qui normalement, est de 30°.

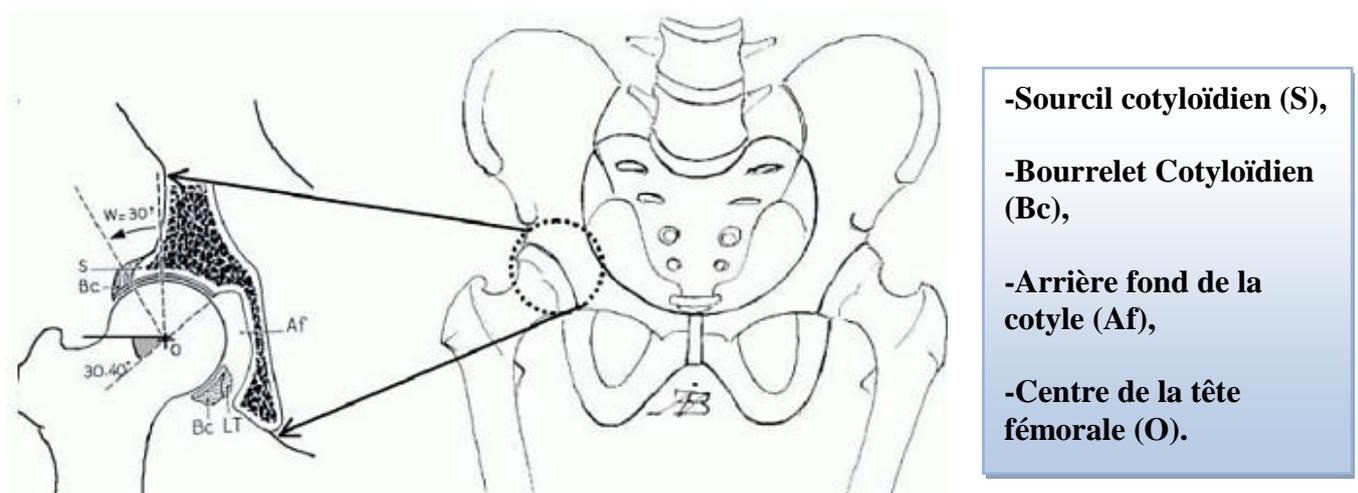


Figure.I.12. Vue antérieure de la cotyle et du fémur.

I.3.2.2. Moyen d'union(les Ligament)

Une capsule articulaire maintient le contact entre les surfaces de l'articulation. D'un côté, un manchon fibreux robuste s'étend de l'os iliaque à la base du corps fémoral. Pendant ce temps, la capsule est renforcée par des ligaments antérieurs et postérieurs.

L'orientation des fibres de la capsule et les muscles péri-articulaires jouent un rôle important dans sa disposition.

L'intégrité et la souplesse de l'articulation sont maintenues grâce à la présence de ligaments, qui équilibrent la stabilité avec un mouvement fluide. Le ligament de Bertin, également connu sous le nom de ligament ilio-fémoral, revendique le titre de ligament le plus fort du corps humain.

Il n'est pas surprenant que cette centrale électrique réside dans la hanche, car elle a une résistance à la traction qui peut supporter plus de 350 kg de force.

L'articulation de la hanche possède un total de cinq ligaments - dont l'un est intra-capsulaire tandis que les quatre autres sont situés à l'extérieur de la capsule articulaire intra capsulaire.

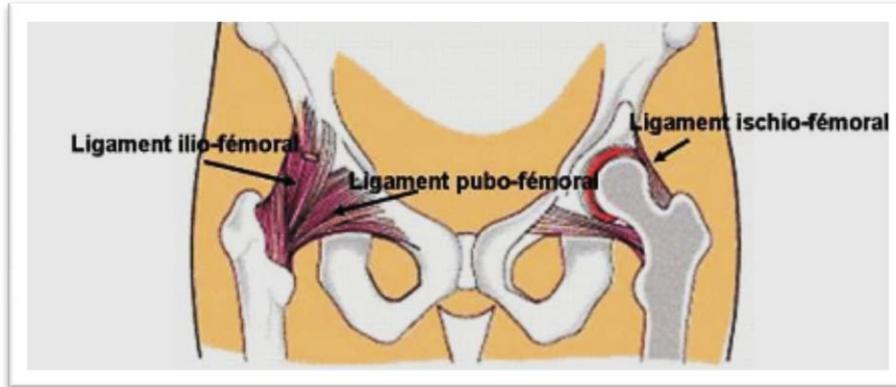


Figure. I.13. Liaison de ligament coxo-fémorale.[22]

I.3.3. 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.3.3.1. Flexion

La flexion de la hanche Figure.I.14 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°, tandis que lorsque le genou est fléchi elle atteint ou dépasse 120°. [4]

I.3.3.2. Extension

Le genou est étendu à 20 degrés ou plus et fléchi à 10 degrés. Mouvements de flexion (gauche) et d'extension (droite) de la hanche Figure.I.14.

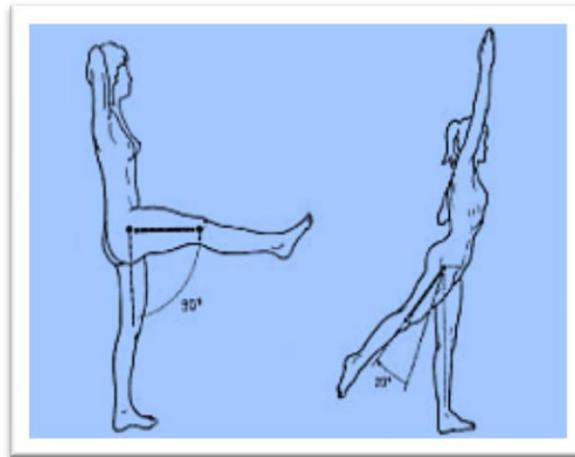


Figure.I.14. extension et la flexion [3]

I.3.3.3. Adduction

L'abduction Figure.I.15. Porte le membre inférieur directement en dehors et l'éloigné du plan de symétrie du corps.

Théoriquement, il est tout à fait possible d'effectuer un mouvement d'abduction au niveau d'une

Seule hanche, 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° d'amplitude pour laquelle on commence à apprécier une inclinaison du bassin. [5]

I.3.3.4. Adduction

L'adduction Figure.I.15 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°.

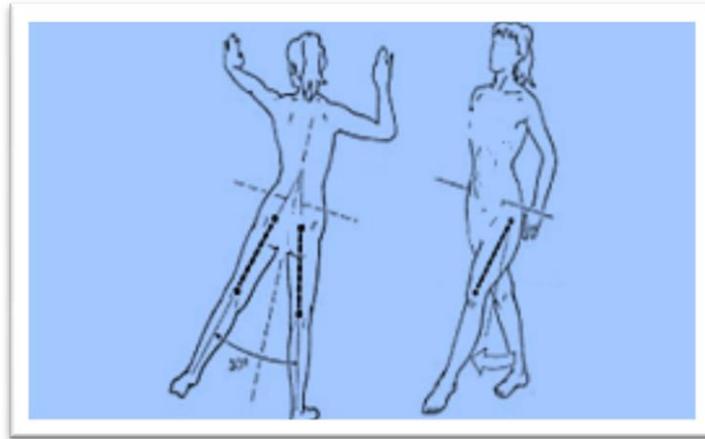


Figure .I.15. Mouvements adduction (gauche) et abduction (droite) de la hanche .[5]

I.3.3.5. Rotation

Les mouvements de rotation longitudinale de la hanche (FigureI-16) s'effectuent autour del'axe mécanique du membre inférieur.

En position de rectitude, cet axe est confondu avec l'axe vertical de l'union coxo-fémorale. Dans ce cas la rotation externe est le mouvement qui porte la pointe du pied en dehors, alors que la rotation interne porte la pointe du pied endedans.

L'amplitude totale de la rotation interne est de 30° à 40°.

L'amplitude totale de la rotation externe est de 60°.

L'amplitude des rotations dépend de l'angle d'antéversion du col fémoral.

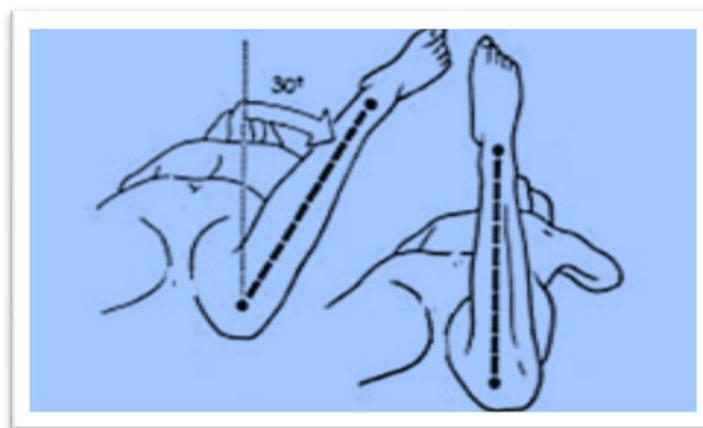


Figure.I.16.Movement de rotation [3]

Mouvement de rotation de la hanche. La rotation externe est le mouvement qui porte la pointe du pied en dehors et la rotation interne porte la pointe du pied en dedans.

I.4. Conclusion

La biomécanique de l'os est une branche de la biomécanique qui se concentre sur l'étude des propriétés mécaniques des os et sur la manière dont ils répondent aux forces et aux charges exercées sur eux.

L'étude de la biomécanique de l'os est en constante évolution, avec de nouvelles technologies et de nouvelles méthodes de modélisation qui permettent une compréhension plus fine des propriétés mécaniques des os. Cela peut conduire à des avancées importantes dans le traitement des maladies osseuses et des blessures, ainsi qu'à des améliorations de la performance et de la sécurité dans le sport et les activités physiques.

CHAPITRE II :
GENERALITES SUR
LES PROTHESES
TOTALES DE
HANCHE

II. Introduction

L'arthroplastie totale de la hanche reste une des opérations les plus courantes et elle apporte un incontestable soulagement pour le patient qui souffre d'une arthrose de hanche.

Si, pour le spécialiste, l'indication et la réalisation d'un tel geste sont courants, pour le médecin de premier recours, il est parfois difficile de déterminer quand adresser le patient au centre compétent, si le traitement conservateur a une place et jusqu'à quel stade de révolution.

Les progrès des technologies en termes tribologiques et de design des prothèses sont en constante évolution, et le conseil à donner au patient de plus en plus pointu, d'autant que ce dernier a accès à une foule d'informations de qualité non prouvée par le truchement des facilités de connections internet. [23]

II.1. Les Prothèses Orthopédiques

Les prothèses sont des dispositifs mécanisés pour l'orthopédie qui fournissent au patient la fonctionnalité d'un membre naturel. Pour les membres manquants ou perdus, remplacer leur fonctionnalité aussi près que possible de leur forme d'origine. Les chirurgiens spécialistes remplacent les membres artificiels par leur expertise.

II.2. 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 un 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. [24]

II.2.1. Evolution de la prothèse

Les fabricants de prothèses sont devenus une discipline grâce à la création de leurs appareils.

Le XXe siècle a marqué la présence de multiples guerres. En conséquence, les gens ont subi des mutilations aux jambes. Des articulations prothétiques pour les hanches et les genoux avec des caractéristiques spéciales ont été inventées, avec le potentiel de redonner mobilité et usage du pied aux soldats blessés. Les alliages métalliques et les avancées technologiques ont changé la donne au fil du temps. Rendre possible des membres prothétiques solides et légers a conduit au développement des plastiques.

L'utilisation de plastiques comme exemple donne un aspect naturel au produit. un revêtement pour certaines prothèses.

II.2.2. La Prothèse totale de hanche

Les implants fémoraux et les tiges rendent la PTH classique complète, comme cupule pour maintenir l'implant acétabulaire. Les prothèses implantées ne nécessitent pas de surface poreuse. Remplir l'espace entre la tige et la branche, ou cimenté.

Un os bissecté avec du polyméthylméthacrylate de méthyle cimenté des deux côtés

Lors du choix entre une tige cimentée ou non cimentée, des facteurs tels que l'âge du patient, la morphologie de la diaphyse fémorale, la qualité de l'os et l'expertise du chirurgien entrent en jeu.

Cependant, la littérature manque de consensus sur la supériorité de l'une ou l'autre méthode pour l'ancrage du composant fémoral.

En ce qui concerne les cupules, des versions cimentées et non cimentées sont disponibles, mais des études récentes suggèrent que cette dernière est un meilleur choix si la qualité osseuse de l'acétabulum est optimale.

Les cupules non cimentées obtiennent leur tenue primaire par l'effet presse-fit au contact étroit avec des surfaces osseuses. La tenue secondaire est obtenue plus tardivement par une ostéo-intégration de la surface métallique poreuse. Figure. II. 2.

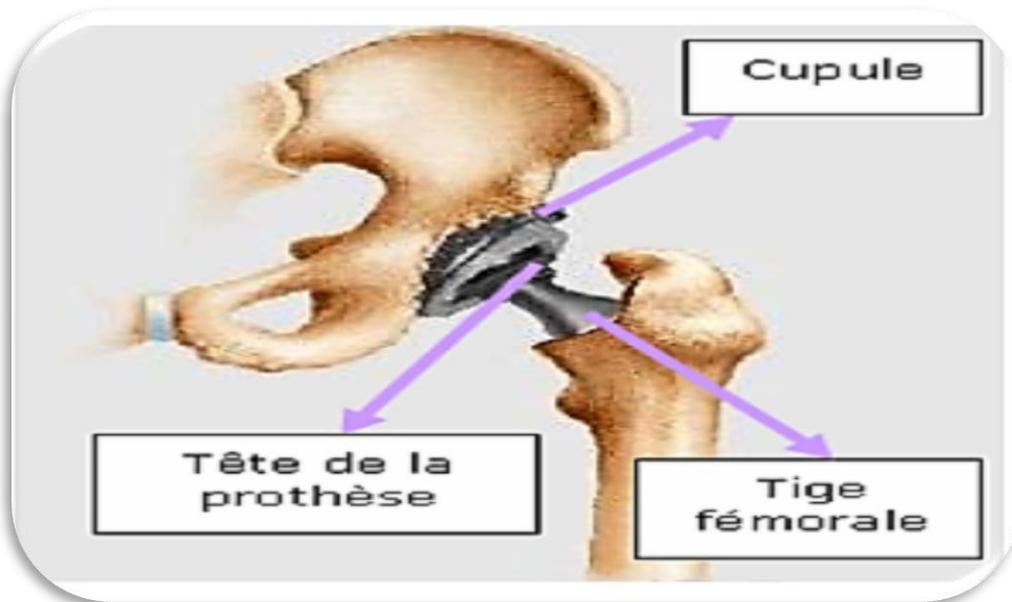


Figure .II.1. Prothèse Totale de Hanche [24]

La prothèse totale de hanche (PTH) est formée par 4 éléments distincts : figure .II. 2 .

