



الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

République Algérienne Démocratique et Populaire

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieure et de la Recherche Scientifique

جامعة وهران 2 محمد بن أحمد

Université d'Oran 2 Mohamed Ben Ahmed

معهد الصيانة و الأمن الصناعي

Institut de Maintenance et de Sécurité Industrielle

Département de Maintenance en Electromécanique

MÉMOIRE

Pour l'obtention du diplôme de Master

Filière : Génie Industriel

Spécialité : Maintenance – Fiabilité – Qualité

Thème

Analyse du comportement de la prothèse totale de hanche in-vivo

Présenté et soutenu publiquement par :

HAMADI Fethi

TSOUGHLI Hicham

Devant le jury composé de :

Nom et prénom	Grade	Etablissement	Qualité
M.CHAREF Djillali	MCB	Université d'Oran 2	ENCADREUR
Mme.MESSABIH Fatima	MCB	USTO MB	CO-ENCADREUR
M.ADJELOUA Abdelaziz	MCB	Université d'Oran 2	PRESIDENT
M.BACHIR BOUIADJRA Bachir	MCB	Université d'Oran 2	EXAMNATEUR

Année universitaire 2021-2022

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

Remerciements

Au terme de la rédaction de ce mémoire, nous tenons à remercier Dieu qui nous a aidés à mener à terme cette recherche, on nous donnant la force de passer à travers toutes les épreuves et les découragements.

Nous tenons également à exprimer nos vifs remerciements à notre professeur encadrant de mémoire de fin d'études : Ms « CHAREF Djilali » pour ces précieux conseils et ses aides durant les études et la réalisation de ce travail.

Nous tenons à remercier très chaleureusement et nos profondes gratitude, aux membres du jury qui feront l'honneur d'évaluer ce travail de fin d'études.

Nous exprimons aussi notre sincère reconnaissance aux ingénieurs pour l'aide, la disponibilité et les orientations tout au long de notre stage. A toute personne qui de près ou de loin a contribué à la réalisation de ce travail.

En fin Mes remerciements vont à ma famille pour son soutien morale et financière.

Dédicaces

*Je dédie ce modeste travail à ma très chère **mère**, à mon **père** que j'adore, et ma **sœur** et mes **frères**. Que Dieu leur donne longue vie et une bonne santé.*

Pour tous les membres de la famille, Que Dieu les garde et le protège.

A tous mes amis et tous les étudiants de l'Institut de Maintenance et de Sécurité Industrielle. Je leur souhaite à tous de très beaux succès dans la vie.

ملخص

يعد تصميم الاطراف الاصطناعية المشتركة لمفصل الورك عملية معقدة تتطلب التعاون بين المهندسين والجراحين. يجب أن يتعامل مصممو نظام الزرع مع القضايا المتعلقة بالمواد الحيوية وكذلك الميكانيكا الحيوية ، بما في ذلك القوى المختلفة التي يتم إنشاؤها في الجسم الحي ويتم تطبيقها على الغرسات ، ونقل الحمل عند واجهة مكونات PTH. يتم استخدام الفواصل الأسمنتية بشكل متزايد. في هذه الدراسة ، تم استخدام طريقة العناصر المحدودة ثلاثية الأبعاد (FEM) لتحليل السلوك الميكانيكي لفاصل الأسمنت العظمي المقوى (PMMA) عن طريق حساب أقصى إجهاد. أحد أهم العوامل في تصميم التعزيز هو تقليل الضغط الواقع على إسمنت العظام وعظم الفخذ. تم استخدام التصميم التجريبي لتحسين الخواص الميكانيكية للمكونات. في هذه الدراسة ، فإن الخصائص الميكانيكية للمكونات هي تلك الخاصة بطرف مفصل جديد للورك وبالتالي تعتبر المواد مرنة وخطية. يتم تحليل ضغوط Von Mises من خلال المكونات وعلى وجه التحديد في المناطق الأكثر ضغطاً. يسمح لنا هذا التحليل بتحديد تأثير المادة على أداء الأطراف الاصطناعية المقواة. يمكن أن يساعد ذلك المصممين على تحسين جودة الأطراف الاصطناعية ومثابقتها. في المنظور ، يمكن استخدام XFEM لتحليل سلوك الكسر للأطراف الاصطناعية المقواة بقضبان التيتانيوم الصلب والسيراميك والفولاذ المقاوم للصدأ.

الكلمات المفتاحية : التحسين، تقويم مفاصل الورك بالكامل، سبايسر ، العناصر المحددة ثلاثية الأبعاد، اباكيس

Résumé

La conception des PTH est un processus complexe qui nécessite une coopération entre les ingénieurs et les chirurgiens. Les concepteurs de systèmes implantaires doivent faire face aux problèmes liés aux biomatériaux ainsi qu'à la biomécanique, y compris les différentes forces qui sont générées in vivo et appliquées sur les implants, et la transmission de la charge à l'interface des composants de la PTH. Les spacers en ciment sont de plus en plus utilisés. Dans cette étude, la méthode tridimensionnelle des éléments finis (FEM) est utilisée pour analyser le comportement mécanique du spacer renforcé du ciment osseux (PMMA) en calculant la contrainte maximale. L'un des facteurs le plus important dans la conception de renforcement est de réduire les contraintes sur le ciment osseux et le fémur. La conception expérimentale a été utilisée pour optimiser les propriétés mécaniques des composants. Dans cette étude, les propriétés mécaniques des composants sont ceux d'une nouvelle prothèse total de hanche et donc les matériaux sont considérés élastique, linéaire. Les contraintes de von Mises sont analysées tout au long des composants et plus précisément dans les zones les plus fortement sollicitées. Cette analyse nous permet de déterminer l'effet du matériau sur les performances des prothèses renforcées. On peut ainsi aider les concepteurs à améliorer la qualité et la durabilité des prothèses. En perspective, la XFEM peut être utilisé pour analyser le comportement à la rupture des prothèses renforcées par des tiges pleines en titane, en céramique et en acier inoxydable

Mots-clés : optimisation, arthroplastie totale de la hanche, spacer, **MEF**, Abaqus.

Abstract

The design of THAs or the hip joint prostheses is a complex process that requires cooperation between engineers and surgeons. Implant system designers must deal with issues related to biomaterials as well as biomechanics, including the various forces that are generated in vivo and applied to the implants, and the transmission of load at the interface of the components of the PTH. Cement spacers are increasingly used. In this study, the three-dimensional finite element method (FEM) is used to analyze the mechanical behavior of the reinforced bone cement (PMMA) spacer by calculating the maximum stress. One of the most important factors in reinforcement design is to reduce the stresses on the bone cement and the femur. The experimental design was used to optimize the mechanical properties of the components. In this study, the mechanical properties of the components are those of a new total hip prosthesis and therefore the materials are considered elastic, linear. Von Mises stresses are analyzed throughout the components and specifically in the most heavily stressed areas. This analysis allows us to determine the effect of the material on the performance of the reinforced prostheses. This can help designers to improve the quality and durability of prostheses. In perspective, XFEM can be used to analyze the fracture behavior of prostheses reinforced with solid titanium, ceramic and stainless steel rods.

Keywords: Optimization, Total hip arthroplasty, Spacer, FEM, Abaqus.

Sommaire

Remerciements

Dédicaces

Introduction générale _____ 1

Chapitre I: Les Prothèses dans le corps humain

I.1: Introduction _____ 2

I.2: L'articulation de la hanche _____ 3

I.2.1: Anatomie _____ 3

I.2.2. Muscle grand adducteur _____ 5

I.2.2.1. Faisceau supérieur _____ 5

I.2.2.2. Faisceau moyen _____ 5

I.2.2.3. Faisceau inférieur _____ 6

I.2.3: Mouvements _____ 7

I.2.4: Structure du tissu osseux _____ 8

I.3: Biomécanique de la prothèse _____ 9

I.3.1: Présentation de la prothèse totale de hanche (cimenté) _____ 9

I.3.2: Mise en œuvre _____ 10

I.3.3: Historique de la prothèse totale de hanche _____ 13

I.4: Composition d'une PTH _____ 17

I.4.1: Les matériaux _____ 18

I.4.2: Les couples de frottement _____ 18

Chapitre II : Etude sur le Ciment osseux (Ciment polymère PMMA)

II.1. Introduction _____ 21

II.2. Comportement de ciment osseux _____ 21

II.2.1. Caractéristiques du ciment osseux _____ 21

II.2.1.1. Le poly méthacrylate de méthyle (PMMA) _____ 22

II.2.1.2. Constituants du ciment osseux _____ 22

II.2.1.3. Méthode de préparation du ciment osseux _____ 24

II.2.2. Poudre de polymère _____ 24

II.2.2.1. Propriétés rhéologiques _____ 24

II.2.2.2. Propriétés thermiques _____ 29

II.2.2.3: Propriétés mécaniques	30
II.2.2.3.1: Rigidité	31
II.2.2.3.2: Les propriétés de flexion	31
II.2.2.3.3: Module d'élasticité dynamique	31
II.2.2.4: Propriétés chimiques	32
II.3: Complications chirurgicales	34

Chapitre III : Géométrie de la prothèse totale de hanche

III. Introduction	37
III.2. Généralité sur le code de calcul ABAQUS	37
III.2.1. ABAQUS/Standard	37
III.2.2. ABAQUS/Explicit ABAQUS/ Explicite	38
III.2.3. ABAQUS/CAE	38
III.3. Les différents fichiers pour la simulation sous Abaqus	39
III.3.1. Fichier d'entrée (Input file)	39
III.3.1.1. Extension .inp	39
III.3.1.2. Génération du fichier .inp	39
III.3.2. Fichier de résultats (output file)	39
III.3.2.1. Extension .odb	39
III.4. Autres fichiers créés par Abaqus lors de la simulation	39
III.5. Organisation de l'interface Abaqus CAE (complète Abaqus environnement)	39
III.6. Les module	40
III.7. Types de maille (mesh)	41
III.7.1. Bidimensionnelle	41
III.7.1.1. Triangle	41
III.7.1.2. Quadrilatère	41
III.7.2. Tridimensionnelle	42
III.7.2.1. Tétraèdre	42
III.7.2.2. Pyramide	42
III.7.2.3. Hexaèdre	42
III.8. Décider du type de maillage	43

III.8.1. Basé sur le volume équilatéral	44
III.8.2. Basé sur l'écart par rapport à l'angle équilatéral normalisé	44
III.8.3. Biais équiangulaire	44
III.9. Techniques de génération de maillage sur ABAQUS	45
III.9.1. Présentation le modèles de PTH	45
III.10. Modèles Numérique tridimensionnels de PTH	46
III.11. Les propriétés du matériau	47
III.12. Chargement et conditions aux limites	48
III.13. Les activités simulées	49
III.13.1. L'activité de la marche	50
III.13.2. La montée et la descente des escaliers	52
III.13.3. S'asseoir et se lever	54

Chapitre IV : Analyses des résultats obtenus par la simulation numérique

IV.1. Introduction	55
IV.2. Simulation numérique	55
IV.3. Résultat de la simulation	55
IV.4. Distribution des contraintes de Von Mises	57
IV.4.1. La marche lente	57
IV.4.2. La marche normale	61
IV.4.3. La marche rapide	65
IV.5. Comparaison du comportement de PTH entre les trois activités du patient	68
IV.6. Analyse de la contrainte sur les quatre faces dans la Tige fémorale et le ciment polymère PMMA	70
IV.6.1 les quatre faces dans le ciment polymère PMMA	71
Conclusion générale	76

Liste des figures

Figure I.1: Extrémité proximale du fémur

Figure I.2: Ligaments de l'articulation de la hanche saine

Figure I.3: (A) Muscle troisième adducteur, (B) Le muscle grand adducteur.

Figure I.4: Plans anatomiques et degrés de liberté de l'articulation de la hanche

Figure I.5: Schéma d'un os long (humérus) partiellement sectionné

Figure I.6: Présentation schématique d'une PTH

Figure I.7: Eléments constituant une prothèse totale de hanche

Figure I.8: Implantation d'une prothèse totale de hanche cimentée

Figure I.9: Prothèse Totale de Hanche

Figure I.10: Prothèse totale de hanche cimentée

Figure I.11: Prothèse Totale de Hanche

Figure II.1: Structure moléculaire du MMA et du PMMA

Figure II.2: Composants d'un ciment osseux commercial

Figure II.3: Préparation du ciment (a) à la main et (b) sous vide

Figure II.4: Relation entre la taille moyenne des billes de PMMA-D(μm)- et la taille maximale

Figure II.5: Fractures courantes de la hanche lors d'incidents peropératoires indésirables

Figure III.1 : Structure d'une analyse sous Abaqus [62]

Figure III.2 : Organisation d'abaqus [63]

Figure III.3 : Réalisation de la mise en données d'un problème

Figure III.3: Formes cellulaires bidimensionnelles de base

Figure III.4 : Formes cellulaires tridimensionnelles de base

Figure III.5 : Asymétrie (skewness) basée sur le volume équilatéral

Figure III.6 : Représente l'asymétrie d'un quadrilatère

Figure III.7 : Changement de saut en douceur et large

Figure III.7 : PTH sur la Corps du patient

Figure III.7: Maillage par éléments finis de prothèse de hanche : Prothèse implantée, Spacer, Renfort plat, fémur (de gauche à droite)

Figure III.8: Maillage Tétraèdre par éléments finis dans la tige fémorale

Figure III.9: Assemblage de prothèse totale de hanche avec le fémur

Figure III.10. Forces appliquées sur l'assemblage os-prothèse

Figure III.11: représentation d'un cycle de marche

Figure III.12: (a) décomposition des efforts exercés sur la tête fémorale pendant un cycle d'une marche lente.

Figure III.13 : marcher en portant un poids de 10kg symétriquement répartie sur les deux bras [78]

Figure III.14 : (a) Décomposition des efforts exercés sur la tête fémorale pendant un cycle montée des escaliers (b) Efforts exercés sur la tête fémorale, lors de la montée et la descente des escaliers

Figure III.15 : Illustration de l'activité de la descente des escaliers [78]

Figure III.16 : (a) Efforts exercés sur la tête fémorale, lors de l'activité de s'asseoir et se lever d'une chaise [79] (b) Illustration de l'activité de s'asseoir sur une chaise.

Figure IV.1: les forces (a) et le moment (b) appliqués en marche lente (ML)

Figure IV.2: les forces (a) et le moment (b) appliqués en marche normale (MN)

Figure IV.3: les forces (a) et le moment (b) appliqués en marche rapide (MR)

FigureIV.4: emplacement les forces F_{xyz} et les moments M_{xyz} sur le modèle élément finis

FigureIV.5: les forces F_{xyz} et le moment M_{xyz} appliqués en marche lente pour un cycle de 1.4s

FigureIV.6: Répartition des contraintes de Von Mises dans l'os en activité marche lente, (A) le PTH, (B) os cortical, (C) os spongieux (D) ciment polymère PMMA, (E)Tige fémorale

FigureIV.7: Répartition des contraintes de Von Mises dans la tige fémorale en activité marche lente

FigureIV.8: Répartition des contraintes de Von Mises dans le ciment polymère PMMA en activité marche lente

Figure IV.9: Répartition des contraintes de Von Mises dans l'Os spongieux en activité marche lente

Figure IV.10: Répartition des contraintes de Von Mises dans l'Os cortical en marche lente

Figure IV.11: Les niveaux de la contrainte atteinte dans le PTH en activité marche lente

Figure IV.12: à gauche: concentration d'éléments à haute contrainte au bord du trou chirurgical,

Figure IV.13: les forces F_{xyz} et le moment M_{xyz} appliqués en marche normale pour un cycle de 1.4s

Figure IV.14: Répartition des contraintes de Von Mises dans l'os en activité marche normale, (A) le PTH, (B) os cortical, (C) os spongieux (D) ciment polymère PMMA, (E) Tige fémorale

Figure IV.15: Répartition des contraintes de Von Mises dans la tige fémorale en activité marche normale

Figure IV.16: Répartition des contraintes de Von Mises dans le ciment polymère PMMA en activité marche normale

Figure IV.17: Répartition des contraintes de Von Mises dans l'Os spongieux en activité marche normale

Figure IV.18: Répartition des contraintes de Von Mises dans l'Os cortical en marche normale

Figure IV.19: Les niveaux de la contrainte atteinte dans le PTH en activité marche normale

Figure IV.20: concentration d'éléments à haute contrainte sur l'os cortical en marche normale

Figure IV.21: les forces F_{xyz} et le moment M_{xyz} appliqués en marche rapide pour un cycle de 1.1s

Figure IV.22: Répartition des contraintes de Von Mises dans l'os en activité marche rapide, (A) le PTH, (B) os cortical, (C) os spongieux (D) ciment polymère PMMA, (E) Tige fémorale

Figure IV.23: Répartition des contraintes de Von Mises dans la tige fémorale en activité marche rapide

Figure IV.24: Répartition des contraintes de Von Mises dans le ciment polymère PMMA en activité marche rapide

Figure IV.25: Répartition des contraintes de Von Mises dans l'Os spongieux en activité marche rapide

Figure IV.26: Répartition des contraintes de Von Mises dans l'Os cortical en marche rapide

Figure IV.27: Les niveaux de la contrainte atteinte dans le PTH en activité marche rapide

Figure IV.28: comportement de PTH entre les trois activités

Figure IV.29: gastrconemius muscle.

Figure IV.30: Os spongieux

Figure IV.31: les trous chirurgicaux

Figure IV.32: chemin frontale du ciment polymère PMMA

Figure IV.33: chemin arrière du ciment polymère PMMA

Figure IV.34: chemin droite du ciment polymère PMMA

Figure IV.35: chemin gauche du ciment polymère PMMA

Figure IV.36: chemin frontale de la tige fémorale

Figure IV.37: chemin arrière de la tige fémorale

Figure IV.38: chemin droite de la tige fémorale

Figure IV.39: chemin gauche de la tige fémorale

Figure IV.40: la variation de la contrainte longueur de chemins passante par quatre faces sur le ciment polymère PMMA

Figure IV.41: la variation de la contrainte longueur de chemins passante par quatre faces sur La tige fémorale

Liste des tableaux

Tableau II.1: Temps de prise et température maximale pour les ciments de différentes distributions granulométriques et différentes concentrations d'activateur et d'initiateur

Tableau II.2. Les constituants commerciaux de ciment osseux

Tableau III.1. Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour le modèles éléments finis

Tableau III.2. La charge sur le PTH

Liste des acronymes

UHMWPE	Ultra High Molecular Weight Poly Ethylene
PTH	prothèse totale de hanche
PMMA	Polyméthylméthacrylate
MMA	Methyl methacrylate
MF	rapport de la contrainte
RF	la résistance à la flexion
EMA	Ethyl methacrylate
BuMA	Buthyl methacrylate
MA	Methyl acrylate
EA	Ethyl acrylate
BPO	Benzoyl peroxide
DMTA	N, N \ dimethyl-4-toluidine
HQ	Hydroquinone
BaSO₄	Barium sulfate
ZnO₂	Zirconium oxide
PVP	Percutaneous verteb
ϕ	fraction volumique
ϕ_m	fraction volumique maximale
η	viscosité
η_s	viscosité du fluide en suspension
[η]	Viscosité intrinsèque
α	Pourcentage de la population de petites particules (<40 μ m)
β	Population pour grosses particules (>75 μ m)
t_{ans}	Temps que la viscosité augmente rapidement
CCR	Taux de guérison critique
T_{max}	Température maximale
t_{set}	Temps de prise

Introduction générale

Introduction générale

Le remplacement de l'articulation de la hanche (prothèses totales de hanche ou PTH) est aujourd'hui l'une des opérations orthopédiques les plus reconnues, elle était réservée pendant longtemps à des âges des opérations récentes de l'articulation majeure. De nos jours, l'arthroplastie de la hanche est proposée même pour les sujets jeunes dans le cadre de l'ostéonécrose avec fracture de la tête fémorale le plus souvent. Pour les sujets jeunes, la repousse osseuse est tellement accélérée qu'il est préférable d'utiliser une prothèse de hanche non cimentée, or la plus part des personnes nécessitant ce genre d'interventions sont des qu'alésé la qualité personés' l? Prothèse totale de hanche cimentée, ou le ciment est essentiel à la fixation d'implant à l'os, il est censé assurer trois fonctions préliminaires à savoir la bio compétence, la bio - antibois. En effet, l'apparition du PMMA a révolutionné le monde des bio-prothèses, une utilisation répondue en stomatologie (prothèses dentaires) ainsi qu'en traumatologie telle que les différentes prothèses (épaule, genou, hanche, tibia ect.).

Ce nouveau matériau a des avantages innombrables comparativement aux autres matériaux classiques, parmi lesquels on peut citer la biocompatibilité, la bio compétence, l'apport d'antibiotique, la bio - tolérance du tissu humain, ainsi que son faible niveau de toxicité et même le transfert de cellules ostéogéniques assuré par certains types de ciment orthopédique. En revanche, ses inconvenantes majeures sont son comportement et ses propriétés mécaniques, cette anomalie conduit à de lourdes conséquences dans les prothèses cimentées où, à ce stade, le patient nécessitera un ré-intervention chirurgicale à haut risque. En effet le désavantage principale du ciment orthopédique est sa durée de vie estimée au mieux d'une quinzaine d'années et ce dans des conditions d'utilisation idéales, mais dans la vie quotidiennes des patient, il se trouve qu'il y est des anomalies lors de la pratique des activités telles que la chute, les trébuchements, les sur chargements de la prothèse survenant lorsque les sujets portent une charge ou éventuellement exercent des activités proscrites. Ces conditions contribuent à la réduction de la durée de vie de ce liant orthopédique en atténuant ces propriétés mécaniques.