- L'implantcotyloïdien
- L'insertcotyloïdien
- La tête fémorale
- La tige fémorale

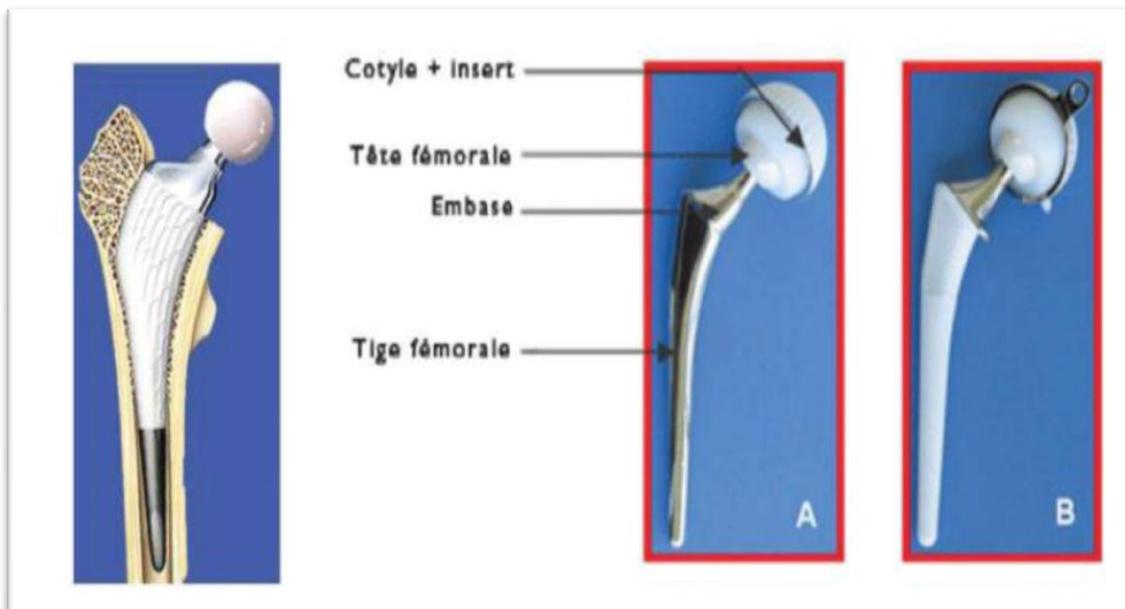


Figure .II.2. Exemple Prothèse totale de hanche cimentée (A) et non cimentée (B). [25]

II.2.3. Historique de la prothèse totale de hanche

Suite à l'émergence des alliages de matériaux, dont le vit allium (un alliage composé de...) Grâce à l'utilisation du cobalt, il est devenu possible de produire des implants suffisamment robustes.

Cette innovation a permis l'arthroplastie. Une cupule en vit allium a été moulée et insérée entre deux surfaces articulaires aiguës.

La norme pour la reconstruction de la hanche est restée inchangée jusqu'à l'émergence de l'époque contemporaine.

À la fin des années 1940, un petit nombre de chirurgiens ont commencé à pratiquer une procédure appelée arthroplastie totale de la hanche. Les chercheurs ont commencé à créer des end prothèses qui sont des implants constitués d'une tige solidement fixée dans le corps.

La cavité médullaire est destinée à servir de substitut à l'une des deux surfaces de l'articulation. La section de l'os de la hanche qui est remplacée dans les hémithroplasties est connue sous le nom de partie fémorale.

En 1946, les frères Judet et al proposèrent de remplacer la tête fémorale par une tête en polyméthacrylate de méthyle surmontant une tige axiale implantée dans le col du fémur sans moyen de fixation. Ce fut un échec en raison de l'usure et de la fragmentation de la résine, de la résorption osseuse au niveau de l'acetabulum et du fémur ainsi que de l'absence de fixation. [24] Stents métalliques, composés d'un sommet métallique fixé dans le canal. Les implants préférés sont rapidement devenus ceux insérés à travers la tige fémorale dans le canal médullaire.

Les prothèses Moore et Thompson se sont généralisées, en particulier pour leurs tiges fémorales plus longues.

Les tiges courtes permettent la transmission des forces le long de l'axe du fémur. Des contraintes de cisaillement élevées ont été produites par l'implant dans le col du fémur.

Les implants ont été fixés par la méthode presse-fit, entraînant différents degrés de résorption du fémur.

De plus, tous ces implants d'hémithroplastie n'ont pas répondu aux attentes des patients. Ce texte semble incomplet et manque de contexte.

L'origine de la surface articulaire restante, celle de l'acetabulum, a été laissée intacte et inchangée. La nécessité est devenue évidente en raison de l'inconfort continu causé par l'usure du cartilage acetabulaire. Pour restaurer la surface de l'acetabulum.

Pour résoudre ce problème, des couples articulaires prothétiques métal-métal furent développés par Urist, Ring, McKee-Farrar et d'autres.

Ces implants se révélèrent toutefois incompatibles avec une fonction articulaire normale et leur taux élevé d'échec, en raison d'un fort coefficient de frottement et d'une usure des métaux excessifs à l'origine d'une fréquence élevée de douleurs et de descellements, conduisit rapidement à leur

abandon. [24]

En 1951, un scientifique nommé Haboush introduisit le premier du polyméthacrylate de méthyle en chirurgie orthopédique. En 1957, les scientifiques Wiltse et al. Utilisèrent le polyméthacrylate de méthyle auto polymérisant comme matériau de fixation en chirurgie orthopédique. [24]

II.3.L'arthroplastie

L'arthroplastie est un terme générique englobant les différentes interventions chirurgicales consistant à remplacer tout ou partie d'une articulation malade par une prothèse. Une arthroplastie peut donc être réalisée pour différentes articulations : la hanche (la plus courante), le genou, l'épaule.

Grâce aux progrès technologiques, les prothèses permettent aujourd'hui une très bonne mobilité, et ont une durée de vie satisfaisante.

II.4.Une arthroplastie totale de la hanche

L'arthroplastie de la hanche est l'intervention orthopédique la plus pratiquée. Il s'agit de remplacer la hanche par une prothèse totale de hanche, ou PTH. Une PTH est constituée de plusieurs éléments: une cupule fixée sur l'acétabulum, une tige métallique fixée dans le fémur et une tête.

II.5.Evolution de l'arthroplastie

La chirurgie de remplacement articulaire a changé le visage de la médecine en créant de nombreuses nouvelles options. la norme de comparaison pour les joints métal sur plastique est le bien connu et bien connu usé Figure II.10. La stabilisation initiale de l'implant artificiel de hanche est essentielle pour obtenir une arthroplastie totale de la hanche. Après le L'ère moderne de l'arthroplastie totale de la hanche a commencé en 2017. Les travaux de Sir John Charnley dans les années 60 l'ont transformé en une période de découverte révolutionnaire.

L'idée de faible est incorporée dans l'idée de l'arthroplastie totale de la hanche .Une intervention médicale transforme la biomécanique de la hanche d'une personne.

La lubrification, le choix des matériaux et la conception de l'implant sont les clés d'un processus prothétique réussi.

L'utilisation d'un polyméthacrylate de méthyle a permis d'énormes progrès.

A partir de 1936, le PMMA, ou ciment acrylique, est utilisé en dentisterie. Les prothèses sont fabriquées pour fixer solidement les deux composants de la prothèse dans l'os Destinataire. De nombreuses études scientifiques ont résulté de ce projet.

Les gens ont étudié différentes conceptions d'arthroplasties de la hanche. Ceux-ci se sont

concentrés sur les différences dans les conceptions.

La prothèse est fabriquée à partir de matériaux de haute qualité que l'utilisateur peut déterminer. Ainsi que la cupule, des approches et des techniques sont employées lors de la réparation d'un os fémoral.

L'invention du faible moment de force tolérable dans remplacement de la hanche de Charnley, il est devenu évident que son remplacement total au ciment était un succès. Une référence utilisée pour évaluer les performances d'autres arthroplasties.



Figure.II.3.P.T.H avec cupule enpolyéthylène, tête en céramique et tige [2]

Charnley a d'abord cru au pouvoir d'ancrer sa pratique avec la Parole. Enlever l'os sous le cartilage appelé os sous-chondral. Cela peut être fait avec du ciment dans l'os spongieux ou l'os trabéculaire. De façon à recevoir un os par un emplacement dur et compact sous le cartilage. De plus, il a préféré garder cet os et percer Il a branché plusieurs ouvertures de 6 millimètres dans l'acetabulu.

L'insertion d'une cupule nécessite de la cimenter manuellement en place avant de le faire.

Il avait initialement l'intention de maintenir la rotation de la hanche comme objectif principal. C'est ce qu'on appelle « l'intention initiale » et elle est généralement exprimée dans ses déclarations initiales, pour supprimer la ligne médiane verticale de l'acétabulum, ce qui le rend légèrement décentré par rapport au standard de symétrie du corps. Parce qu'il pensait que le taux de migration élevé des cupules dans son étude était ostéotomisé. La tête fémorale culmine sur 15 ans, entraînant un déficit d'environ 12 à 15 ans de la circonférence de l'alvéole.

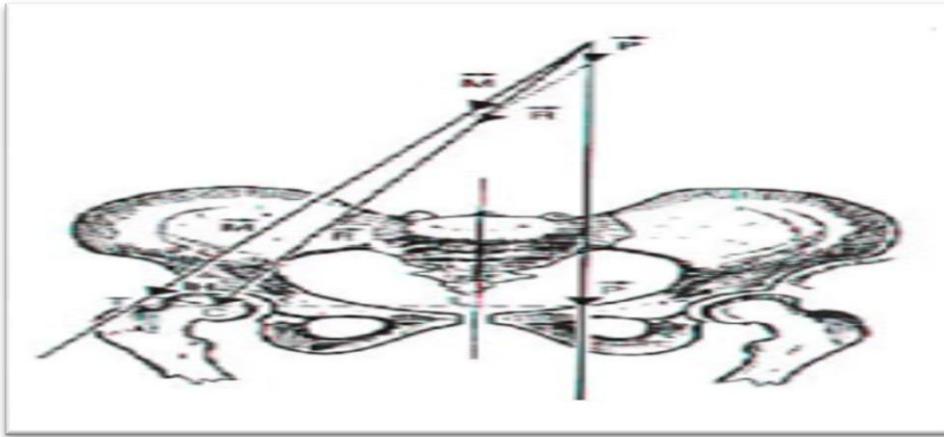


Figure.II.4.Schéma de la balance de PAUWELS. [2]

Cet antibiotique a constamment démontré son efficacité dans la lutte contre les agents pathogènes chirurgicaux.

Le patient a des problèmes orthopédiques et est également sensible à la gentamicine. Simultanément, une multitude d'écrivains, majoritairement américains, poussés par la même idée, L'utilisation de ciment reste interdite par la FDA (Food and Drug Administration). En 1970, des recherches ont été menées sur les implants non cimentés.

Depuis lors, la recherche s'est concentrée sur deux objectifs principaux, l'un dans le but de... Abolir l'utilisation du ciment, qui se désintègre en minuscules particules lors de l'effritement, ce qui Une méthode impliquant la fissuration induit des réactions tissulaires accrues, tandis que l'autre s'efforce de les renforcer.

La fixation des prothèses de hanche par cimentation. Cela implique l'utilisation de tiges et de cupules fémorales. L'hydroxyapatite peut être appliquée sous forme de revêtement microporeux à l'aide de billes, de fibres, de micro -rugosité ou de maille. Il a le potentiel de soutenir un revêtement d'hydroxyapatite [BREM90]. En presse - fit, ont été développés pour substituer l'ancrage biologique, favorisé par la repousse et la ré habitation osseuses, au ciment, comme mode de fixation.

Les systèmes modulaires étaient initialement destinés à assurer un grand choix de diamètres de têtes fémorales et de longueurs de col. Des innovations plus récentes permettent de faire varier indépendamment les dimensions de différentes parties de la tige. Une gamme importante de tailles d'implants peut ainsi être obtenue à partir d'un stock limité de composants. [1]

Es gobelets blindés en polyéthylène (comme illustré à la figure 5) sont composés d'un gobelet renforcé par une couche protectrice.

L'intention initiale derrière la création d'inserts en céramique placés dans une coque en métal (connue sous le nom de dos en métal) était de...

Réaliser un remplacement d'insert sans rupture, sans compromettre ni fracturer l'interface ciment-os, et par conséquent en préservant l'intégrité de la structure.

Il est important de tenir compte du capital osseux d'un patient en cas d'usure excessive du polyéthylène ou lorsque des modifications sont nécessaires.

Pour éviter l'instabilité, il est essentiel de considérer à la fois le diamètre de la tête et le diamètre intérieur de la cupule, comme indiqué dans [PERA97].

Les résultats des expériences menées sur les composants ont été comparés à la modélisation par éléments finis.

Les caractéristiques anatomiques du métal back ont démontré une capacité à solidifier le polyéthylène, atténuant ainsi ses pics.

L'introduction de forces de compression dans le ciment et l'os spongieux a entraîné un taux de descellement plus faible.

Un détachement précoce a été noté, très probablement attribuable à une condition aseptique.

Les modules d'élasticité du métal-back et de l'os receveur présentent une disparité importante.



Figure.II.5. cupule blindée à revêtement micro- poreux [3]

Malgré une recherche exhaustive, aucune preuve n'a encore été trouvée pour soutenir la durabilité prolongée de ces implants. Cependant, les modèles acétabulaires les plus récents ont montré des améliorations notables. Au lieu d'utiliser du ciment, un dos métallique est mis en œuvre comme moyen de fixer la cupule à l'os.

L'efficacité de l'arthroplastie complète de la hanche dépend fondamentalement de la formation. Les surfaces sont robustes et immuables, avec un coefficient de frottement minimal entre elles. Améliorer la structure des implants pour assurer une intégration sûre avec l'os. Alors que

l'exploration des matériaux et des techniques persiste, les principes fondamentaux énoncés par Charnley restent inchangés. Pour assurer une pertinence continue, il est important de tenir compte de critères pratiques spécifiques lorsque. La création de nouvelles procédures chirurgicales ou d'implants est leur spécialité. Le segment suivant fournira une explication complète.

II.6. Différentes tiges à cimenter

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'au mode de fixation (cimenté ou non cimenté). Le ciment servant à fixer la tige de la prothèse dans le fémur. [2]



Figure.II.6. Différentes tiges à cimenter le type de prothèse le plus fréquent est la prothèse cimentée dans sa cavité. [2]

II.7. Différents couples implant-cupule (Le couple de frottement)

L'usure entre la bille et le cotyle dépend de la dureté des matériaux et de leur rugosité. Les principales associations recommandées sont les suivantes:

➤ Le couple métal-polyéthylène

Est le plus ancien et le moins coûteux à fabriquer. L'usure par frottements de la cupule en polyéthylène qui est plus mou par la bille en métal qui est plus dur, va libérer des particules qui sont à l'origine d'une réaction inflammatoire avec résorption osseuse (encore appelé ostéolyse) et descellement progressif des implants. L'utilisation de tête métal de petit diamètre réduit l'usure (c'est

le principe de la LFA).et permet une durée de vie moyenne de 15 ans, mais il n'est pas rare de voir des durées beaucoup plus longues chez les patients sédentaires. Actuellement, ce couple reste indiqué chez les patients de plus de 65 ans.

➤ **Le couple métal-métal**

S'use également mais en comparaison avec le couple précédent, les particules produites sont 100 fois moins importantes, ce qui réduit d'autant les risques d'ostéolyse. Néanmoins, ces particules de taille beaucoup plus petite passent dans le sang et sont éliminées dans les urines, raison pour laquelle, ce couple reste contre indiqué en cas de mauvaise fonction rénale et en cas d'hypersensibilité au chrome ou au cobalt.

➤ **Les couples utilisant la céramique (céramique-polyéthylène et céramique-céramique)**

Sont plus récents et de fabrication plus coûteuse. Après avoir connu des débuts difficiles avec risque de fracture, les têtes en céramique ont maintenant une bonne fiabilité. La quasi absence d'usure explique l'excellente tolérance et l'absence d'ostéolyse. Le couple céramique -céramique est donc particulièrement indiqué chez les patients jeunes. [25]



Le couple métal-métal



Le couple métal-polyéthylène



Le couple céramique-céramique



Le couple céramique-polyéthylène

Figure .II.7.Différents couples implant-cupule. [2]

II.8. Déroule l'opération de PTH

Dans un premier temps, l'articulation de la hanche est ouverte puis préparée pour accueillir la prothèse. La prothèse totale, composée de plusieurs pièces, remplace les deux parties de l'articulation, d'une part la tête et

le col du fémur, d'autre part, la partie de l'articulation coté bassin (le cotyle).

Les pièces de la prothèse seront choisies pour reproduire l'architecture et le mouvement naturel de l'articulation. La fixation de la prothèse à l'os se fait soit par un ciment acrylique (sorte de résine à prise rapide) soit par l'os lui-même qui repousse dans toutes les anfractuosités de la prothèse et ainsi la stabilise. La partie fixée à l'os coxal (on parle de cupule) est soit en « polyéthylène » (polymère très résistant) généralement scellée. Soit en métal ou alliage métallique, le plus souvent fixée par l'os lui-même. La surface de glissement entre les deux pièces qui reproduit le rôle du cartilage, doit permettre une excellente mobilité de la prothèse avec la meilleure résistance à l'usure possible : elle est constituée soit par l'association d'une tête métallique ou céramique avec une cupule en polyéthylène, soit par une tête et une cupule en céramique soit par le couple métal-métal. La qualité de fabrication des prothèses réduit le frottement des deux pièces prothétiques et donc leur usure. La décision est du ressort du chirurgien qui décidera de la solution la mieux adaptée au cas de chaque patient selon de nombreux facteurs : âge, morphologie, surcharge pondérale, ostéoporose, niveau d'activité physique. Si vous vous connaissez une allergie à certains métaux, elle devra être signalée au chirurgien. Les moyens d'accéder à l'articulation (= voies d'abord), la position pendant l'opération, les techniques de mise en place de la prothèse, le choix du type de prothèse, dépendent des habitudes du chirurgien et des caractéristiques du patient. Votre chirurgien est à votre disposition pour vous expliquer les choix qu'il juge le plus adaptés à votre situation. [26]

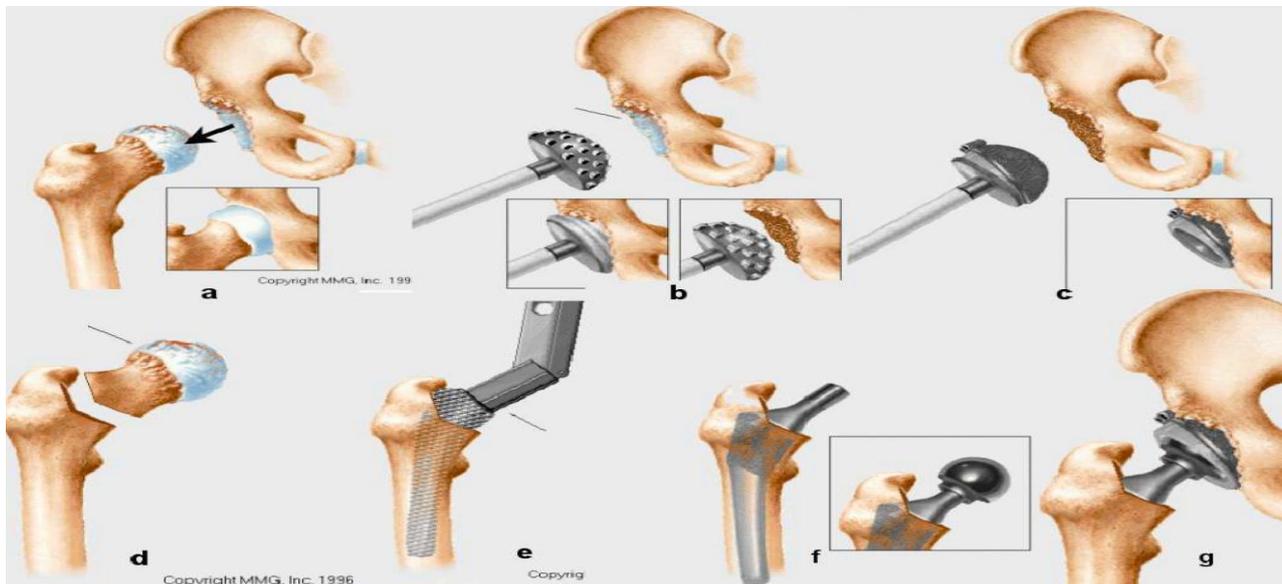


Figure II.8. Phases de l'étape peropératoire de la PTH : luxation de l'articulation (a), fraisage de la cavité cotyloïdienne (b), insertion de la prothèse cotyloïdienne (c) extraction de la tête fémorale (d), élargissement du fémoral (e), implantation de la prothèse fémorale (f) et assemblage des prothèses (g). [22]

II.9. Complications tardives

Au fil du temps, le membre artificiel devient dans le besoin de réparation. Ceci est facilement résolu avec de petits ajustements.

Au fur et à mesure que le temps passe et que la personne atteinte s'adonne à plus d'activités, son état s'aggrave.

La gravité de chaque cas peut varier considérablement. De nouveaux matériaux de friction et une prothèse de remplacement ont considérablement réduit la nécessité pour les gens d'utiliser leurs mains Risque.

Les prothèses provoquent parfois la détérioration et le relâchement des os autour des doigts. Finalement le surmonter, lui permettant finalement de se dérouter. La condition comprend généralement des douleurs récurrentes et une altération de la mobilité. Dans tous les cas, les prothèses à ancrage osseux sont fixées au corps de manière générale.

Une détérioration osseuse autour d'elle à mesure qu'elle vieillit. Parfois, l'implant peut se fracturer en raison de circonstances extrêmes. Un bruit excessif peut être ressenti sans aucun effet indésirable lors de la marche ou de l'exécution de certaines actions. Il est important de revoir votre chirurgien. Pour cette raison, il est également important de consulter souvent votre médecin. Incapacité à lubrifier ou dysfonctionnement d'un implante.

II.10. 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

**CHAPITRE III :
ANALYSE DES
CONTRAINTEES DANS
LES PROTHESES
TOTALES DE LA
HANCHE**

III. Introduction

Actuellement, la méthode des éléments finis est devenue un outil indispensable pour l'analyse et la conception, bénéficiant d'une utilisation croissante des simulations numériques. Cette évolution est largement due à l'amélioration des performances des ressources informatiques et des logiciels de calcul tels que : ABAQUS, ANSYS, FRANC2D, etc. Cette approche permet de modéliser des géométries complexes et de prendre en compte de nombreux phénomènes physiques, offrant ainsi des perspectives prometteuses par rapport aux modèles analytiques.

Dans ce chapitre, nous avons représenté la répartition des contraintes principales maximales, des contraintes de Von Mises, des contraintes normales σ_{xx} , σ_{yy} et des contraintes tangentielles τ_{xy} dans le ciment, l'implant et l'os pour chaque zone spécifique. Cette analyse a été réalisée sur trois parties distinctes de chaque élément de la prothèse totale de hanche : la partie proximale, médiale et distale. Le modèle géométrique des prothèses totales de hanche de trois types différents, CMK3, BM3 et THOMSON, a été examiné à l'aide de la méthode des éléments finis en utilisant le logiciel commercial ABAQUS version 6.17. Une modélisation tridimensionnelle a été choisie en raison de la nature de la charge et de la géométrie. Ce choix s'est principalement basé sur les excellentes capacités offertes par ce logiciel.

III.1. Représentation des modèles

La Figure III.1 illustre une section de la jonction reconstruite de l'assemblage comprenant le ciment, l'implant et le fémur pour les trois modèles (CMK3, BM3 et TOMPSON).

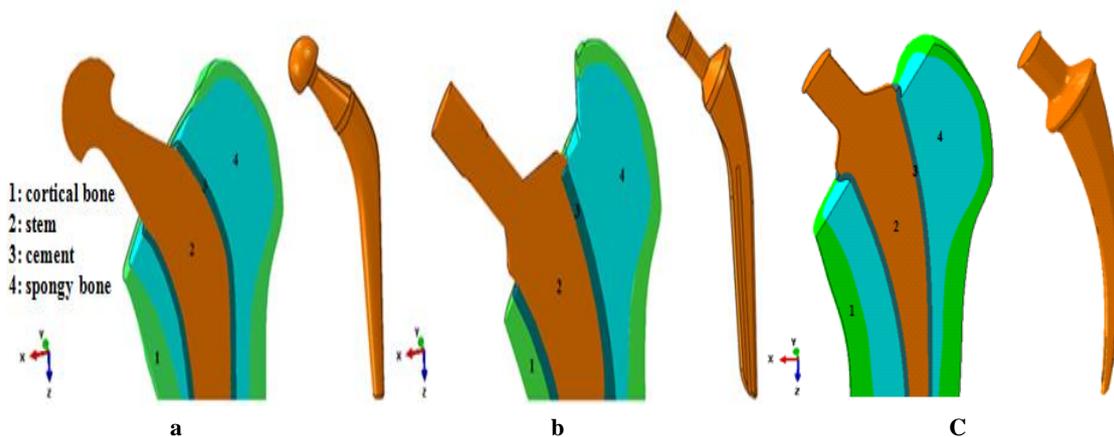


Figure III.1. Modèle tridimensionnel de la prothèse total.(a.CMK3 ;b. BM3 ;c. Tompson).

III.1.1. Propriétés mécaniques

Le Tableau III.1 présente les propriétés mécaniques d'un matériau élastique isotrope pour tous les

composants, à savoir l'implant, l'os cortical et le ciment.

Tableau.III.1 : propriétés mécaniques de la prothèse totale de la hanche [28, 29,30]

Matériaux	Module de Young E (MPa)	Coefficient de Poisson ν
Os cortical	17000	0.3
Osspongieux	2000	0.3
Ciment (PMMA)	2000	0.3
implant métallique	210000	0.3

Le matériau étudié dans notre recherche est le PMMA (polyméthacrylate de méthyle), utilisé en orthopédie. Il est important de noter que le PMMA est plus fragile que l'os lui-même, ainsi que l'implant métallique, ce qui en fait le maillon le plus faible dans la chaîne os-ciment-prothèse [31, 32, 33]. Les ciments disponibles actuellement présentent des performances mécaniques sensiblement similaires. Les variations que l'on peut trouver dans la littérature sont généralement attribuables aux différences dans les techniques de mesure utilisées.

Les valeurs moyennes publiées [34,35, 36] sont de l'ordre de :

- Module de Young 2000MPa
- Résistance à la rupture :
- En traction 25MPa
- En cisaillement 40MPa
- En flexion 50MPa
- En compression 80MPa
- Elongation à la rupture 5%
- Résistance à la fatigue à 108 cycles 14MPa
- Ténacité $1.03-2.32\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$.

III.1.2. Conditions de chargement

Le chargement appliqué a été tiré des travaux de Bergmann et al (1993), il est illustré à la Figure.III.2 représente le modèle de chargement pour le trébuchement. Dans l'analyse statique,

l'analyse de la force maximale a été utilisée pour simuler une charge simplifiée sur le fémur implanté pour l'activité de trébuchement, cette analyse de charge est basée, en sélectionnant la charge maximale pendant l'activité de trébuchement. la force résultante de trébuchement, F, sur la tête du fémur est de 8,7 fois le poids corporel (PC = 70 kg) à 58 % du cycle de marche.

Les paramètres de chargement, F_x ; F_y ; F_z , représente simuler la force maximale est la charge maximale pour l'activité de trébuchement.

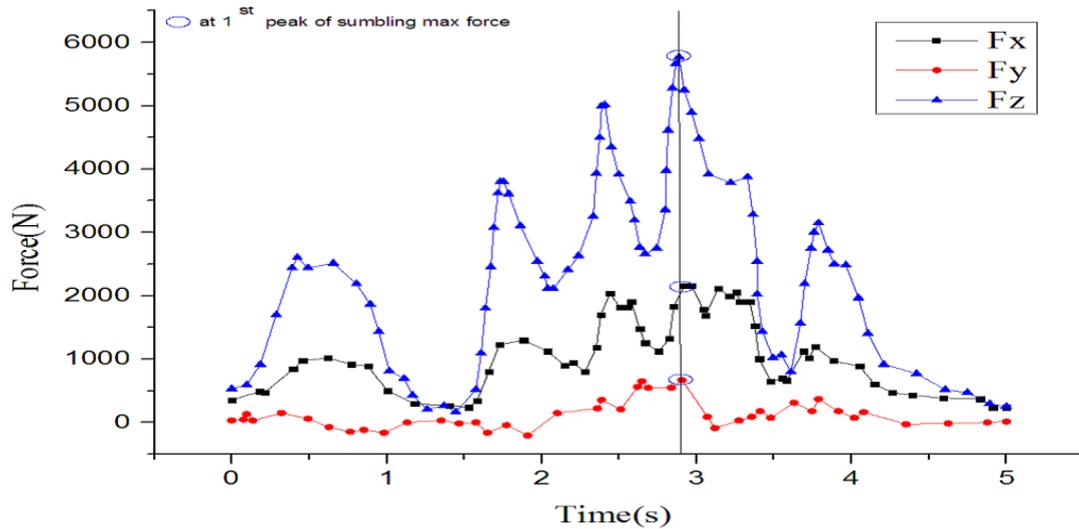


Figure. III.2. La variation des forces appliquées sur la prothèse lors du trébuchement (Bergmann ,2001)

La charge est appliquée sur la tête fémorale et la condition aux limites a été appliquée dans la partie fémorale distale. Ces forces sont présentées dans (Tableau.III.2).

Tableau.III.2 : Charge musculaire appliquée au modèle de tige [37].

Force	$F_x(N)$	$F_y(N)$	$F_z(N)$
Force de contact	-2053.02	-613.77	-5693.49
Abducteur	465.9	-34.5	-695.0
VasteLatérale	7.2	-148.6	-746.3

les grandeurs et les directions des forces musculaires sont données par Bergmann (2001). Une charge du muscle abducteur Le muscle fabricant est appliqué sur la zone proximale du grand trochanter. Une charge du tractus ilio-tibial Le tractus filiotibial est appliqué au bas du fémur dans la direction longitudinale du fémur est utilisé. Ils sont présentés dans (tableau. III. 2).

La figure.III.3 montre le système de coordonnées utilisé pour représenter la direction des

composantes des forces.

les grandeurs et les directions des forces musculaires sont données par Bergmann (2001). Une charge du muscle abducteur Le muscle fabricant est appliqué sur la zone proximale du grand trochanter. Une charge du tractus ilio-tibial Le tractus filiotibial est appliqué au bas du fémur dans la direction longitudinale du fémur est utilisé. Ils sont présentés dans (tableau.III. 2).