Dans cette étude, nous allons faire une étude approfondie sur l'ensemble des composants de PTH et ses problèmes constitutifs et essayer d'analyser le comportement de PTH et découvrir parmi certains des problèmes pouvant entraîner l'échec de ce type d'opération à l'aide du logiciel de simulation ABAQUS.

Chapitre I

Les Prothèses dans le corps
humain

I.1. Introduction

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

Cette prothèse est destinée à remplacer et restaurer une fonction mécanique défectueuse dans l'organisme. La prothèse en chirurgie arthroplastique vise le plus souvent à remplacer des articulations (hanche, genou, épaule), parfois des tendons ou ligaments. Une prothèse totale de hanche (PTH) remplace l'articulation du bassin, elle se compose de deux parties :

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

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

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

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

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

La fixation de cette pièce est assurée par un ciment appelé PMMA (polyméthacrylate), un polymère qui se solidifie en quelques minutes. La charge supportée par la prothèse va se Transmettre à l'os par l'intermédiaire de ce polymère; ce dernier est donc sollicité

Mécaniquement par sa nature fragile et par ces faibles propriétés mécaniques, le ciment est le maillon faible de la chaîne de transfert de charge implant-ciment-os.

I.2. L'articulation de la hanche

I.2.1. Anatomie

L'articulation de la hanche ou articulation coxo-fémorale est une articulation de type sphérique (énarthrose) à 3 degrés de liberté. Elle est constituée d'une tête fémorale logée dans une cavité semi-sphérique, l'acétabulum.

On distingue sur la partie proximale du fémur la diaphyse, le col fémoral et la tête (Figure I.1). L'union du col avec le corps du fémur est marquée par la ligne inter trochantérienne sur la face antérieure et par la crête inter trochantérienne sur la face postérieure. L'angle formé par le col fémoral et l'axe de la diaphyse est l'angle cervico-diaphysaire. Sa valeur est de l'ordre de 130° [1]. Deux tubérosités, siège des insertions des muscles du bassin sur le fémur, se distinguent ; une en interne, le petit trochanter et la deuxième en externe, le grand trochanter. Pour le sujet normal, le fémur se positionne dans la cotyle du bassin avec un angle de déclinaison de 10° en avant du plan frontal.

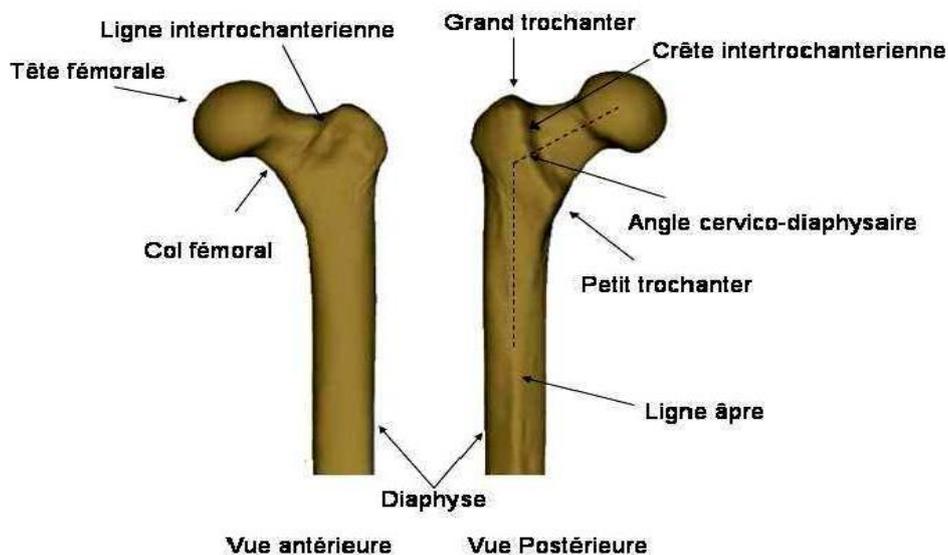


Figure I.1. Extrémité proximale du fémur

La tête fémorale est une portion de sphère ($2/3$) de 25 mm de rayon et de 240° d'ouverture angulaire. Le maintien de la tête dans l'acétabulum et sa stabilité sont assurés par la profondeur de l'acétabulum, le centrage de la tête, la pression intra-articulaire négative et les ligaments et les muscles péri-articulaires.

Le cartilage amortit les efforts et répartit leur transmission dans l'articulation ; il permet le glissement des os les uns sur les autres. Les muscles apportent la puissance à la hanche et à la jambe pour bouger et les tendons rattachent les muscles aux os. Cette articulation est stabilisée par des ligaments puissants (Figure I.2) :

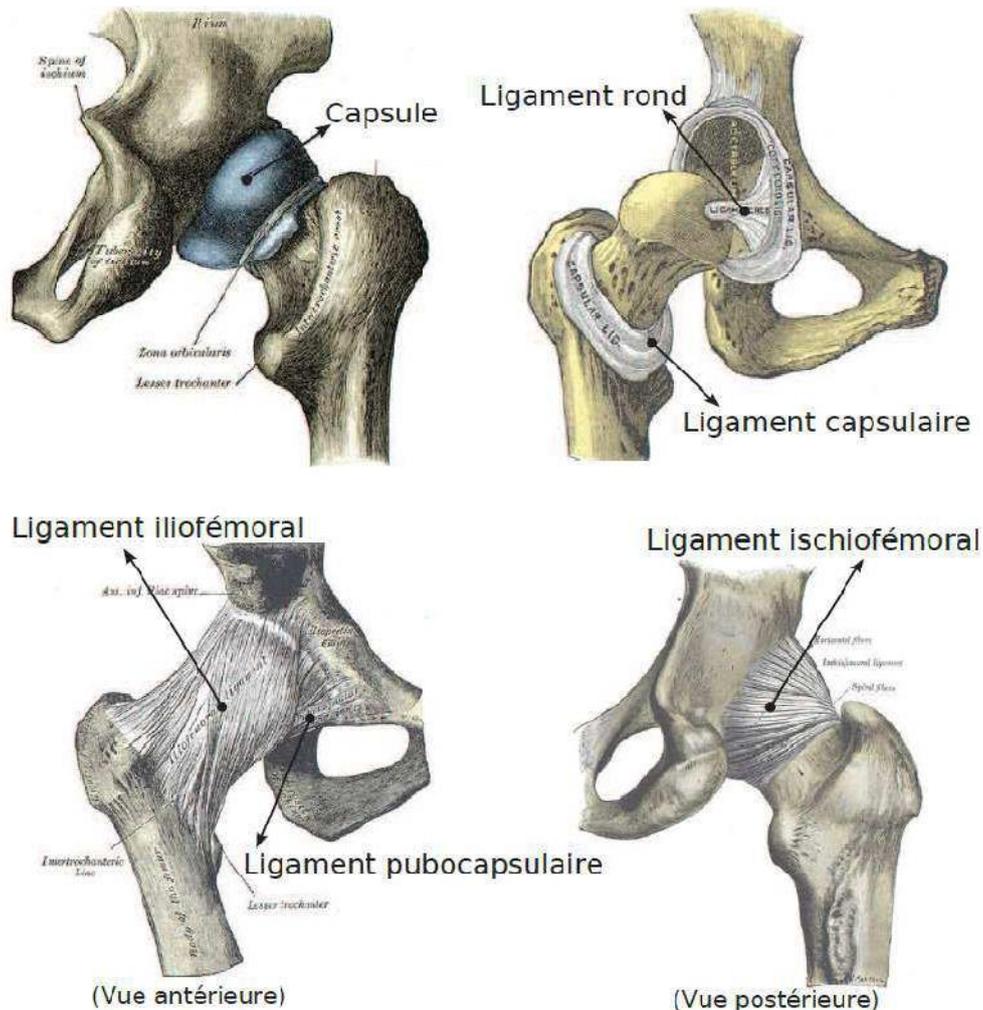


Figure I.2. Ligaments de l'articulation de la hanche saine

–La capsule articulaire ou ligament capsulaire. La capsule articulaire est une enveloppe fibreuse et élastique qui entoure l'articulation. La surface externe est rugueuse à l'échelle microscopique. A l'intérieur elle est tapissée de façon souple mais continue, par une délicate doublure : la synoviale. La capsule articulaire contribue, avec les ligaments, à assurer la stabilité de l'articulation.

–Le ligament pub capsulaire.

–Le ligament ilio fémoral. C'est le ligament le plus puissant du corps humain. Il est attaché à la capsule articulaire et la renforce.

–Le ligament de la tête fémorale ou ligament rond. Il relie la tête du fémur au fond de la cotyle. Il est couvert par la membrane synoviale. Sa résistance varie énormément d'une personne à l'autre. Ce ligament est en tension quand la cuisse est en flexion et adduction. Il contribue à la vascularisation de la tête.

–Le ligament ischion capsulaire.

–Le ligament glénoïdien: c'est un anneau fibro cartilagineux attaché à l'acetabulum qui forme un cercle complet entourant la tête fémorale en le stabilisant.

I.2.2. Muscle grand adducteur

I.2.2.1. Faisceau supérieur

-Insertion haute : il s'insère sur la partie moyenne de la face externe de la branche ischio-pubienne de l'os coxal.

-Trajet : il se dirige en dehors presque horizontalement en avant du faisceau moyen, formant un corps triangulaire tordu sur lui-même.

-Insertion basse : il s'insère par une lame tendineuse sur la partie haute du tiers moyen de la lèvre externe de la ligne âpre et sur la partie basse de la lèvre externe de la portion supérieure de la ligne âpre, en dedans de la crête du muscle grand glutéal. Le muscle grand adducteur (Musculus Adductor Magnus) ou muscle troisième adducteur est un muscle appartenant à la loge interne ou médiale de la cuisse. Il est composé de trois chefs (ou faisceaux): supérieur, moyen et inférieur.

I.2.2.2. Faisceau moyen

-insertion proximale : il s'insère à la partie postérieure de la face externe de la branche ischio-pubienne et sur la face antérieure de la tubérosité ischiatique de l'os coxal.

-Trajet : il descend en dehors, formant un corps triangulaire.

-Insertion distale : il s'insère par une lame tendineuse sur la partie du tiers moyen de la lèvre externe de la ligne âpre en dessous du faisceau supérieur. Son insertion sur la ligne âpre est interrompue par une série d'arcades fibreuses qui livrent passage aux différentes artères perforantes venant de l'artère profonde de la cuisse. Une arcade fibreuse relie la partie basse de l'insertion du faisceau moyen sur la ligne âpre à l'insertion du faisceau inférieur sur le tubercule

du grand adducteur. Cette arcade (appelée arcade du grand adducteur) laisse passer l'artère fémorale qui change alors de nom et devient artère poplitée.