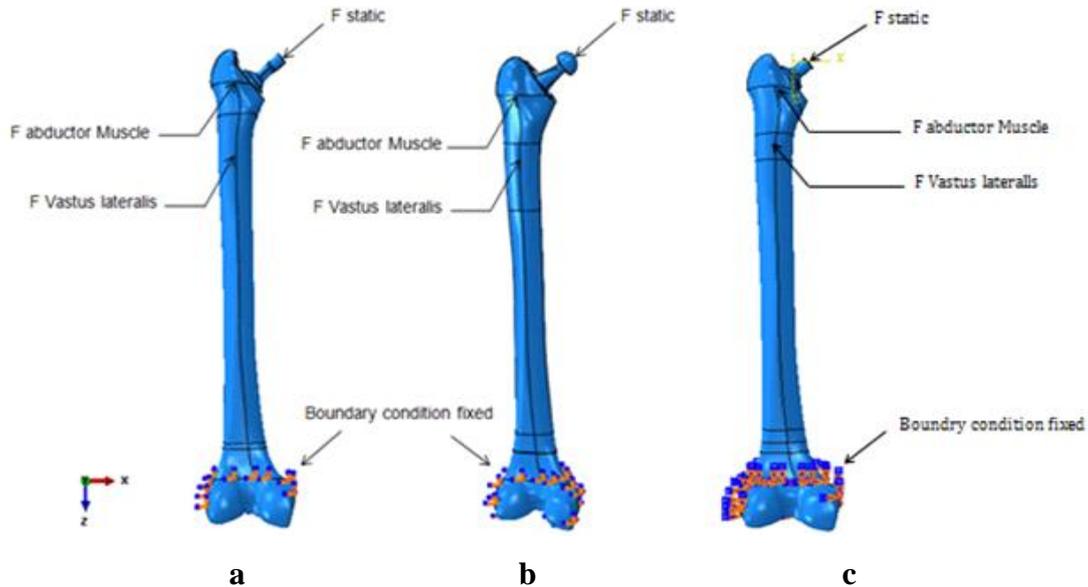


Figure. III.3 : Représentation schématique des conditions aux limites imposées (PTH de type **a** : BM3 ;**b** :cmk3 ;**c** :TOMPSON).

Les valeurs optimales du coefficient de frottement, 0,4 pour les interfaces ciment-tige et 1,0 pour les interfaces ciment-os, ont été considérées respectivement (Ramaniraka 2000).

III.1.3. Maillage

Pour garantir la fiabilité des résultats, il est essentiel d'utiliser un maillage finement détaillé, en particulier pour le ciment. La finesse du maillage est un facteur déterminant pour la précision de l'analyse de la prothèse. L'analyse a été réalisée à l'aide du logiciel de calcul ABAQUS (version 6.17), qui permet l'étude du comportement mécanique des structures les plus complexes [38]. Les conditions aux limites ont été définies, et la structure a été modélisée en utilisant des éléments tétraédriques 3D à 4 nœuds (C3D4 dans ABAQUS). Le raffinement du maillage revêt une importance significative dans cette étude. La Figure III.4 est particulièrement pertinente dans le domaine de l'analyse structurelle.

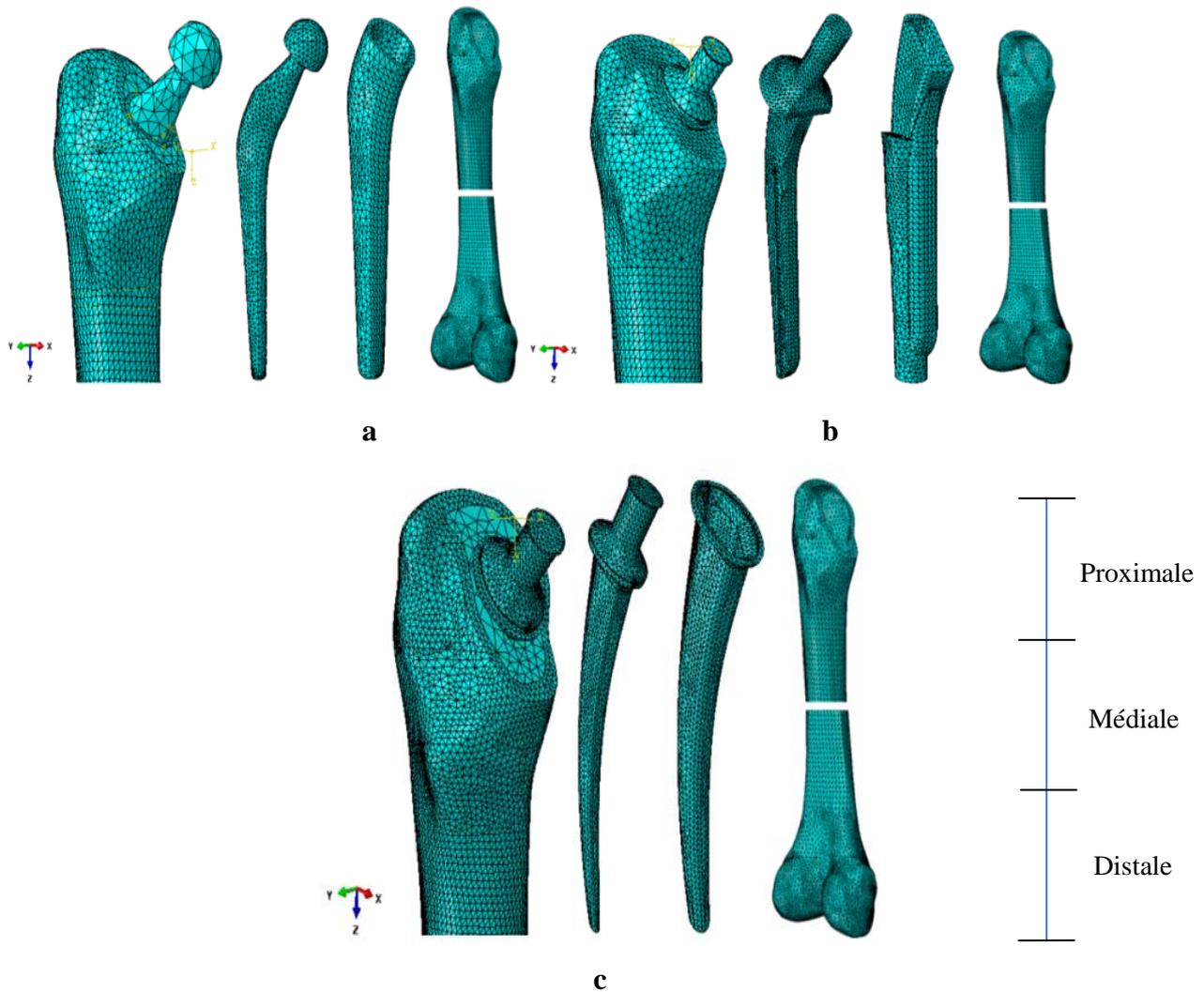


Figure III.4 : Maillage de la prothèse analysée «**a.CMK3 ; b.BM3 ;c .THOMSON** ».

III.2. Résultats

III.2.1. Distribution des Contraintes dans le ciment

III.2.1.1. Distribution des Contrainte équivalente

L'analyse de la répartition et de l'intensité des contraintes dans le ciment revêt une importance cruciale pour évaluer la durée de vie de l'articulation de la hanche artificielle. Dans notre étude, nous avons examiné les contraintes dans trois types de ciment : CMK3, BM3 et TOMPSON (voir Figure III.5). Cette figure met en évidence deux régions présentant une concentration élevée de contraintes équivalentes. Ces régions se situent là où le ciment est en contact direct avec l'os cortical, principalement dans la partie proximale de l'articulation. En revanche, les régions médiale et distale du ciment présentent des contraintes très faibles. Plus précisément, le modèle

CHARNELY affiche la contrainte maximale de 67 MPa, tandis que les modèles BM3 et Thompson donnent des contraintes plus faibles, respectivement de 58 MPa et 45 MPa.

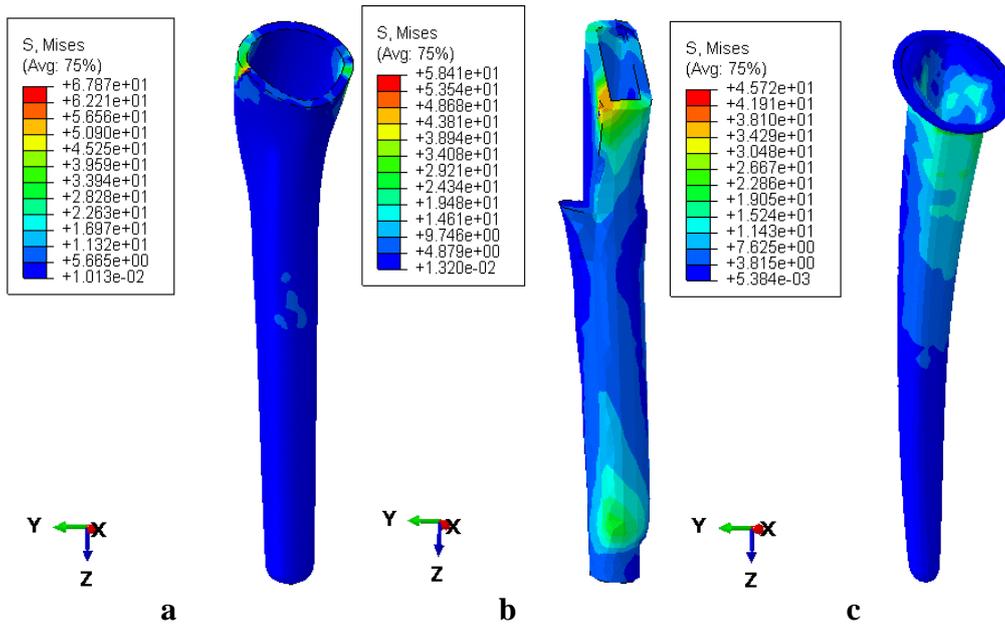


Figure.III.5 : Répartition des contraintes de Von Mises dans le ciment orthopédique pour les trois types CMK3, BM3, THOMSON

III.2.1.2. Distribution des contraintes principale maximale :

La figure III.6 représente l'analyse de la répartition et des contraintes principales maximales dans le ciment revêt une importance cruciale pour évaluer l'endommagement. Dans notre étude, nous avons examiné les contraintes dans trois types de ciment : CMK3, BM3 et TOMPSON. Cette figure met en évidence deux régions présentant une concentration élevée de contraintes équivalentes. Ces régions se situent là où le ciment est en contact direct avec l'os cortical, principalement dans la partie proximale de l'articulation. En revanche, les régions médiale et distale du ciment présentent des contraintes très faibles. Plus précisément, le modèle CHARNELY affiche la contrainte maximale de 40 MPa, tandis que les modèles BM3 et Thompson donnent des contraintes plus faibles, respectivement de 28 MPa et 19 MPa.

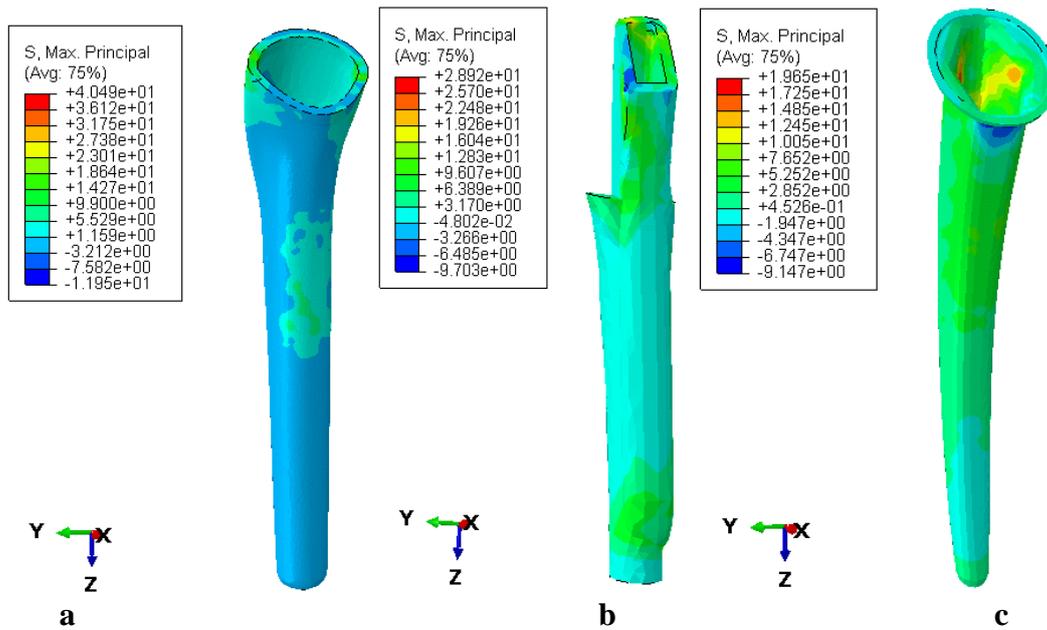


Figure.III.6 : Répartition de contrainte principale maximale dans le ciment orthopédique pour les trois types **a** : CMK3, **b** : BM3, **c** :THOMSON

III.2.1.3. Contrainte normale de xx du ciment

La Figure III.7 présente la répartition des contraintes normales σ_{xx} dans le ciment à l'interface ciment/os pour les parties postérieure et antérieure dans les positions proximale, médiale et distale, pour les trois types de ciment CMK3, BM3 et THOMSON. Selon nos résultats, le ciment est soumis à des efforts de traction et de compression concentrés principalement dans la zone proximale pour les trois modèles. Nous notons que la contrainte de compression la plus élevée, d'environ -3.5 MPa, est observée dans la partie postérieure de la zone proximale du modèle THOMSON, tandis que la contrainte de tension la plus élevée, d'environ 3.5 MPa, est observée dans la partie postérieure de la zone proximale du modèle Osteal. La zone distale présente des contraintes normales faibles dans la direction xx, en comparaison avec celles de la zone proximale, tandis que la zone médiale présente des contraintes très faibles, la contrainte maximale ne dépassant pas 1 MPa.

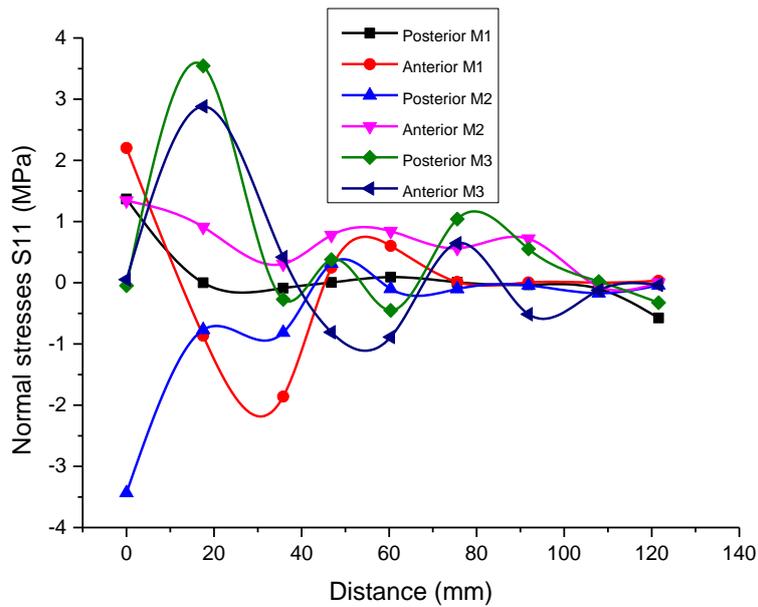


Figure.III.7 : Répartition des contraintes normale de xx du ciment orthopédique pour les trois types CMK3, BM3, THOMSON

III.2.1.4. Contrainte normale de yy du ciment

La Figure III.8 illustre la répartition des contraintes normales σ_{yy} dans le ciment à l'interface ciment/os pour les parties postérieure et antérieure dans les positions proximale, médiale et distale, pour les trois types de ciment CMK3, BM3 et THOMSON. Nos résultats indiquent que le ciment est soumis à des efforts de traction et de compression concentrés principalement dans la zone proximale pour les trois modèles. Nous constatons que la contrainte de traction la plus élevée, d'environ 13 MPa, est observée dans la partie antérieure de la zone proximale du modèle Charnley, tandis que la contrainte de compression la plus élevée, d'environ 5 MPa, est observée dans la partie postérieure de la zone proximale du modèle Osteal. Les zones distale et médiale présentent des contraintes très faibles, avec une contrainte maximale qui ne dépasse pas 2 MPa.

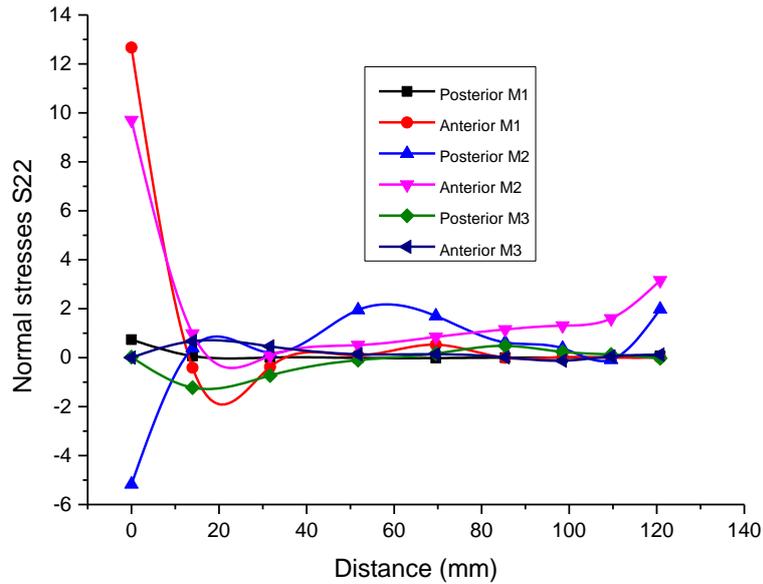


Figure.III.8 : Répartition des contraintes normale de yy du ciment orthopédique pour les trois types CMK3, BM3, THOMSON.

III.2.1.5. Contrainte normale tangentielle de xy du ciment

La Figure.III.9 présente la répartition des contraintes de cisaillement dans le ciment orthopédique varie d'un modèle à l'autre pour les trois désignations, à savoir Charnley, Osteal et Thompson. Pour le modèle Charnley, la zone proximale est la plus sollicitée par les contraintes de cisaillement atteint environ 7.5 MPa, tandis que ces contraintes sont presque négligeables dans les zones médiale et distale. En revanche, pour les modèles Osteal et Thompson, la zone le plus sollicitée est la zone proximale, en particulier la zone proximale qui subit des contraintes de cisaillement très importantes, ainsi que la zone médiale, à l'interface entre l'os cortical et le ciment, où la contrainte de cisaillement atteint environ 2 MPa.

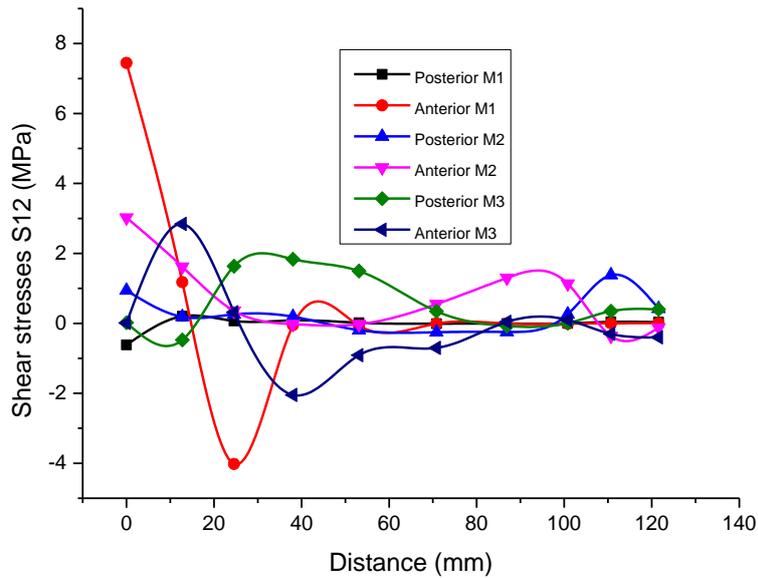


Figure.III.9 : Répartition des contraintes tangentielles de xy du ciment orthopédique pour les trois types CMK3, BM3, THOMPSON

III.2.2. Contrainte équivalente de Von Mises dans l'implant

L'implant est l'élément le plus rigide et résistant de la structure de la prothèse totale de hanche, jouant un rôle crucial dans la résistance aux forces exercées sur la structure. Afin d'assurer la durabilité d'une prothèse totale de hanche, il est essentiel de prendre en compte certains facteurs d'une importance capitale. Notre analyse s'est concentrée sur la répartition et l'intensité de ces facteurs pour les trois types d'implants : CMK3, BM3 et THOMPSON. Nous avons constaté que la contrainte de Von Mises est principalement localisée dans la partie proximale de l'implant pour les trois modèles. Une observation notable est que le modèle CMK3 présente des contraintes plus élevées par rapport aux modèles BM3 et Thomson. Cela suggère que le modèle Thomson peut offrir une résistance accrue aux charges appliquées par rapport aux deux autres modèles.

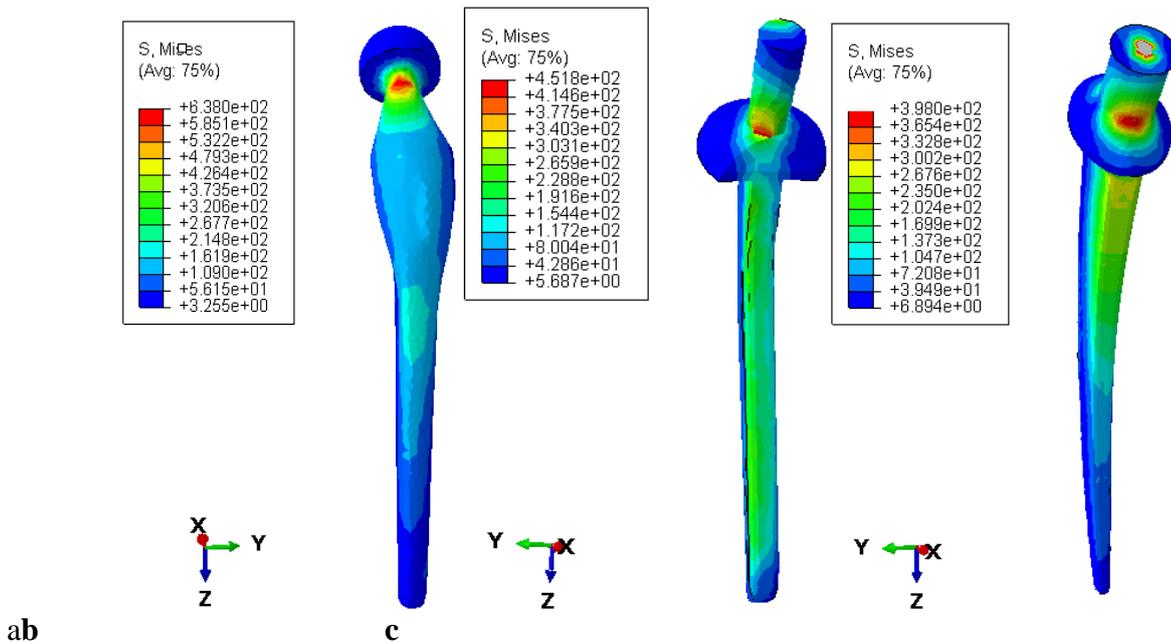


Figure.III.10 : Répartition des contraintes de Von Mises dans le ciment orthopédique pour Les trois types CMK3, BM3, THOMSON.

III.2.2.1. Contrainte normale de xx de l'implant

La Figure III.11 présente la répartition des contraintes normales σ_{xx} dans l'implant à l'interface implant/ciment pour les parties postérieure et antérieure dans les positions proximale, médiale et distale, pour les trois types de ciment CMK3, BM3 et THOMSON. L'implant subit principalement des efforts de traction et de compression dans la zone proximale. Selon les résultats, la partie postérieure de l'implant est soumise à une contrainte de traction, tandis que la partie antérieure est soumise à une contrainte de compression le long de l'implant. Les contraintes normales σ_{xx} dans la zone proximale sont significativement plus élevées que celles des zones médiale et distale. La contrainte de compression maximale, d'environ 150 MPa, est observée dans la zone proximale de la partie postérieure du modèle Osteal. La contrainte de traction maximale, d'environ 100 MPa, est observée dans la zone proximale de la partie antérieure du modèle Osteal.

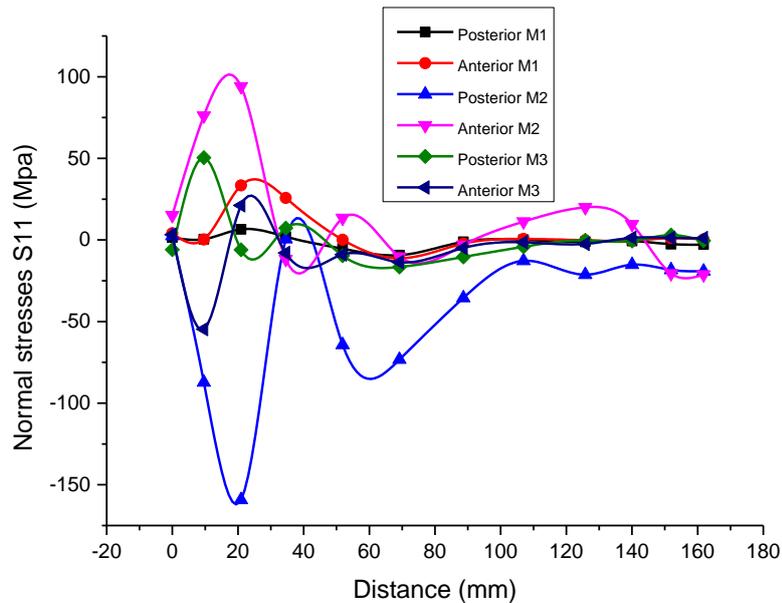


Figure.III.11 : Répartition des contraintes normale de xx du l'implant pour les trois types CMK3, BM3, THOMPSON.

III.2.2.2. Contrainte normale de yy de l'implant

La Figure III.12 présente la distribution des contraintes normales σ_{yy} dans l'implant à l'interface implant/ciment pour les parties postérieure et antérieure dans les positions proximale, médiale et distale, pour les trois types de ciment CMK3, BM3 et THOMPSON. L'implant est principalement soumis à des efforts de traction et de compression dans la zone proximale. Selon les résultats, la partie postérieure de l'implant subit une contrainte de compression, tandis que la partie antérieure subit une contrainte de traction le long de l'implant. Les contraintes normales σ_{yy} dans la zone proximale sont considérablement plus élevées que celles des zones médiale et distale. La contrainte de traction maximale, d'environ 45 MPa, est observée dans la zone proximale de la partie postérieure du modèle Osteal. La contrainte de compression maximale, d'environ -20 MPa, est observée dans la zone proximale de la partie antérieure du modèle Osteal. En revanche, les modèles Charnley et Thompson présentent des contraintes très faibles dans toutes les zones (proximale, médiale et distale), avec une contrainte maximale qui ne dépasse pas 0.5 MPa.

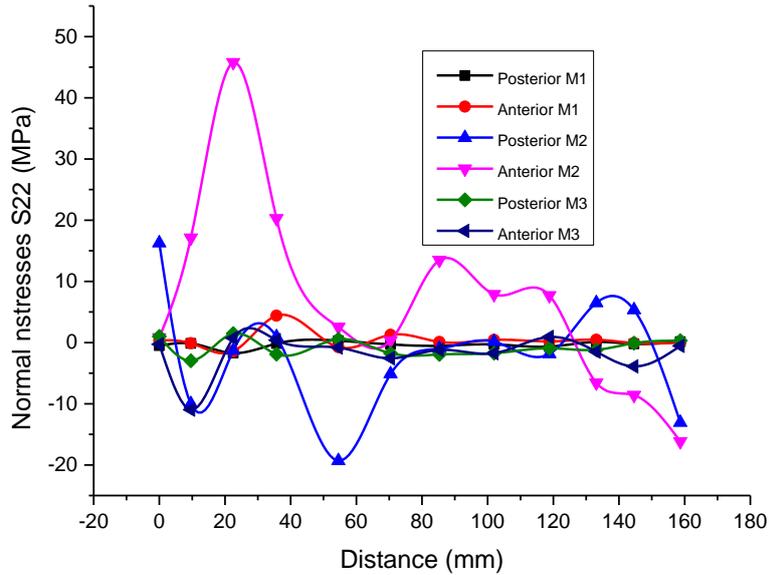


Figure.III.12 : Répartition des contraintes normale de yy du l'implant pour les trois types CMK3, BM3, THOMPSON.

III.2.2.3. Contrainte normale tangentielle de xy du l'implant

La Figure III.13 présente la répartition des contraintes tangentielles τ_{xy} dans l'implant à l'interface implant/ciment pour les parties postérieure et antérieure dans les positions proximale, médiale et distale, pour les trois types d'implant CMK3, BM3 et THOMPSON. L'implant est soumis à des efforts de traction et de compression dans les trois zones de la prothèse. Les résultats montrent que la partie antérieure et la partie postérieure subissent des contraintes de cisaillement le long de l'implant. Les contraintes de cisaillement dans la zone proximale sont élevées par rapport à celles des zones médiale et distale. La contrainte de cisaillement maximale, d'environ 35 MPa, est observée dans la zone proximale de la partie antérieure du modèle Osteal. Les zones médiale et distale présentent des contraintes de cisaillement importantes, avec une contrainte maximale d'environ 22 MPa observée dans la zone médiale de la partie postérieure du modèle Osteal.