I.2.2.3. Faisceau inférieur

-Insertion haute : il s'insère sur la face postéro-externe de la tubérosité ischiatique et la partie moyenne de la face externe de la branche ischio-pubienne de l'os coxal.

-Trajet : il descend sensiblement à la verticale en arrière du faisceau moyen.

-Insertion basse : il s'insère sur un tubercule situé sur la face supérieure du condyle interne du fémur. Certains anatomistes considèrent que ce muscle se prolonge jusqu'au tibia, par l'intermédiaire du faisceau superficiel du ligament collatéral tibial (qui prend naissance juste sous le tubercule), il est alors improprement considéré comme un ischio-jambier. [2]

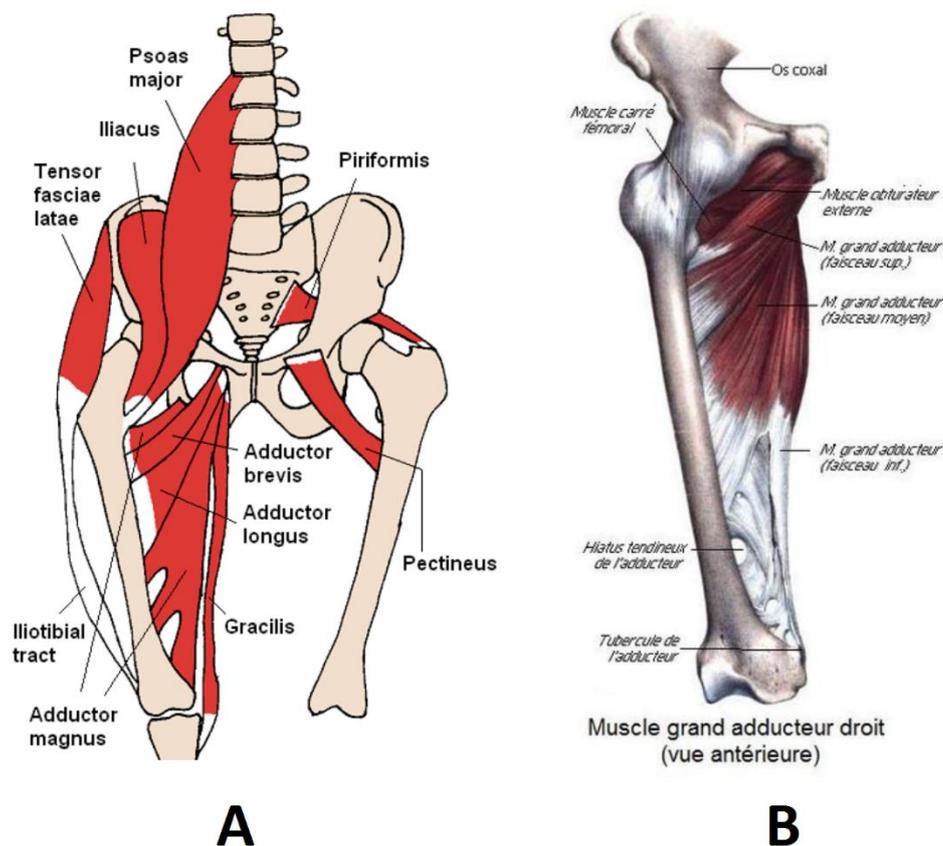


Figure I.3. (A) Muscle troisième adducteur, (B) Le muscle grand adducteur.

I.2.3. Mouvements

Les mouvements de l'articulation de la hanche peuvent se décomposer en mouvements de : flexion/extension, d'abduction/adduction et de rotations interne et externe autour de l'axe horizontal dans le plan frontal (Figure I.4).

–Flexion - extension : axe frontal, horizontal

Flexion : 120° genou fléchi, 90° genou étendu (rôle des ischio-jambiers). C'est une position de moindre stabilité.

Extension : limitée à 15° par le ligament ilio fémoral.

–Abduction - adduction : axe horizontal, sagittal

Abduction : 45° limitée par le contact du col sur l'acetabulum, les adducteurs, le ligament pubo- fémoral.

Adduction : 20° à 30° (position instable).

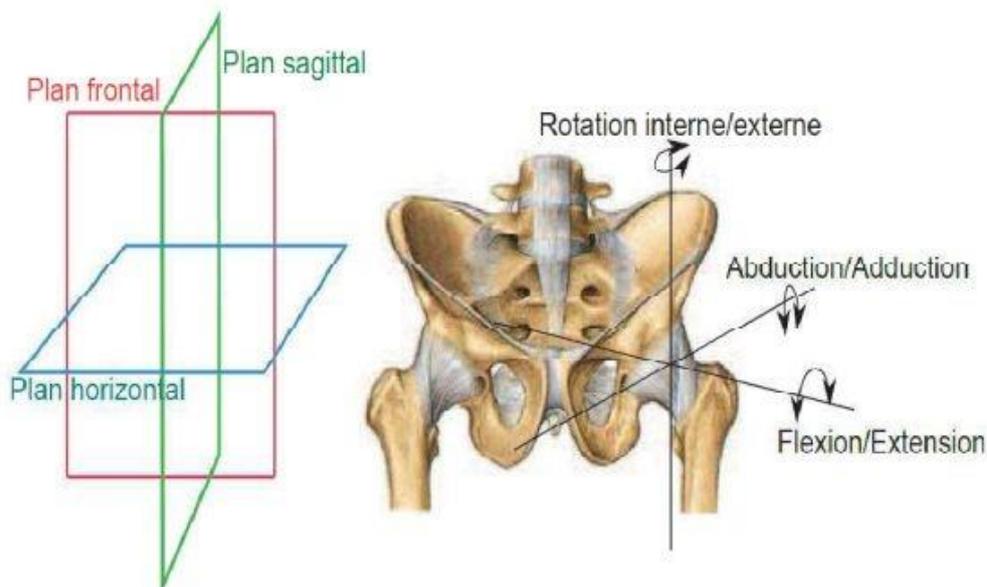


Figure I.4. Plans anatomiques et degrés de liberté de l'articulation de la hanche

–Rotation autour de l'axe vertical

Interne : 35° à 40°, limitée par le ligament ischio-fémoral et le muscle obturateur interne.

Externe : 45° à 60°, limitée par le ligament ilio-fémoral.

I.2.4. Structure du tissu osseux

Il peut être divisé en plusieurs parties (Figure I.5):

- La diaphyse: partie principale de l'os, longue et cylindrique.
- Les épiphyses: extrémités distale et proximale de l'os.
- La métaphyse: segment de l'os adulte où la diaphyse rejoint les épiphyses. Dans le cas d'un os en formation, la métaphyse renferme le cartilage de conjugaison qui est remplacé par de l'os.

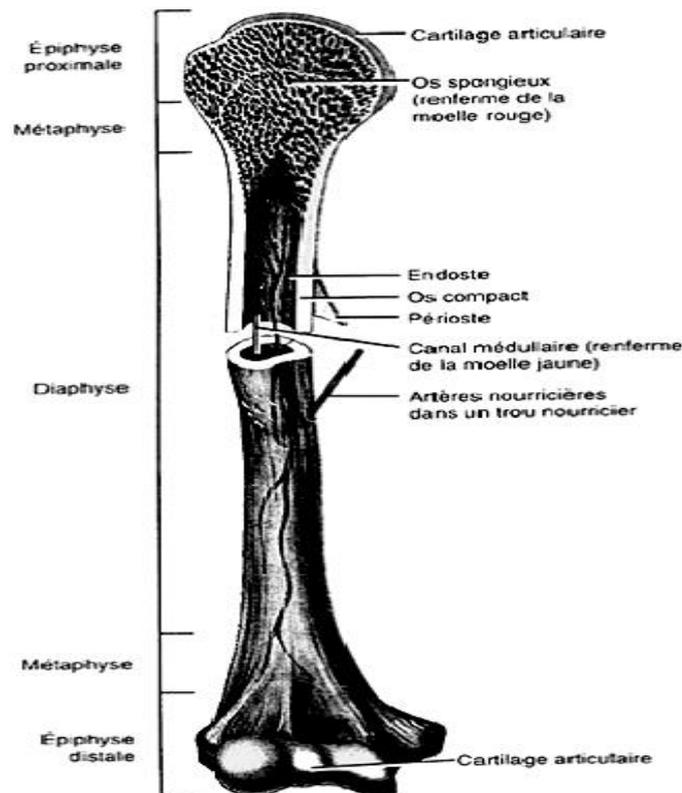


Figure I.5. Schéma d'un os long (humérus) partiellement sectionné

Le cartilage articulaire: mince couche de cartilage qui recouvre l'épiphyse où l'os forme une articulation avec un autre os. Le cartilage réduit la friction et absorbe les chocs.

Le périoste: épaisse membrane qui enveloppe la surface de l'os non recouverte de cartilage.
Le canal médullaire: espace à l'intérieur de la diaphyse qui renferme la moelle jaune adipeuse chez l'adulte.

L'endoste: membrane qui tapisse le canal médullaire et qui contient des cellules ostéogènes [3].

En coupe, l'os présente de la superficie vers la profondeur trois zones distinctes [4] :

Le périoste,

L'os cortical (ou compact), très dense, qui constitue l'enveloppe externe des os et la majeure partie de la diaphyse des os longs, joue le rôle de protection et de soutien, L'os trabéculaire (ou spongieux), qui compose la majeure partie de l'intérieur des os, est constitué d'une phase solide et d'une phase fluide (liquide interstitiel).

I.3. Biomécanique de la prothèse

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.

I.3.1. Présentation de la prothèse totale de hanche (cimenté)

Une PTH est un mécanisme implanté à l'intérieur du corps humain pour remplacer l'articulation défectueuse de la hanche. Elle se compose d'une tige métallique (l'implant) scellé à l'intérieur de l'os grâce au ciment orthopédique et de la cotyle prothétique (demi-sphère creuse) qui se fixe sur la cotyle osseux. (Figure. I.6)

La tête sphérique qui s'articule avec la cupule est placée sur le col de la tige fémorale. Les composants articulaires sont constitués d'une tête sphérique en céramique ou en métal

s'articulant avec une cupule en polyéthylène. Cette cupule peut aussi être fabriquée entièrement en céramique ou en métal.

I.3.2. Mise en œuvre

Le design et les matériaux utilisés ont fortement évolué depuis les années 1950, et c'est notamment grâce aux nombreuses études biomécaniques de la dynamique des articulations en particulier lors de la déambulation. Les études cadavériques ont, quant à elles, amené des informations utiles au design des PTH mais elles ne suffisaient pas à expliquer les problèmes rencontrés. De nos jours, une PTH classique se compose de quatre éléments (Figure I.7)

L'anneau cotyloïdien, en alliage métallique, est fixé dans l'os iliaque du bassin grâce à des vis. Cette fixation peut être assurée par un ajout de ciment chirurgical entre l'os et l'anneau.

Il permet l'insertion de la cupule cotyloïdienne qui remplacera l'articulation coxo-fémorale déficiente.

Il peut être lisse lorsqu'il est cimenté ou encore rugueux et même strié lorsqu'il est inséré directement au contact de l'os.

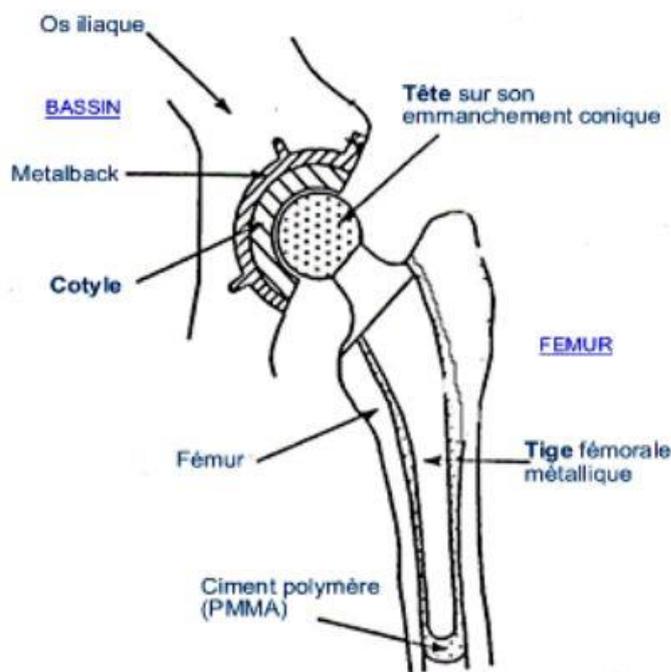


Figure I.6. Présentation schématique d'une PTH

La cupule cotyloïdienne peut être seule insérée dans l'os iliaque si elle est en métal ou en céramique. A l'heure actuelle, elle est principalement réalisée en polyéthylène à très haut poids

moléculaire, UHMWPE : Ultra High Molecular Weight Poly Ethylene. Cette pièce est d'une importance capitale car elle est impliquée dans le couple de frottement le plus sollicité.

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

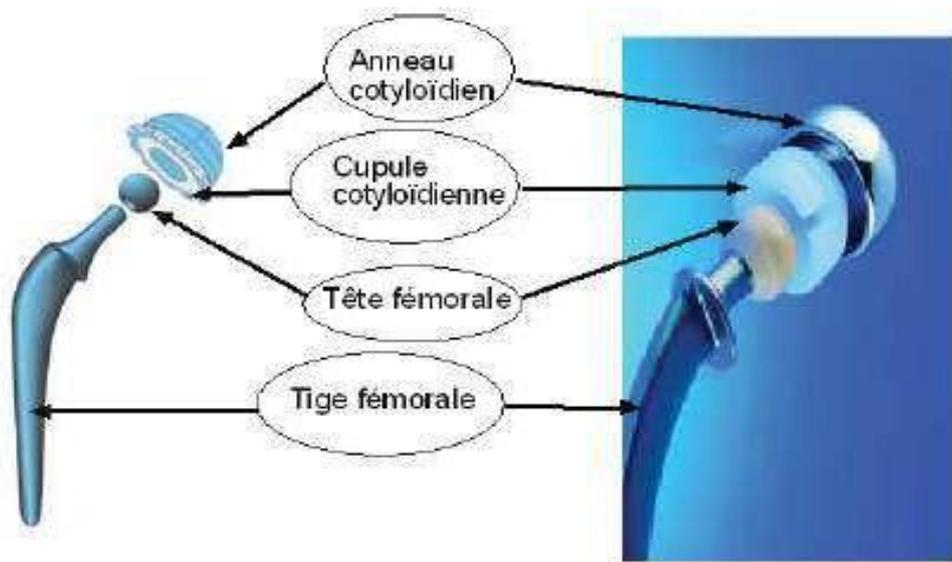


Figure I.7. Eléments constituant une prothèse totale de hanche

La tige fémorale est insérée dans le canal médullaire du fémur. Elle est fabriquée en métal, acier inoxydable, alliage de titane ou de cobalt-chrome. Soit elle est insérée directement dans le fémur, soit elle est insérée avec un ciment chirurgical, à base de PMMA, Figure I.8, [5]. D'après [5], la porosité du ciment permet une bonne ostéo intégration.

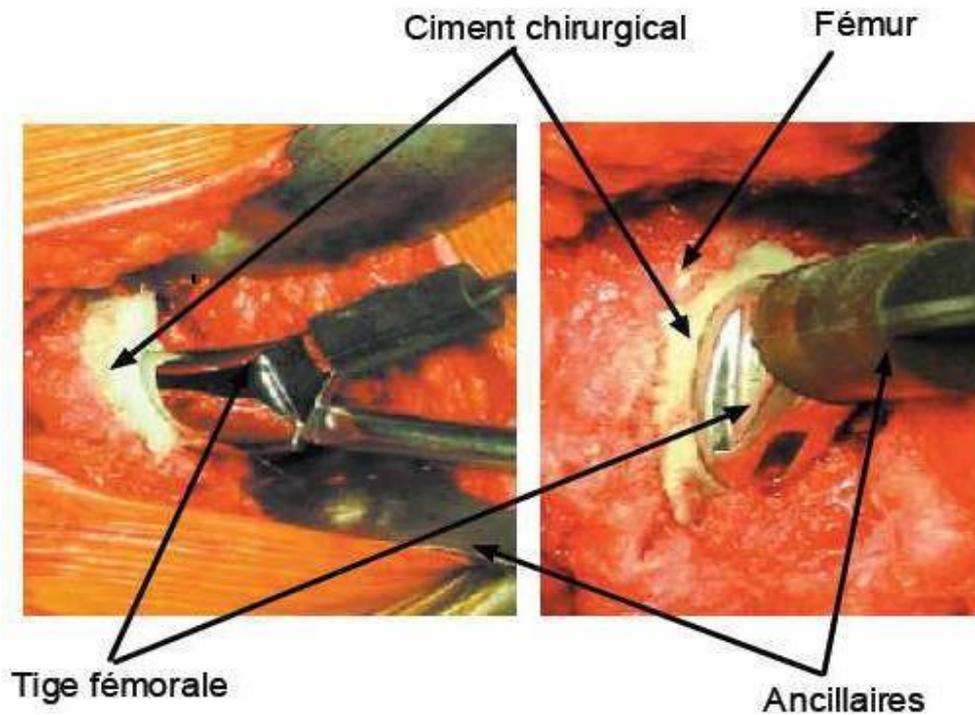


Figure I.8. Implantation d'une prothèse totale de hanche cimentée.

(Photos prises lors d'une opération chirurgicale)

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

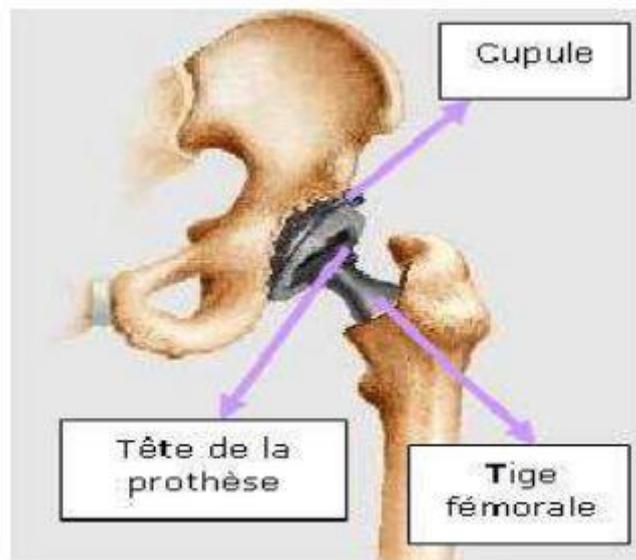


Figure I.9. Prothèse Totale de Hanche

Il existe de nombreux modèles de PTH, ceux-ci diffèrent selon leur mode de fixation, la nature des surfaces de frottement, la taille de la tête fémorale prothétique. Ainsi qu'à leurs mode

de fixation (cimenté ou non cimenté). Le ciment servant à fixer la tige de la prothèse dans le fémur

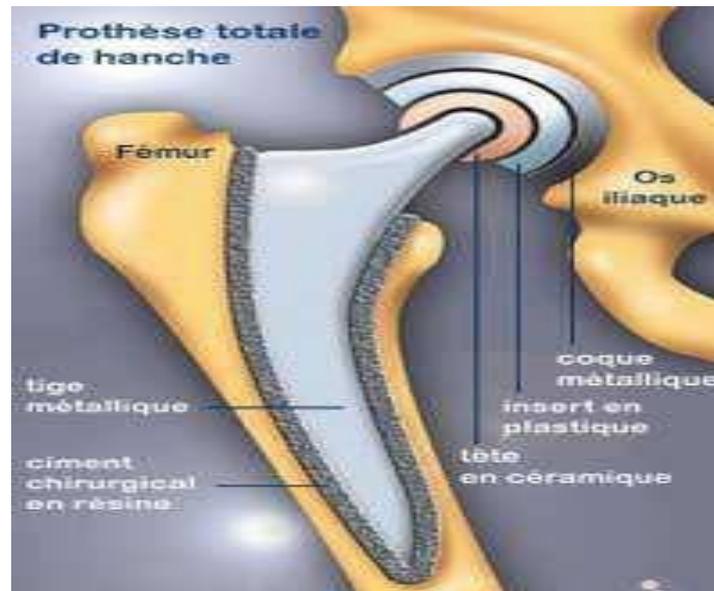


Figure I.10. Prothèse totale de hanche cimentée

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

Plus récemment, quelques chirurgiens ont commencé à utiliser des implants non cimentés pour positionner la cupule (le ciment dont il est question ici n'a évidemment rien à voir avec celui employé pour construire les maisons, il s'agit d'une colle particulièrement efficace qui permet de maintenir les éléments constituant la prothèse). [6]

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

I.3.3. Historique de la prothèse totale de hanche

a- À l'origine

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

Si Thomas Gluck en 1890 a confectionné la première prothèse totale de hanche faite d'une tête fémorale et d'une cupule en ivoire articulées entre elles et fixées à l'os par un ciment de sa composition, fait de colophane, de poudre de pierre ponce et de plâtre, il faut attendre pas moins de 60 ans après de multiples tentatives pour vivre la révolution dans laquelle nous sommes aujourd'hui. C'est le professeur John Charnley [7] qui est à l'origine de cette dernière dans le domaine de la prothèse de la hanche.