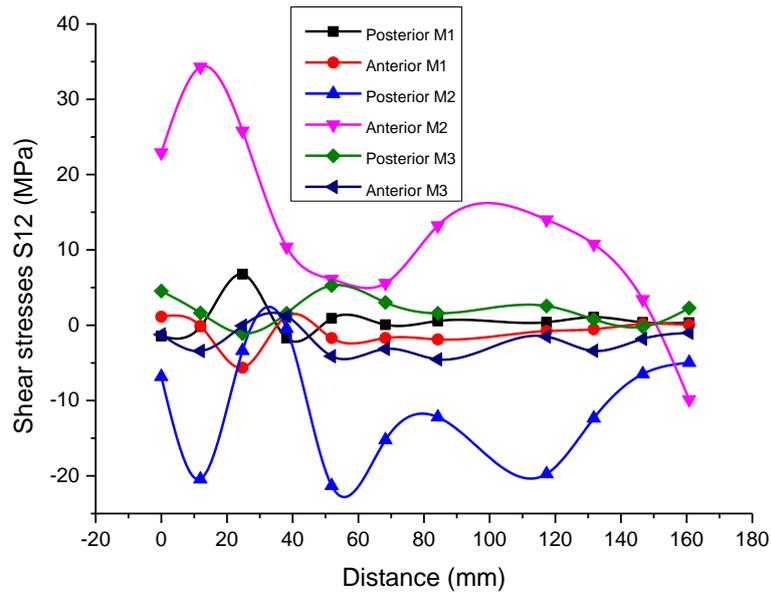


Figure.III.13 : Répartition des contraintes tangentielle de xy du l'implant pour les trois types CMK3, BM3, THOMPSON

III.2.3. Contrainte équivalente de Von Mises dans l'os cortical

Pour compléter notre étude, nous avons également évalué la distribution et l'amplitude de la contrainte équivalente dans l'os cortical. Le chargement appliqué a conduit à des niveaux de contrainte relativement faibles dans l'os cortical, principalement en raison des conditions aux limites et des charges imposées. Nos résultats mettent en évidence une répartition non uniforme des contraintes de Von Mises le long de l'os. Dans le modèle de Chanely, on observe une forte concentration de contraintes au niveau de la zone distale, atteignant jusqu'à 168 MPa. En revanche, pour les modèles BM3 et THOMPSON, les contraintes sont localisées dans la partie diaphysaire de l'os, avec des valeurs de 123 MPa et 68 MPa respectivement.

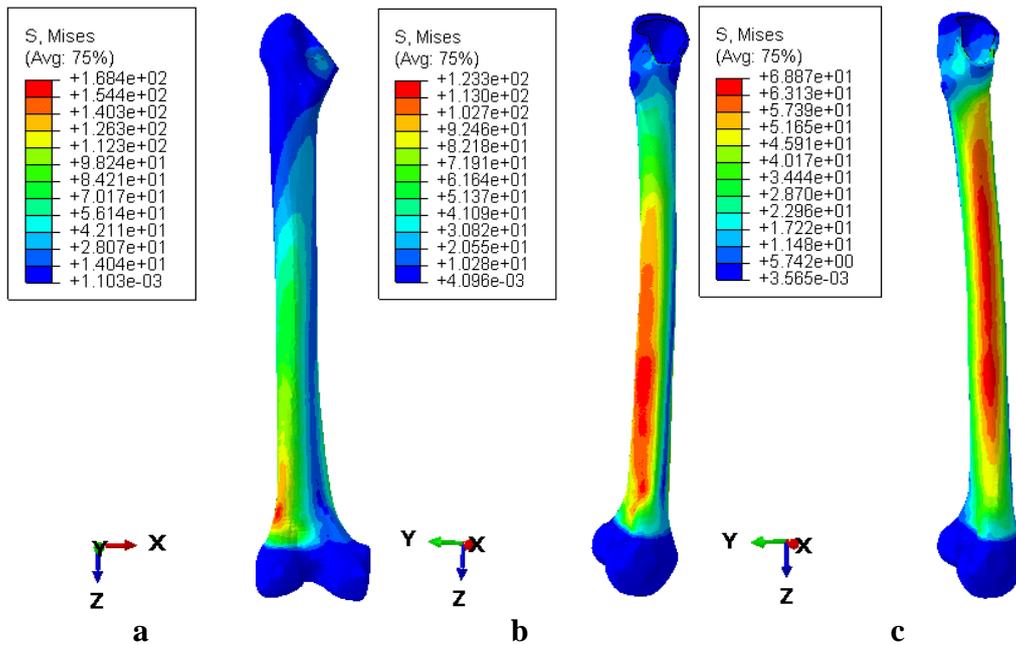


Figure.III.14 : Répartition des contraintes de Von Mises dans l'os cortical pour les trois types CMK3, BM3, THOMSON

III.2.3.1. Contrainte normale de xx de l'os cortical

La Figure III.15 illustre la distribution des contraintes normales σ_{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 types CMK3, BM3, THOMSON. L'os est soumis à des efforts de traction et de compression principalement dans la partie proximale. Nos résultats montrent que le niveau des contraintes normales σ_{xx} dans la zone proximale est élevé par rapport à celui des zones médiale et distale, la contraintes de tension la plus élevée dans le modèle Osteal l'ordre de 7MPa notée dans la zone proximale de la partie antérieure. La contrainte la plus élevée en compression est de l'ordre de 5 MPa dans le modèle de Charnley dans la zone proximale de la partie postérieure. Les zones médiale et distale présentent de faible contraintes normales σ_{xx} , donc l'os subit une très faible charge mécanique.

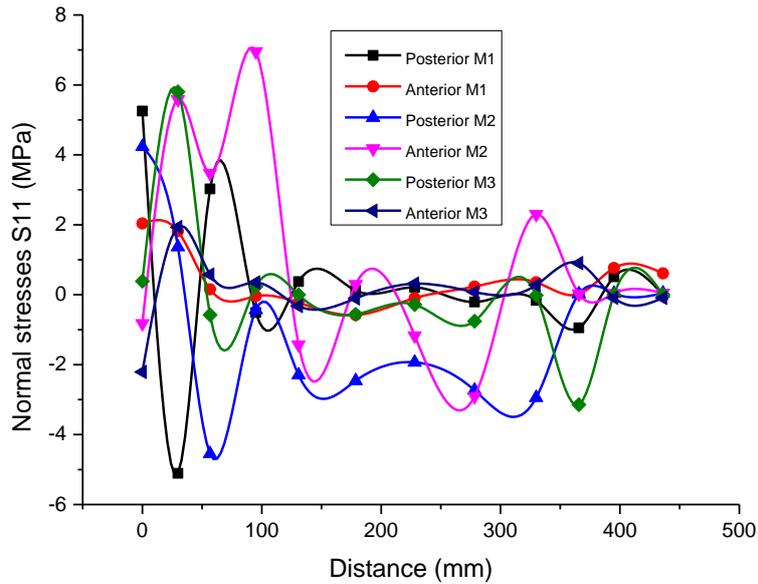


Figure.III.15 : Répartition des contraintes normale de xx dans l'os corticale pour les trois types CMK3, BM3, THOMPSON.

III.2.3.2. Contrainte normale de yy de l'os cortical

La Figure III.16 présente la répartition des contraintes normales σ_{yy} dans l'os cortical pour les parties postérieure et antérieure de la prothèse aux positions proximale, médiale et distale, pour les trois types de prothèse CMK3, BM3 et THOMPSON. L'os subit principalement des forces de traction et de compression dans la partie proximale. Nos résultats montrent que les contraintes normales σ_{xx} dans la zone proximale sont plus élevées que celles dans les zones médiale et distale. Dans le modèle Osteal, la contrainte de traction la plus élevée, d'environ 6,3 MPa, est observée dans la partie antérieure de la zone proximale. La contrainte de compression la plus élevée, d'environ 6 MPa, se trouve dans la partie postérieure de la zone proximale du modèle Osteal. Les modèles Charnley et THOMPSON présentent des contraintes normales σ_{xx} plus faibles.

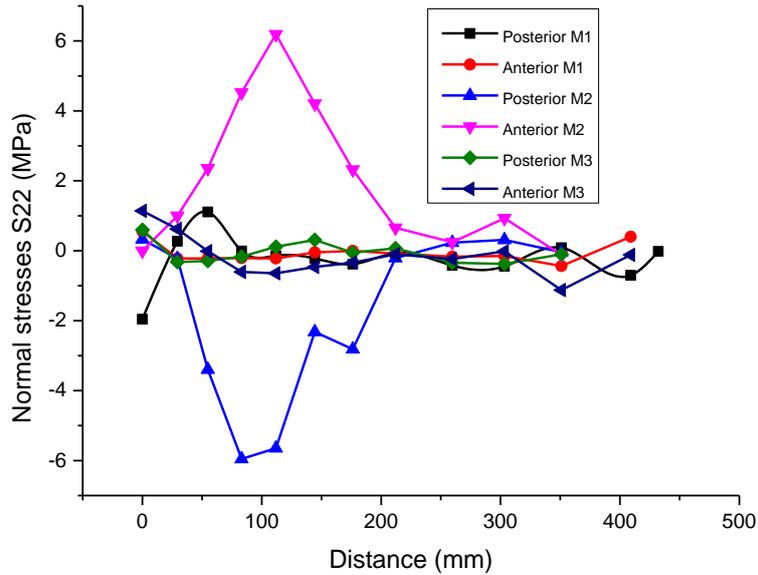


Figure.III.16 : Répartition des contraintes normale de yy dans l'os corticale pour les trois types CMK3, BM3, THOMPSON.

III.2.3.3. Contrainte normale tangentielle de xy de l'os cortical

La Figure III.17 présente la répartition des contraintes tangentielles τ_{xy} à l'interface os/ciment pour les parties postérieure et antérieure de la prothèse aux positions proximale, médiale et distale, pour les trois types de prothèse CMK3, BM3 et THOMPSON. Nos résultats indiquent que les contraintes tangentielles τ_{xy} dans la zone proximale sont plus élevées que celles dans les zones médiale et distale. Dans le modèle Osteal, la contrainte la plus élevée est de l'ordre de 5,7 MPa, observée dans la partie antérieure de la zone proximale. Les modèles Charnley et THOMPSON présentent des contraintes tangentielles τ_{xy} plus faibles, avec une contrainte maximale ne dépassant pas 3 MPa.

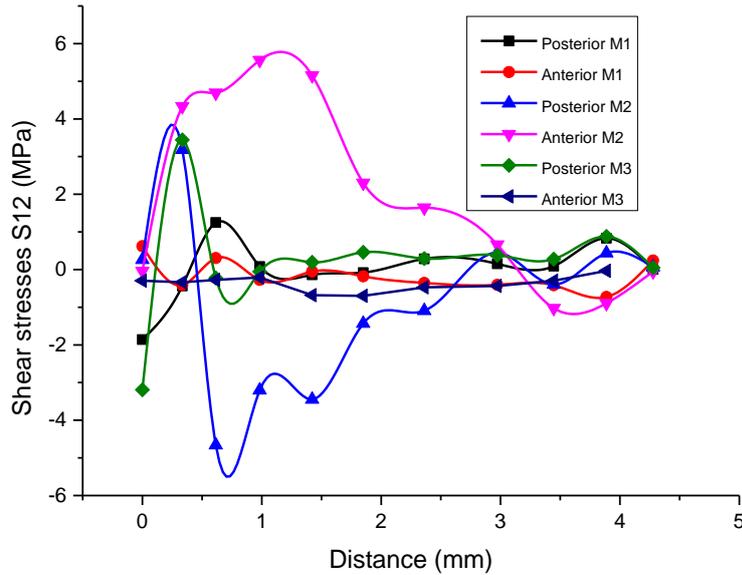


Figure.III.17 : Répartition des contraintes tangentielles de xy dans l'os corticale pour les trois types CMK3, BM3, THOMPSON.

III.3.Conclusion

En conclusion, cette étude sur les différents types de prothèse totale de hanche nous a permis d'analyser la répartition des contraintes de Von Mises et les contraintes normales xx, yy et les contraintes de cisaillement dans les trois composants de la prothèse (os, ciment et implant).

Les résultats obtenus mettent en évidence les points suivants :

- L'os est soumis à des contraintes équivalentes de Von Mises élevées, principalement au niveau de la partie diaphysaire et distale, tant dans les parties antérieure que postérieure.
- Le ciment présente un risque élevé de détérioration au niveau de sa partie supérieure où l'implant repose, car il subit des contraintes principales maximales très intenses, notamment dans la partie proximale. Cependant, le ciment montre une faible résistance aux efforts de traction au-delà de 25 MPa.
- L'implant est soumis à des contraintes considérables, surtout dans la zone proximale, en raison des charges appliquées par le porteur de la prothèse totale de hanche. Toutefois, ces contraintes restent loin de la limite de rupture de l'implant, ce qui indique une marge de sécurité suffisante

CHAPITRE IV: MODELISATION DE L'ENDOMMAGEMENT DANS LE CIMENT

IV. Introduction

Le ciment acrylique (PMMA) est largement utilisé en orthopédie chirurgicale et est considéré comme l'élément le plus faible dans la chaîne de transfert de charge entre l'implant, le ciment et la cupule. Par conséquent, ce matériau joue un rôle déterminant dans la durée de vie d'une prothèse totale de hanche.

De nombreux travaux de recherche se sont penchés sur les fractures et les dommages causés au ciment orthopédique. Jan Stolk [40] a étudié l'accumulation de dommages et le fluage dans le ciment acrylique, tandis qu'Amos Race [41] a réalisé des expériences sur la fatigue accélérée des constructions d'implants cimentés en utilisant de l'os cadavérique et du ciment PMMA modifié. Nous pouvons également mentionner les travaux de A May-Pat [42], qui ont examiné l'effet de la force de serrage sur le facteur d'intensité de contrainte pour une fissure en bordure d'un échantillon de PMMA. Dans ce contexte, le travail présenté par D. Ouinas [43] met en évidence l'effet des fissures dans le ciment et leur impact sur le comportement de rupture de la prothèse totale de hanche. Compte tenu de l'importance de prolonger la durée de vie des prothèses totales de hanche, il est devenu essentiel d'étudier le comportement de ce matériau afin d'améliorer la qualité des PTH et d'assurer leur durabilité.

Le PMMA est un ciment orthopédique à prise rapide qui est utilisé pour fixer les implants dans le cadre d'une arthroplastie. L'endommagement de ce matériau peut entraîner une défaillance et un désancrage de la prothèse totale de hanche. Parmi les facteurs contribuant à son endommagement, il y a les surcharges, telles que les chutes du patient pendant la marche. De plus, la présence d'impuretés dans le ciment peut influencer son comportement mécanique. Dans cet chapitre, nous avons évalué la zone endommagée et la fissure provoquée dans le ciment en utilisant deux critères différents sous l'effet d'un mouvement de trébuchement. Le premier critère est le critère de GEARING, pour lequel nous avons développé un programme en langage FORTRAN afin d'implémenter ce critère (voir l'annexe). Le deuxième critère est basé sur la méthode des éléments finis étendus (X-FEM), qui nous a permis de modéliser l'initiation et la propagation des fissures. Nous avons également développé un programme pour mettre en œuvre ce critère X-FEM.