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

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

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

Un nouveau problème se présenta chez les patients opérés : les petites têtes fémorales se luxaient plus fréquemment. Charnley essaya de changer sa voie d'abord chirurgicale et proposa une solution : la trochantérotomie. Cette voie d'abord a aussi été décrite par Harris [8] Elle nécessitait une incision latérale, ainsi qu'une section du grand trochanter pour dégager l'articulation tout en préservant l'intégralité du muscle le plus important dans l'équilibre sagittal, le moyen fessier. Le grand trochanter devra être cerclé avec des fils métalliques en fin d'intervention ce qui devait retendre les muscles fessiers, éléments stabilisateurs de la hanche.

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

Charnley proposa donc au monde orthopédique un triple solution au problème posé

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

Ce trépied établissait un juste équilibre entre les trois risques : usure, descellement et luxation. En France, Merle d'Aubigné participa à la diffusion de ce type de prothèse à l'Hôpital Cochin où elles sont toujours posées aujourd'hui par la même voie d'abord : la trochantérotomie. Ainsi, Charnley, Harris et bien d'autres vont faire évoluer les modèles prothétiques et les techniques opératoires. [9-10]

Cependant certains éléments vont progressivement modifier l'utilisation systématique du ciment. Les patients ont changé. Il devient de moins en moins admissible de souffrir d'une maladie de la hanche et les opérés sont de plus en plus jeunes. Le travail demandé à l'articulation artificielle est de plus en plus proche d'une articulation normale avec reprise d'activité en force, voire sportive. Durant cette période la technique proposée par Charnley est telle que les initiatives pour s'en éloigner sont peu nombreuses.

Deux axes de recherches s'offrent à ces chirurgiens : l'exploration de nouveaux types de fixation plus performants que le ciment et celui d'un nouveau couple de friction : le couple céramique-céramique. Durant cette décennie ce couple prometteur est imaginé et adapté par un seul chirurgien, véritable précurseur, le français Boutin de Pau.

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

En 1979 Zweimüller présente à Vienne une prothèse fémorale dont la particularité est sa forme pyramidale à section rectangulaire. Le principe de fixation est l'auto blocage cortical. La tige en titane présente une rugosité de 3 à 5 microns ce qui améliore la fixation primaire sur l'os. Après 25 ans de recul cette tige sans ciment donne d'excellents résultats à très long terme et est toujours abondamment posée.

Les techniques de fixation sans ciment se développent. La tige fémorale a une surface traitée qui permet son intégration à l'os.

La solution choisie pour la cotyle est celle d'une coquille métallique impactée dans l'os spongieux : le « métal back ». Comme pour le fémur, sa surface extérieure est traitée par des minis reliefs qui permettent son intégration à l'os du bassin. Les surfaces de la tige et de la

cotyle prothétique sont volontiers recouvertes d'un composant primaire de l'os : l'Hydroxyapatite. Ce fin revêtement accélère l'intégration des pièces métalliques. De nouveaux couples de friction apparaissent. Le couple céramique-céramique prend son essor. La tête fémorale est fixée sur un cône morse, la cotyle est enchâssé dans une coque « métal back ». Un autre couple réapparaît depuis quelques années : le métal-métal. En effet grâce aux progrès d'usinage l'usure de ce couple est maintenant très faible. Avec la bonne résolution des problèmes liés à l'implant, certains chirurgiens s'intéressent à l'évolution de la voie d'abord. Les voies mini invasives par mini incision sont été décrites par voie postérieure ou par voie antérieure. Elles ont un avantage esthétique et surtout fonctionnel car elles épargnent les muscles de la hanche. Une nouvelle dimension est donnée au respect de l'architecture de la hanche naturelle (notion d'offset). Le choix de la prothèse se fait sur des calques (planification préopératoire) à la fois en longueur mais aussi en largeur. Ces implants s'adaptent à l'anatomie du patient afin de conserver les tensions musculaires inchangées. Aujourd'hui la prothèse totale de hanche (PTH) est une intervention chirurgicale dont l'efficacité et la régularité des résultats sont remarquables en assurant le soulagement des douleurs, l'amélioration de la fonction, l'amélioration de la qualité de vie. La longévité de la prothèse dépend de plusieurs facteurs dont les principaux sont le type d'implant, la méthode de fixation, la technique de pose (et donc le chirurgien et son équipe). L'excellence des résultats de la prothèse de hanche pousse à étendre les indications de cette opération à des sujets aux exigences fonctionnelles lourdes et aux problèmes d'anatomie compliqués.

b- Aujourd'hui

En ce début de 21ème siècle, à plus de 60 ans de la naissance de l'ère moderne prothétique orthopédique, l'offre, le choix et les techniques qui se proposent aux chirurgiens orthopédiques sont très variées. De la voie d'abord au mode de scellement, en passant par le couple de frottement utilisé, l'arsenal thérapeutique est devenu vaste.

Aussi chaque année nous observons davantage de pose de prothèse totale de hanche et nous serons obligés d'en assurer le suivi. Connaître les voies d'abord les plus utilisées Moore [11], Hardinge [12], Hueter [13] ou trans-trochantérienne [8] pour les plus fréquentes, les différents modes de scellement cimenté ou non cimenté et les couples de frottements existant (métal-métal, métal polyéthylène, céramique- céramique...) est un travail que se doit d'assumer le chirurgien d'aujourd'hui pour pouvoir le jour venu être en mesure de proposer une chirurgie adaptée à chaque patient. Savoir se poser les bonnes questions, faire la planification ou stratégie

opératoire idéale sans en méconnaître les enjeux sont notre devoir. Des études récentes en sont des exemples, comme celle de Zywiol [14] sur le couple de frottement métal-métal, l'étude de Girard [15] sur la stratégie préopératoire adoptée pour la prise en charge d'une profusion intra pelvienne d'une cotyle prothétique.

I.4. Composition d'une PTH

Une PTH se compose de 3 parties : la cupule, la tige fémorale et la tête fémorale intercalée entre la cupule et la tige (Figure I.11).

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

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

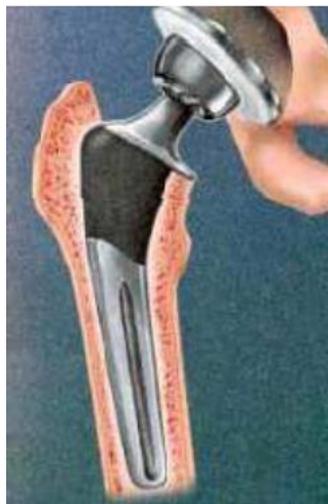


Figure I.11. Prothèse Totale de Hanche

La tige fémorale : partie basse de la P.T.H. c'est elle qui prend en charge les contraintes. Elle est introduite dans le fémur après préparation de celui-ci. Elle peut être scellée dans le fémur à l'aide de ciment acrylique, c'est le cas des tiges dites **droites**, ou bloquée en force dans le canal du fémur, c'est le cas des tiges **anatomiques** qui épousent la morphologie de l'os, et qui peuvent être non cimentées et recouvertes d'Hydroxyapatite ou cimentée.

Il existe différentes familles de P.T.H. de première intention classées selon quatre paramètres : les matériaux de la structure, les formes, la technique de fixation ainsi les couples de frottement.

La prothèse peut être modulaire, c'est-à-dire comporter plusieurs segments, chacun de taille variable, qui s'emboîtent les uns sur les autres pour former l'implant définitif. La modularité de la pièce fémorale porte sur la jonction tige-tête.

I.4.1. Les matériaux

Les matériaux utilisés pour l'élaboration d'une prothèse doivent être biocompatibles, résister à la corrosion et aux fractures de fatigue du matériel. Trois familles de matériaux sont utilisées : les métaux, les céramiques et les polymères [16].

Les **métaux** utilisés sont les aciers inoxydables, les alliages chroment cobalt et les alliages de titane. La tige fémorale des prothèses non cimentées est généralement en titane. Cet alliage présente une excellente biocompatibilité. Il présente également une résistance à la corrosion importante ainsi qu'une résistance mécanique élevée. Pour la tige cimentée, l'alliage chrome cobalt est le plus répandu. Il semble être le mieux adapté. L'utilisation de métaux engendre chez le patient un « effet pile ». En effet, les métaux entre eux forment des couples d'oxydoréduction et donc provoquent un effet bipolaire. Afin d'éviter ce problème, on applique un revêtement de surface aux pièces métalliques.

Les **céramiques** sont généralement l'alumine et la zircone.

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

I.4.2. Les couples de frottement

Les familles de prothèses sont définies par le couple de frottement entre la bille de la tige fémorale et la cupule dans la cotyle. On distingue actuellement 5 types de couples de frottement [18]:

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

Dans un premier temps, on peut remarquer que plus la tête est grande, plus elle est stable, mais plus la surface de frottement est grande, plus il y a d'usure. L'usure entraîne la libération de particules de polyéthylène. Ces particules sont responsables de réactions inflammatoires

locales. L'usure provoque une migration de la tête et donc une inégalité de longueur entre les membres Inférieurs du patient, ce qui favorise le descellement. Chez les porteurs d'une prothèse totale de hanche, l'usure du polyéthylène est un problème sérieux [17].

L'objectif de faire reculer la production des débris et l'ostéolyse qui découle de l'usure du polyéthylène repose essentiellement sur la mise au point d'un PE de qualité supérieure [18].

I.4.3.Type de fixation

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

- Les prothèses cimentées, avec une surface de l'implant lisse ou rugueuse.
- Les prothèses non cimentées avec ou sans Hydroxyapatite et avec une surface de l'implant lisse ou rugueuse
- Les prothèses hybrides qui comportent en général une cupule non cimentée (ou press- fit) et une tige fémorale cimentée.