IV.1.Présentation du critère

IV.1.1 Le critère de X-FEM (La méthode des éléments finis étendue)

Dans le domaine de la mécanique, les méthodes analytiques sont souvent utilisées pour résoudre efficacement les problèmes. Cependant, lorsqu'il s'agit de fractures, il existe de nombreuses

contraintes qui nécessitent des simplifications. Les matériaux sont généralement considérés comme homogènes, isotropes et présents dans un domaine de taille infinie. Les conditions aux limites peuvent être simples. Cependant, dans des situations pratiques impliquant des structures complexes et la propagation de fractures dans des formations rocheuses, il y a souvent de petites fissures soumises à des conditions limites complexes et les propriétés mécaniques sont plus complexes que celles du modèle idéal de matériau linéaire, homogène et isotrope.

Par conséquent, une analyse réaliste de la mécanique de rupture nécessite l'utilisation de méthodes numériques. La méthode des éléments finis (MEF) est largement utilisée dans les applications d'ingénierie pour résoudre ces problèmes. Cependant, la MEF présente certaines limitations, notamment en ce qui concerne la capture des champs près de l'extrémité de la fissure, où les contraintes et les déformations ne sont pas régulières, nécessitant un maillage localement raffiné. Cela entraîne une augmentation du nombre de degrés de liberté et du temps de calcul de la simulation. De plus, pour analyser la propagation des fissures, il est nécessaire de mettre à jour le maillage à chaque étape de temps, ce qui entraîne une augmentation des coûts de calcul et une perte de qualité des résultats.

En raison de ces limitations, plusieurs approches numériques ont été proposées pour l'analyse de la mécanique de rupture. L'une de ces approches est la méthode des éléments finis étendus (X-FEM), qui est devenue un outil de calcul de plus en plus important. L'X-FEM permet de modéliser la propagation des fissures en ajoutant des degrés de liberté aux nœuds des éléments coupés, sans altérer la discrétisation du domaine. Cela permet de modéliser la fissure indépendamment du maillage, ce qui évite le remaillage et le raffinement coûteux du maillage lors de la propagation de la fissure. Les nœuds entourant le point d'arrêt de la fissure sont enrichis de fonctions qui imitent le comportement asymptotique du point d'arrêt, ce qui améliore la précision du calcul des facteurs d'intensité de contrainte.

La méthode des éléments finis étendus (X-FEM) permet donc de surmonter les limitations de la méthode des éléments finis traditionnelle en ce qui concerne la modélisation de la propagation des fissures. La fissure est représentée indépendamment du maillage, et seuls les degrés de liberté spécifiques représentant la fissure et ses effets sont mis à jour lors de la simulation. Cela permet d'éviter le remaillage coûteux et de maintenir la continuité du maillage pendant la propagation de la fissure.

Dans le cas spécifique de la modélisation de la rupture, la X-FEM utilise des critères basés sur la contrainte principale maximale pour déterminer l'initiation et la propagation des fissures. Ces critères permettent de localiser les zones de concentration de contraintes et de prévoir l'emplacement où les fissures se forment et se propagent.

$$f = \{\sigma_{\max} / \sigma_{\max}^0 \text{ (IV .1)}$$

Ici, σ_{\max}^0 représente la contrainte principale autorisée maximale. Le symbole $\langle \rangle$ représente le support de Macaulay avec l'interprétation habituelle (c-à-dire),

$$\begin{aligned} \sigma_{\max} &= 0 & \text{si } \sigma_{\max} < 0 \\ \sigma_{\max} &= \sigma_{\max} & \text{si } \sigma_{\max} \geq 0 \end{aligned}$$

La contrainte de compression n'initie pas l'endommagement.

Lorsque $f \geq 0$ le critère d'amorçage est satisfait [44].

IV.1.2. Le critère de GEARING

Nous avons conçu un programme en langage FORTRAN permettant d'implémenter le critère de GEARING, ce programme calcule la zone endommagée à partir de ce critère. Le programme teste le critère d'endommagement pour chaque élément ; si ce critère est rempli, ($D > 1$), le programme élimine la rigidité de cet élément (l'élément dont le critère est atteint reste non déformé) [45, 46].

GEARING est basé sur un critère simple avec les conditions suivantes :

- la contrainte principale maximale et la moyenne des contraintes normales sont positives

$$\sigma_1 > 0 \quad , \quad \sigma = 1/2(\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3) > 0 \text{ (IV .2)}$$

- la contrainte principale maximale atteint une valeur critique dépendant de la moyenne des contraintes

$$\sigma_1 = \sigma_{X1} \text{ ou } (\sigma) > 0$$

$$\sigma_{X1} = C_1 + (C_2/\sigma) + C_3\sigma$$

Ou C_1 et C_2 et C_3 : Constantes dépend du matériau

$$\sigma_{X1} = C_1 + (C_2/\sigma)$$

Les constantes correspondent au PMMA sont :

$$C_1 = 45.60 \text{ Mpa}$$

$$C_2 = 785.56 \text{ Mpa}^2$$

Le troisième constant C_3 est nul puisque la simulation est bidimensionnelle

IV.3. Résultats de l'endommagement du ciment

IV .3.1 Critère de GEARING

La Figure 1 présente une observation intéressante de l'endommagement dans le ciment orthopédique d'une prothèse totale de hanche, utilisant le critère d'endommagement de Gearing. On peut clairement constater que l'endommagement se concentre dans la partie postérieure de la zone proximale, ce qui est une information précieuse pour comprendre la répartition des contraintes et les zones les plus vulnérables. Cette observation démontre également l'efficacité et la pertinence du critère d'endommagement de Gearing, car les contraintes principales dépassent significativement le seuil de 25 MPa, confirmant ainsi le niveau d'endommagement observé. Cette analyse renforce l'importance de prendre en compte les contraintes et l'endommagement dans la conception et l'évaluation des prothèses de hanche, afin d'améliorer leur durabilité et leur résistance aux charges mécaniques.

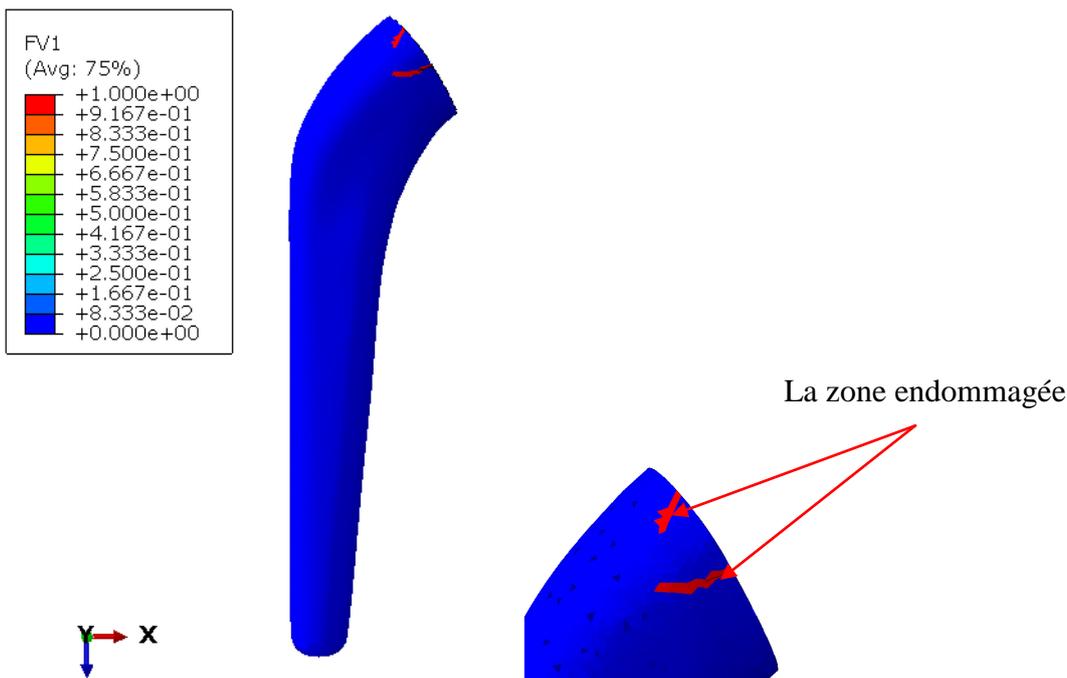


Figure .IV.1.L'endommagement du ciment dans le modèle de Charnley(CMK3)

La Figure 2 présente une observation intéressante de l'endommagement dans le ciment orthopédique d'une prothèse totale de hanche de type Osteal, en utilisant le critère d'endommagement de Gearing. Il est clairement visible que l'endommagement se concentre dans la partie latérale de la zone proximale, ce qui fournit une information précieuse sur la répartition des contraintes et les zones les plus susceptibles d'être affectées. Cette observation met en évidence

l'efficacité et la pertinence du critère d'endommagement de Gearing, car les contraintes principales dépassent largement le seuil de 25 MPa, confirmant ainsi le niveau d'endommagement observé. Cette analyse souligne l'importance de prendre en compte les contraintes et l'endommagement lors de la conception et de l'évaluation des prothèses de hanche afin d'améliorer leur durabilité et leur résistance aux charges mécaniques.

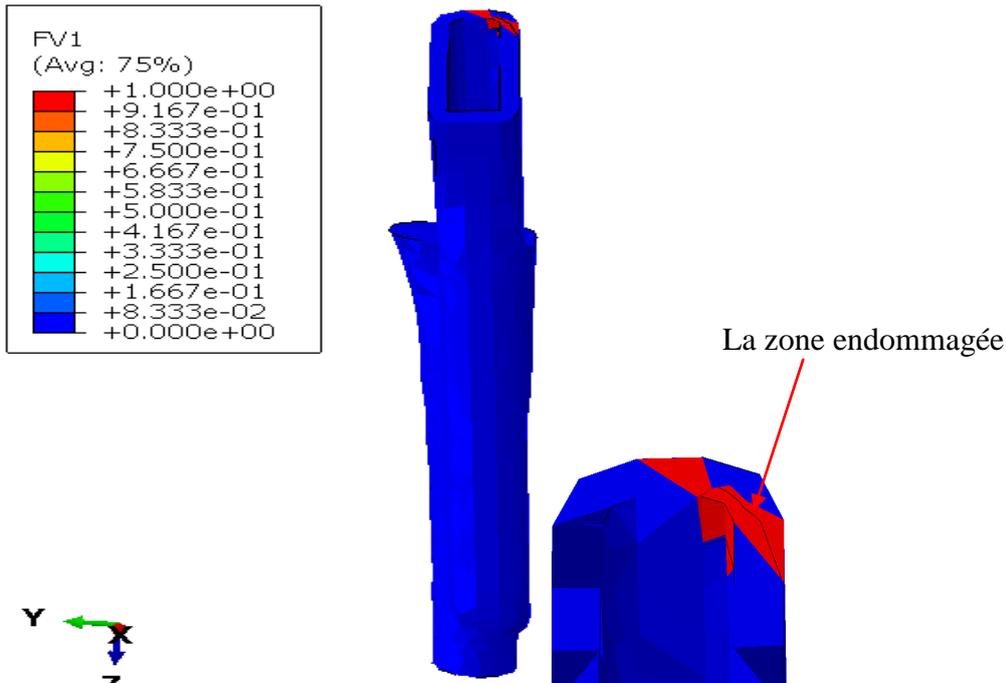


Figure .IV.2. L'endommagement du ciment dans le modèle de BM3

La Figure 3 met en évidence de manière intéressante l'endommagement dans le ciment orthopédique d'une prothèse totale de hanche de type THOMPSON, en utilisant le critère d'endommagement de Gearing. L'observation montre clairement une concentration de l'endommagement dans la partie latérale de la zone proximale, ce qui fournit des informations précieuses sur la répartition des contraintes et les zones les plus vulnérables. Cette observation confirme l'efficacité et la pertinence du critère d'endommagement de Gearing, puisque les contraintes principales dépassent significativement le seuil de 25 MPa, ce qui confirme le niveau d'endommagement observé. Cette analyse souligne l'importance capitale de prendre en compte les contraintes et l'endommagement lors de la conception et de l'évaluation des prothèses de hanche afin d'améliorer leur durabilité et leur résistance face aux charges mécaniques.

La zone endommagée

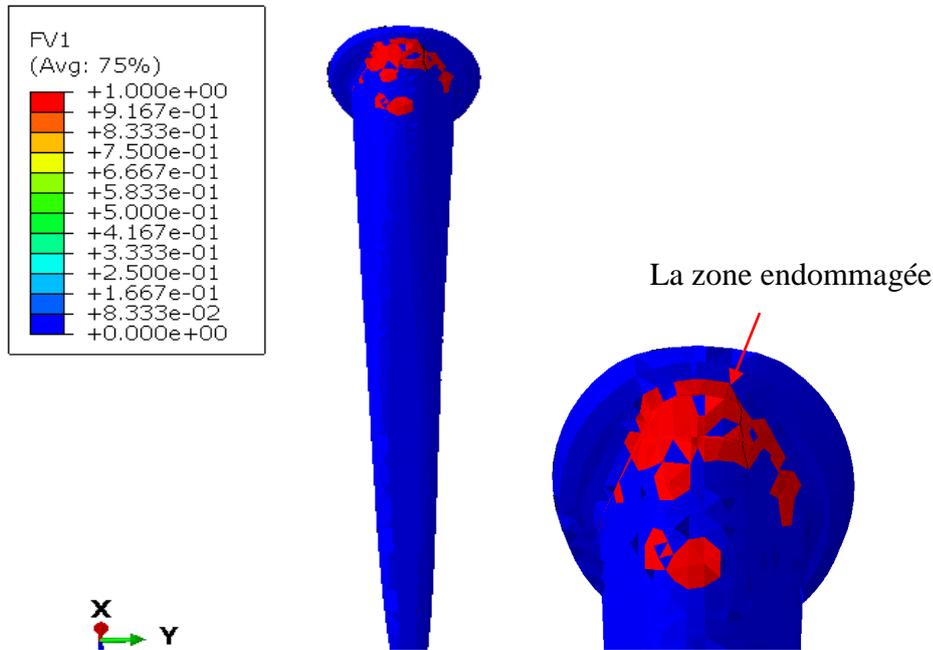
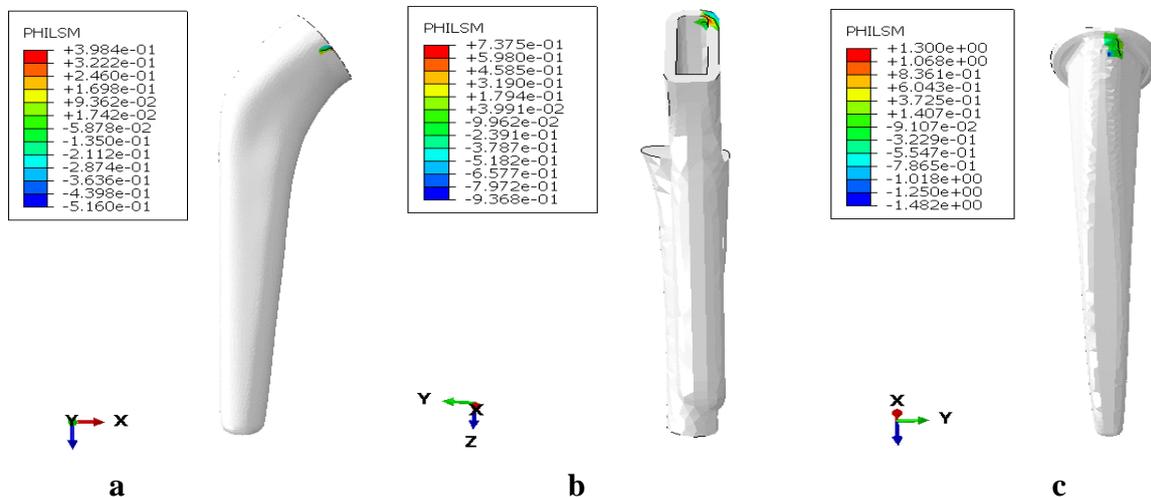


Figure .IV.3. L'endommagement du ciment dans le modèle de THOMPSON

IV .3.2 Critère de X-FEM

La Fig. 4 montre la comparaison des résultats de la simulation avec la méthode X-FEM sont très intéressants et fournissent des informations précieuses sur l'initiation et la propagation des fissures dans les trois modèles '(Charnley, Osteal et Thompson). La détection de l'amorce de la fissure dans la région proximale de la partie latérale du ciment est particulièrement significative, car cette zone est souvent soumise à des contraintes élevées lors de la charge et du mouvement de l'implant. La localisation de l'amorce de la fissure dans un plan perpendiculaire à la section du ciment suggère que des facteurs spécifiques, tels que la géométrie de l'implant et les forces appliquées, peuvent influencer la propagation de la fissure dans cette direction. Cela peut être dû à une concentration de contrainte ou à des gradients de contrainte particuliers dans cette zone.