La majorité des prothèses posées dans le monde sont cimentées, c'est à dire que la fixation de la prothèse fémorale et cotyloïdienne est assurée par du ciment chirurgical à base de résine acrylique. Cette technique a l'avantage d'assurer une stabilité immédiate et parfaite de l'implant, donc de reprendre l'appui et la marche immédiatement et sans douleur. Cependant, à long terme, le ciment perd ses qualités mécaniques, et les descellements peuvent apparaître imposant une reprise chirurgicale. La reprise comporte l'ablation de la prothèse, du ciment et la mise en place d'une nouvelle prothèse. Ce genre de reprise chirurgicale ne pose pas de problème particulier contrairement aux implants non cimentés. En effet, il est facile de soustraire la prothèse en cassant le ciment. Les prothèses cimentées sont actuellement celles pour lesquelles nous avons le plus de recul et les meilleurs résultats [19]. Dans le but d'éliminer l'interface ciment, les prothèses standard anatomiques sont apparues. Ces prothèses sont fixées sans ciment : la fixation de la prothèse est assurée par le remplissage optimum de la cavité osseuse par l'implant tant au niveau de la cotyle que du fémur. La cupule est alors soit enclavée dans l'os, c'est la méthode « press-fit », soit fixée par vissage [16]. Pour obtenir une bonne repousse osseuse à la surface des pièces prothétiques, une adjonction d'hydroxyapatite est réalisée favorisant l'ostéogenèse endostale. Celle-ci assure une véritable fixation biologique de l'implant, assurant une liaison « intime » avec l'os receveur. Le revêtement Hydroxyapatite sur la totalité de la prothèse permet d'améliorer la fixation distale de la tige en zone saine sans compromettre la fixation proximale secondaire, autorisant des reconstructions osseuses métaphysaires

spontanées [20]. Lorsque cette ostéogénèse est imparfaite, la fixation des implants est mauvaise, les implants présentent une micro mobilité qui entraîne des douleurs à l'appui et à la mobilisation, imposant une reprise chirurgicale. Toutefois, fréquemment la prothèse se recale et finit par se fixer. La qualité de cette fixation est telle qu'elle peut rendre l'ablation des pièces prothétiques difficile voire périlleuse lorsqu'une reprise chirurgicale est envisagée en particulier en cas d'instabilité pour malposition. D'une façon générale, les fixations cimentées requièrent des révisions chirurgicales dans près de 30% des cas pour une durée de 10 ans. Pour les tiges non cimentées, les résultats initiaux sont satisfaisants les 5 premières années. Après 6-8 ans, des révisions au niveau de la cavité cotyloïdienne sont nécessaires dans certains cas, révélant des ostéolyses avec des pertes de polyéthylène [21].

Chapitre II

Etude sur le Ciment osseux
(Ciment polymère PMMA)

II.1. Introduction

Le ciment osseux fut développé à partir de 1936 par la société Kulzer, après la publication par Otto Rohm d'une thèse sur la polymérisation des méthacrylates qui sont le matériau de base du ciment osseux. En 1943, le premier ciment osseux polymérisable à froid breveté est développé par la société Heraus. En 1958, Sir John Charnley fixe pour la première fois une prothèse fémorale avec du ciment « acrylique auto-durcissable ». Mais, en réalité, les premières applications furent réalisées en dentisterie avec l'utilisation de « résine acrylique » [22].

Le ciment osseux est également utilisé en chirurgie tumorale, infectieuse. Depuis une vingtaine d'années, s'est développée progressivement une technique de stabilisation des fractures vertébrales par compression, appelée vertébroplastie et récemment améliorée et connue sous le nom de kyphoplastie.

Le ciment osseux n'a aucun pouvoir chimique ou biologique d'adhésion, que ce soit au niveau de l'os ou de l'implant. Son action est basée sur une interpénétration mécanique avec l'os. Il se comporte comme un mortier et non comme une colle. Il joue un rôle d'adaptateur de volume, de calage et de répartiteur de charges entre l'os et l'implant. Il permet d'augmenter la surface de contact entre la tige et l'os et donc de diminuer les zones de transmission de contraintes importantes : « high-spots » [23,24]. Les contraintes, reflet de la biomécanique de la hanche, sont multidirectionnelles en compression, tension, torsion, et sont maximales lors de l'impact au sol où elles peuvent atteindre jusqu'à neuf fois le poids du corps [25].

II.2. Comportement de ciment osseux

II.2.1. Caractéristiques du ciment osseux

Le ciment osseux est une résine acrylique, plus précisément un polyméthacrylate de méthyle (PMMA), auto-polymérisable utilisé largement en orthopédie depuis les années 1960. Bien qu'il soit employé depuis relativement longtemps, il n'en demeure pas moins que ses caractéristiques ne sont pas toujours bien comprises par la communauté scientifique. Ce chapitre traite donc de différents aspects du comportement du ciment osseux relatés dans la littérature, avec comme objectif ultime la compréhension de la formation des contraintes résiduelles.

II.2.1.1. Le poly méthacrylate de méthyle (PMMA)

Le poly méthacrylate de méthyle (PMMA), qui est plus souvent connu sous le nom commercial Plexiglas®, est un polymère thermoplastique amorphe. Le PMMA, est obtenu lors de la polymérisation par addition du monomère de méthacrylate de méthyle (MMA) grâce à l'ouverture de la double liaison de l'atome de carbone contenu à l'intérieur [26]. La (Figure II.1) représente la structure moléculaire de l'unité fondamentale de la résine de PMMA

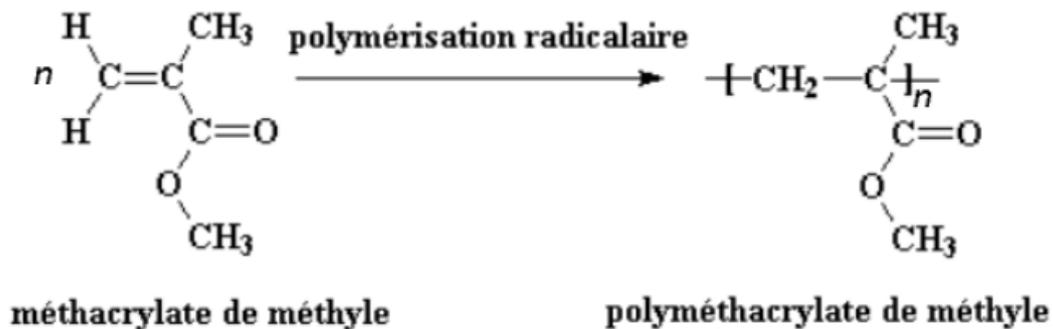


Figure II.1. Structure moléculaire du MMA et du PMMA

Le PMMA possède une température de transition vitreuse (T_g) avoisinant les 105°C ainsi qu'une densité pouvant varier de 1,15 à $1,195 \text{ g/cm}^3$ [27]. Généralement, le PMMA est reconnu pour ses très bonnes propriétés optiques (indice de réfraction élevé et excellente transparence) ainsi que pour sa grande inertie chimique qui lui procure par conséquent une excellente biocompatibilité; ce dernier avantage est plus que considérable pour des applications médicales [28,29]. De plus, les propriétés mécaniques du PMMA étant très bonnes (bien sûr en tant que polymère thermoplastique) ce matériau est tout désigné pour être utilisé comme agent de fixation des prothèses de hanche cimentées. Aussi, tout comme la grande majorité des polymères, le PMMA présente un comportement viscoélastique; son module d'élasticité est alors fonction entre autre de la durée du maintien de la contrainte [26]

II.2.1.2. Constituants du ciment osseux

Les ciments osseux commerciaux disponibles sur le marché sont constitués à la base de deux composants, soit un sachet de poudre et une fiole de liquide (Figure II.2). Lors de l'opération de l'ATH, ces deux composants sont mélangés ensemble selon un protocole propre à chaque

fabricant et lorsque le mélange est dans un état toujours manipulable (relativement liquide), il est transféré dans la cavité préalablement créée dans l'os.



Figure II.2 : Composants d'un ciment osseux commercial

Selon le type de ciment, la poudre contient approximativement 90% de PMMA prépolymérisés sous forme de micro-billes. Le 10% restant est typiquement composé de peroxyde de benzoyle (BPO), qui sert d'initiateur pour la réaction de polymérisation, et d'agents radio-opaques tel le sulfate de baryum ($BaSO_4$) ou le dioxyde de zirconium (ZrO_2), qui rendent le ciment osseux visible aux rayons X. La portion liquide quant à elle contient trois composants de base, soit une grande quantité de monomère (MMA) et de faibles quantités d'accélérateurs et de stabilisateurs [29]. Bien sûr, chaque type de ciment osseux commercial disponible possède sa propre composition chimique. Les principales différences résident dans le poids moléculaire et la quantité relative d'homopolymère² et de copolymère³ [29]. D'autres différences peuvent être notées au niveau des quantités des autres constituants qui sont en moindre proportion, du matériau utilisé comme agent radio-opaque et de la présence ou non d'additifs spéciaux [29]

II.2.1.3. Méthode de préparation du ciment osseux

Le ciment osseux est préparé selon deux grandes méthodes : à la main et sous vide. Le mélange à la main (figure II.3a) consiste simplement à introduire le composant liquide et en poudre dans un bol (ou tout autre récipient ouvert) avec un instrument servant de spatule. Le brassage des composants ne doit pas se faire trop vigoureusement afin d'éviter l'incorporation de bulles d'air dans le mélange. La préparation sous vide (figure II.3b) du ciment a évolué au cours des années et elle diffère légèrement selon les fabricants. En effet, chaque compagnie propose un ensemble de préparation sous vide qui est conçu pour le ciment osseux qu'elle fabrique. Le principe de la dernière génération d'équipement est bien simple: les composants du ciment sont mélangés, via une manivelle ou une poignée, dans un contenant étanche relié à une pompe qui aspire l'air à l'intérieur de ce dernier créant ainsi un vide. Lorsque le mélange est terminé, le contenant se transforme en seringue et le ciment est directement injecté dans l'os. Le résultat est que le ciment présente moins de porosités que le ciment mélangé à l'air libre et à la main [29].

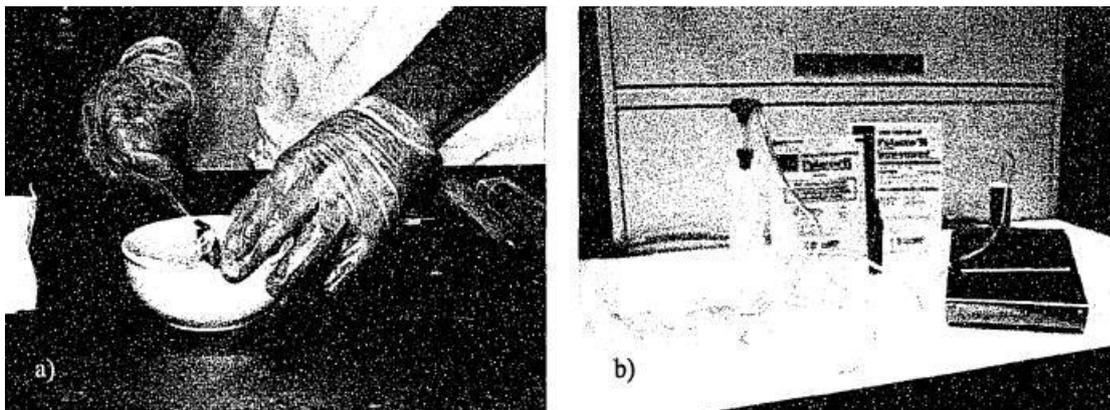


Figure II.3 : Préparation du ciment (a) à la main et (b) sous vide

La méthode de préparation du ciment osseux a une grande influence sur le comportement et les propriétés de ce dernier et elle est au cœur de plusieurs débats en ce qui concerne le succès de l'arthroplastie cimentée. Une revue exhaustive de la littérature réalisée par Lewis [29] sur les propriétés du ciment osseux fait ressortir l'influence de la méthode de mélange sur le ciment.