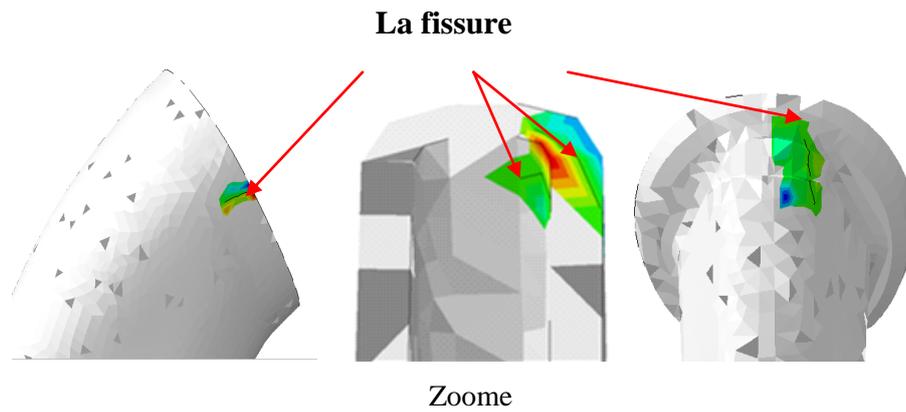


Figure .IV.4 Comparaison de la fracture du ciment orthopédique par XFEM pour trois types d'implant. (a.CMK3 ; b.BM3 ;c. Tompson)

IV .4 Conclusion

En conclusion, ces résultats soulignent l'importance de prendre en compte les contraintes et l'endommagement dans la conception et l'évaluation des prothèses de hanche. La compréhension des zones d'endommagement préférentielles et des mécanismes de propagation des fissures permettra d'améliorer la durabilité et la résistance des prothèses face aux charges mécaniques. Ces résultats ouvrent également la voie à des études plus approfondies sur les facteurs influençant la propagation des fissures et sur les stratégies de conception visant à minimiser l'endommagement dans les prothèses de hanche.

CONCLUSION GÉNÉRALE

Conclusion générale

Dans cette étude, la méthode des éléments finis a été utilisée pour comparer différents modèles de prothèses totales de hanche (Charnley, Osteal et Thompson) sous l'effet d'un trébuchement, en se concentrant sur l'endommagement et l'importance de la taille des fissures susceptibles de se former dans le ciment PMMA.

Les résultats obtenus permettent de tirer les conclusions suivantes :

- Les contraintes équivalentes de Von Mises subies par l'os sont significativement élevées, se concentrant principalement dans les parties diaphysaires et distales de l'os, incluant ses régions antérieure et postérieure.
- La partie supérieure du ciment, où l'implant est positionné, est particulièrement sensible à l'endommagement, car elle subit des contraintes primaires intenses, notamment dans la zone proximale. De plus, le ciment présente une faible tolérance aux contraintes de traction dépassant 25 MPa.
- La prothèse totale de hanche exerce une pression importante sur l'implant, en particulier dans la région proximale.
- Les mouvements du patient génèrent des charges pouvant être significatives, mais l'implant reste bien en deçà de sa limite de rupture. Cela suggère qu'il existe une marge de sécurité suffisante.
- La méthode X-FEM offre la possibilité de prédire l'amorçage et la propagation des fissures sans nécessiter une connaissance préalable de la trajectoire de la fissure.
- Pour concevoir et évaluer des prothèses de hanche, il est essentiel de prendre en compte l'impact du stress et de l'endommagement.
- Comprendre les effets de ces facteurs est primordial dans le développement de solutions prothétiques efficaces.
- L'amélioration de la durabilité et de la résistance des prothèses aux charges mécaniques passe par la compréhension des mécanismes de propagation des

fissures et des zones préférentielles d'endommagement.

En résumé, cette étude met en évidence l'importance de l'analyse des contraintes et de l'endommagement dans la conception et l'évaluation des prothèses de hanche, afin d'améliorer leur durabilité et leur résistance aux charges mécaniques.

En perspectives pour des études futures, voici quelques suggestions :

Étendre l'analyse aux autres types de prothèses de hanche : Cette étude a porté sur les modèles Charnley, Osteal et Thompson. Il serait intéressant d'inclure d'autres modèles de prothèses de hanche couramment utilisés et de comparer leurs performances mécaniques et leur résistance à l'endommagement.

Annexe

```
SUBROUTINE USDFLD(FIELD, STATEV, PNEWDT, DIRECT, T, CELENT,  
1 TIME, DTIME, CMNAME, ORNAME, NFIELD, NSTATV, NOEL, NPT, LAYER,  
2 KSPT, KSTEP, KINC, NDI, NSHR, COORD, JMAC, JMATYP, MATLAYO,  
3 LACCFLA)  
  
C  
  INCLUDE 'ABA_PARAM.INC'  
  
C  
  CHARACTER*80 CMNAME, ORNAME  
  CHARACTER*3  FLGRAY(15)  
  DIMENSION FIELD(NFIELD), STATEV(NSTATV), DIRECT(3,3),  
1 T(3,3), TIME(2)  
  DIMENSION ARRAY(15), JARRAY(15), JMAC(*), JMATYP(*),  
1 COORD(*)  
  
C  
C Absolute value of current strain:  
  CALL GETVRM('SP', ARRAY, JARRAY, FLGRAY, JRCD, JMAC, JMATYP,  
$ MATLAYO, LACCFLA)  
  P1 = ARRAY(3)  
  P2 = ARRAY(2)  
  P3 = ARRAY(1)  
  S = (P2+P3+P1)/3  
  H = (20+(150/P1))  
  D = P1/H  
  FIELD(1) = STATEV(1)  
  IF ( S .GT. 0) THEN  
    IF (D .GT.1) THEN  
      FIELD(1) = 1  
  
    END IF  
  END IF  
  
  STATEV(1) = FIELD(1)  
  
  RETURN  
  END
```

Références bibliographique

[1]NAILI Mokhtar [MODÉLISATION GÉOMÉTRIQUE D' UNE PROTHÈSE TOTALE DE HANCHE]2007

[2]Lasnamiismahanefatimazohra- BenattiaMaghnia [Simulation numérique par la méthode des éléments finis des prothèses totales de la hanche sous chargement statique et dynamique] 2021

[3]M. CHERIFI Mohamed [Etude numérique du comportement mécanique de l'interface Os/PTH]2014

[4]Bayraktar, H.H., E.F. Morgan, et al. (2004). "Comparaison de l'élastique et du rendement propriétés du tissu osseux trabéculaire et cortical fémoral humain. Journal of Biomechanics 37(1): 27-35. Vérivier.

[5]Cowin, S., 2001. Manuel de mécanique osseuse. Boca Raton, Floride : CRC Press

[6]KOCH JC. Les lois de l'architecture osseuse. Suis JAnat 1917 ; 21:177-298.

[7]Soeur R. Fractures des membres. La relation entre le mécanisme et le traitement. Bruxelles : « La clinique Orthopédique », 1981.

[8]Koch JC. Thelawsofbonearchitecture.AmJAnat 1917; 21 : 177-298.

[9] CURREY JD, BUTLER G. Les propriétés mécaniques du tissu osseux chez les enfants. J Boue joint Surg [Am] 1975 ; 79 : 8 1-89.

[10]MARQUIS P. Études sur le fémur. Bruxelles : Perron. 1945.

[11]EVANS GF. Stress et tension dans les os. Springfield : CC Thomas, 1957.

[12]Bouziane M.M., BachirBouiadjra B., Benbarek S., Tabeti M.S.H., Achour T., Finite analyse élémentaire du comportement des microvides dans le manteau de ciment de la tige de hanche cimentée : Analyse statique et dynamique, Matériaux et conception, 31, 545–550, 2010.

[13]A. RAUBER et W. Engelmann, « ElaticitatundFestigkeit der Knochen », Leipzig, 1876.

[14]W. Bonfield et P. O'connor, "La déformation anélastique et la contrainte de frottement de l'os," Mater Sci, vol. 13, pages 202-207, 1978.

[15]A. ASCENZI et F. BONUCCI, « Les propriétés en traction des ostéons simples », Anatomical. Dossier, vol. 158, pages 375-386, 1967.

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

[17]J. D. CURREY et G. BUTLER, « Les propriétés mécaniques du tissu osseux chez l'enfant », J BouejointSurg, vol. 79, pages 01-89, 1975.

[18]P. MARQUIS, « Études sur le fémur », Bruxelles : Stoop, 1945.

[19]Pr. Hammoudi-Mazouz [Biomécanique de l'Os].

[20] BURSTEIN AH, REILLY DT, FRANKEL VH. Caractéristiques de défaillance de l'os et de l'ostéon. Kenedi RM éd. Perspectives en génie biomédical Londres : The MacMillan press, 1973 ; 131-134 .

[21]BLAIMONT P, HALLEUX P, OPDECAM P, COUTELIER L. Réaction du tissu osseux aux contraintes de vissage. Acta OrthopBelg 1973 ; 39 :393-42.

[22] BELGHERRAS MOHAMMED ELNEDHIR [Comportement mécanique du ciment orthopédique sous chargement dynamique].

[23]PIERRE-YVES ZAMBELLI, BRIGITTE JOLLES, L'arthroplastie de hanche au quotidien, Hôpital Orthopédique de la Suisse Romande, Lausanne., 2006.

[24]DJABA Faiza [FROTTEMENT ET USURE DES TETES PROTHETIQUES] 2009.

[25]Docteur Franck SCHAISON, La prothèse totale de hanche.

[26]Informations concernant LES PROTHESES TOTALES DE HANCHE (Prendre sa décision, guide pratique).

[27] M. SALAH Hichem [Analyse de la distribution des contraintes dans les prothèses totales de hanche type : « CMK3 » & « BM3 »

[28] ABAQUS/Version standard 6.13-1. (2013), "Manuel de l'utilisateur de l'analyse", DassaultSystèmesSimulia Corporation, Providence, RI, Hibbitt, Karlsson, Sorensen. Manuel Abaqus 6.13.1

[29] Monif, M.M. (2012), "Étude par éléments finis sur les contraintes équivalentes prédites dans l'articulation de la hanche artificielle", Journal of Biomedical Science and Engineering, 5, 43-51.doi

[30] Darwich, S.M. et Al-Samhan, A.M. (2009), "Optimisation des paramètres de l'articulation de la hanche artificielle", Mat.-wiss. tu. Werkstofftech, 40(3), 218-223.doi

[31] WOLFF J. DasGezetez der Transformation des Knochen. Berlin :Hirschwald, 1892

[32] RAUBER A. Elaticitat und Festigkeit der Knochen. Leipzig: W. Engelmann, 1876

BONFIELD Baguette LIC J-I. Anisotropie du flux non élastique dans l'os. JappiPhys 1967; 38:2450-2455

[33] Nordin M, Frankel V. Biomécanique de base du système musculo-squelettique. 3e éd. Maryland:Éditeur; 2001

[34] Gilbey H, Ackland T, Wang A, Morton A, Troughet T, Tapper J. L'exercice s'améliore tôtrécupération fonctionnelle après prothèse totale de hanche. ClinOrthopRelat Res 2003; 408 : 193-200.

[35] Bouziane M.M., BachirBouiadjra B., Benbarek S., Tabeti M.S.H., Achour T., Finite analyse élémentaire du comportement des microvides dans le manteau de ciment de la tige de hanche cimentée :Analyse statique et dynamique, Matériaux et conception, 31, 545–550, 2010

[36] Trudelle-Jackson E, Smith S. Effets d'un programme d'exercices en phase tardive après arthroplastie : un essai contrôlé randomisé et. Arch of Phys Med Rehabil 2004; 85 : 1056-62.

[37] Bergmann, G. (2001), « HIP98 », Université libre, Berlin : ISBN 3-9807848-0-0.doi

[38] Documentation ABAQUS version 6.17

[39] CHERFI MOHAMED [MODÉLISATION DE L'ENDOMMAGEMENT AUTOUR D'UNE INCLUSION OSSEUSE DANS LE CIMENT ORTHOPÉDIQUE D'UNE PROTHÈSE TOTALE DE LA HANCHE]

[40] Jan Stolk a, Nico Verdonschot a,* , Bruce P. Murphy, (2004), Finiteelement simulation of anisotropic damage accumulation and creep in acrylicbonecement, *Engineering Fracture Mechanics*71 (2004) 513–528.

[41] Amos Race, Mann Musculoskeletal, (2008), Modified PMMA cement (Sub-cement) for accelerated fatigue testing of cemented implant constructsusingcadavericbone, www.elsevier.com/locate/jbiomech www.JBiomech.com. Institute for Human Performance (3217), SUNY UpstateMedicalUniversity, 750 East Adams Street, Syracuse, NY 13210, USA journal homepage.

[42] A May-Pat, JM Cervantes-Uc, SG Flores-Gallardo, (2013), Essential work of fracture: An approach to study the fracture behavior of acrylicbonecementsmodifiedwithcomonomerscontaining amine groups, *PolymerTesting*, Volume 32, Issue 2, April 2013, Pages 291–298.

[43] D. Ouinas, B. Bachir Bouiadjra, B. Serier, N. Benderdouche, A. Ouinas, *Comput. Mater. Sci.* 45 (2009) 443–448

[44] ABAQUS/Version standard 6.13-1. (2013). Manuel d'utilisation de l'analyse, Dassault Systèmes Simulia Corporation, Providence, RI, 2013. Hibbitt, Karlsson, Sorensen. Manuel Abacus 6.13.1

[45]Gearing, B.P., &Anand, L. (2004). Sur la modélisation de la déformation et de la réponse à la fracture des polymères vitreux en raison du cisaillement et de la fissuration. *Revue internationale des solides et structures*, 41(11), 3125-3150

[46]Oxborough, R.J., &Bowden, P.B. (1973). Un critère général de déformation critique pour le craquelage dans les polymères vitreux amorphes.*Revue philosophies*, 28(3), 547-559.