II.2.2. Poudre de polymère

II.2.2.1. Propriétés rhéologiques

La poudre de polymère forme l'un des principaux composants de la partie solide de tous les os acryliques ciment. Étude des variables physico-chimiques de la poudre de polymère qui

influent sur les propriétés de ciment osseux suivi par différents chercheurs. Lorsque la poudre de polymère se mélange au liquide le gonflement et la dissolution de la partie (monomère) se produiront simultanément. Diffusion de monomère les molécules à l'intérieur des particules de polymère aident les particules à augmenter leur volume (gonflement phénomènes) et le taux de gonflement peut être modifié en fonction du type de polymère, de la taille la distribution, et le poids moléculaire du polymère et d'autre part le type et le poids moléculaire poids de monomère. Dans le même temps, la dissolution du polymère dans la partie liquide se produira et la viscosité de la suspension (viscosité initiale) dépend de la vitesse de gonflement et de dissolution phénomènes. Relation entre la distribution granulométrique des particules de polymère et les propriétés rhéologiques de ciment osseux acrylique réglé dans le domaine général de la rhéologie des suspensions. A très bas fraction volumique ($\phi < 0,03$) la viscosité de cisaillement η d'une suspension de sphères dures peut être prédit par la formule d'Einstein

$$\eta_s = \eta (1 + 2.5\phi)$$

Où, η_s est la viscosité du fluide en suspension et ϕ est la fraction volumique de solide. Dans ce cas, la suspension est suffisamment diluée pour que le champ d'écoulement autour d'une sphère ne soit pas sensiblement influencé par la présence de sphères voisines. Batchelor a modifié le Formule d'Einstein pour une suspension à fraction volumique élevée ($\phi < 0,10$) et suppose l'effet de interaction à deux corps et a présenté la formule comme

$$\eta_s = \eta (1 + 2.5\phi + 6.2\phi^2)$$

Dans le cas d'une suspension très concentrée, une équation empirique reliant la concentration des solides à la viscosité des suspensions est représentée par Krieger et Dougherty en 1959.

$$\eta_s = \eta (1 - \phi/\phi_m)^{-(\eta)\phi_m}$$

Où, ϕ_m est la fraction volumique maximale et (η) est la viscosité intrinsèque. Pour idéal sphère rigide, la viscosité intrinsèque est de 2,5. Généralement, à mesure que le rapport d'aspect des particules augmente, (η) augmente et ϕ_m diminue, tandis que le produit de $(\eta)\phi_m$ reste généralement compris entre 1,4 et 3 [30,31].

Dans la formule (3), la viscosité est fonction de η_s et ϕ/ϕ_m . Pour l'os acrylique système de ciment, η_s (viscosité du milieu liquide) n'est pas constante en raison de la dissolution de

particules de polymère dans le monomère et il se comporte comme un fluide de fluidification par cisaillement dépendant du temps. Ce signifie que la viscosité de cisaillement zéro du milieu augmente au cours du temps et sous la contrainte de cisaillement montre comportement de fluidification par cisaillement. Le terme ϕ/ϕ_m est le rapport de la fraction volumique des particules sur fraction volumique maximale et lorsque $\phi \rightarrow \phi_m$, ce rapport passe à un et $\eta \rightarrow \infty$. Pour une poudre, ϕ et ϕ_m dépendent de la distribution granulométrique, particule-particule et particule-liquide interactions. Alors que dans le cas simplifié (dépendant de la distribution de taille), analytique le calcul de ϕ_m la distribution de taille multimodale peut être assez difficile [32].

Nous devons considérer que le système de ciment osseux acrylique est plus compliqué en raison de gonflement, dissolution, interaction particules-particules, interactions entre particules monomère et polymérisation.

Soit dit en passant, l'effet de la distribution granulométrique sur le comportement rhéologique de la suspension est étudié expérimentalement par différents chercheurs [33, 34,35]

Gulmus et Yilmazer ont étudié l'effet de la taille des particules et de la fraction volumique des particules sur le glissement sur les parois et propriétés rhéologiques des suspensions polymériques concentrées. Ils ont fabriqué suspension différente avec des poudres avec une distribution granulométrique différente et un emballage maximal fraction. Habituellement, les systèmes bimodaux présentent une fraction volumique de remplissage maximale plus élevée que système monodispersé avec des particules de plus grande taille. Suspensions de poudre de PMMA avec fraction de tassement maximale de 62 %, montre un comportement newtonien pour des fractions volumiques inférieures plus de 75 % de la fraction de tassement maximale. Pour une fraction volumique comprise entre 75 et 90 % d'amincissement par cisaillement comportement et pour plus de 90% comportement d'épaississement par cisaillement sont observés. Ce comportement peut être vu pour différentes poudres avec différentes fractions de tassement maximales (taille Distribution) [33].

Olhero et son collègue ont mentionné que le rapport granulométrique a une relation directe avec le tassement des particules et affecte finalement la viscosité. Systèmes bimodaux avec deux tailles indépendantes distributions ont été étudiées. Pour les systèmes bimodaux contenant de grosses particules (19 μ m) et fumées silice (particules de petite taille -70nm), avec augmentation du taux de cisaillement, augmentation de la viscosité et la suspension présente un comportement de fluidification par cisaillement. Pour le système à particules fines (2,5 μ m) et

silice fumée (70nm), le comportement est épaississant par cisaillement et pour la suspension entre eux (6.5 μ m et 70nm) une combinaison de ce comportement peut être observée. Cela signifie qu'à faible taux de cisaillement amincissement par cisaillement et à taux de cisaillement élevé, comportement d'épaississement par cisaillement observé [34].

Généralement pour un système bimodal de particules fines (2.2 μ m) contenant différents volumes fraction de silice fumée (70 μ m) la viscosité augmentera avec l'augmentation de la fraction volumique de la silice fumée et la viscosité minimale dans un taux de cisaillement constant est pour une fraction volumique inférieure de silice pyrogénée. Dans ce système, le comportement d'épaississement par cisaillement s'est déplacé vers un taux de cisaillement inférieur avec augmentation des compositions de silice pyrogénée (petites particules)

Le rapport granulométrique a été étudié plus précisément par Greenwood et ses collaborateurs. Ils ont trouvé que la fraction d'emballage maximale a une relation directe avec le volume libre entre les plus grandes particules qui permettent aux petites particules de se déplacer. En fraction volumique constante(ϕ), si maximum l'emballage (ϕ_m) augmente- en raison du passage au multimodal - puis le volume libre pour le déplacement des particules augmente et la viscosité chute. Dans le cas contraire, avec diminution du volume libre, la viscosité augmentera [35].

L'effet de la distribution granulométrique sur les propriétés rhéologiques du ciment osseux a été étudié par Hernandez et ses collègues. Ils ont trouvé que le ciment avec une taille plus petite distribution (le diamètre moyen 69,7 μ m) a montré une viscosité plus élevée et un temps de prise court comparé à une distribution de taille plus élevée. Ils pensaient que le comportement du verser a $\tan\delta$ pouvait être un bon critère pour optimiser les propriétés du ciment osseux pour l'injectabilité. Diminution rapide de la pente de $\tan\delta$ a montré que le comportement élastique du ciment est augmenté. Selon leurs études, un le ciment avec 90 % de distribution granulométrique élevée et 10 % de distribution granulométrique petite a une diminution minimale de la pente de la courbe $\tan\delta$ entre 6 et 12 min après le mélange [36]

Lewis et Carroll ont défini quatre paramètres liés à différents ciments osseux acryliques qui sont α, β, t_{ons} et CCR (taux de durcissement critique), α est défini comme le pourcentage de la population de petites particules (<40 μ m) et β est cette population pour les grosses particules (>75 μ m). t_{ons} Relatif au temps que la viscosité augmente rapidement et que le taux de durcissement critique (CCR) est la viscosité à t_{ons} divisé par t_{ons} . Ils ont constaté que le ciment avec des particules de petite taille élevées (α plus élevé) a une valeur critique plus élevée. Taux de

durcissement (CCR) et t_{ons} . Cela signifie que le ciment avec une distribution granulométrique plus faible présente de la viscosité et temps de prise. Augmentation du temps de prise avec augmentation de la composition des petites particules est un compromis avec la découverte de Hernandez et de leurs groupes. Ciment avec double population qui a environ deux populations indépendantes peut montrer ce comportement et avec l'augmentation de la fraction volumique des particules de petite taille, la viscosité et le temps de prise augmentent ensemble. Ce phénomène peut nous aider à concevoir et à contrôler les propriétés rhéologiques de l'os ciment avec différentes poudres de distribution granulométrique [37].

Nzihou et ses associés ont étudié les propriétés rhéologiques, thermiques et mécaniques de ciment osseux. Ils ont utilisé du ciment avec une taille moyenne autour de 60 μm dans des études rhéologiques. Ils comportement d'épaississement observé du ciment avec variation de la contrainte de cisaillement avec le taux de cisaillement. Dépend du volume de particules solides (ϕ) à l'intérieur du mélange différents comportements observés. Dans taux de cisaillement constant, avec une fraction volumique de solide plus faible, le ciment présente une contrainte de cisaillement plus faible (viscosité) et avec une fraction volumique plus élevée, une viscosité plus élevée. Habituellement, à un taux de cisaillement inférieur, le liquide joue le rôle de lubrifiant et la viscosité ne change pas de manière significative, mais à un taux de cisaillement plus élevé, les structures de la phase solide se détruisent et la distance entre les particules solides augmente et finalement le volume des suspensions et la viscosité apparente augmentent fortement. Pour une faible fraction volumique de particules à l'intérieur du mélange, cette zone de transition est plus reconnaissable. Nature des particules solides effet sur ce phénomène et dépendent de la densité des particules solides. Particules avec une densité plus élevée montrent une viscosité plus élevée et une limite d'élasticité plus élevée [38].

Dans les ciments osseux commerciaux tels que Palacos R, Simplex P ou Zimmer, le polymère la poudre dans la partie solide à un type de polymère différent. Polymère pur (PMMA), copolymères (MA/MMA, EA/MMA, MMA/Styrène et BuMA/MMA) ou encore terpolymère (MMA/EMA/Styrène) pourraient être les ingrédients de la poudre de polymère [39]. Chaque polymère les particules présentent un comportement spécifique lorsqu'elles sont dispersées dans la partie liquide. Gonflement et dissolution qui sont efficaces sur la viscosité du liquide et la fraction volumique (ϕ) et le volume maximum fraction (ϕ_m) de poudre dans le liquide, sont différents d'un polymère à l'autre polymère. Le poids moléculaire de la poudre de polymère est un autre paramètre qui peut avoir un effet sur le gonflement et dissolution et enfin effet sur la viscosité du ciment.

II.2.2.2. Propriétés thermiques

La poudre de polymère joue un rôle important dans le contrôle de la température dans l'os acrylique ciment. La polymérisation du ciment osseux acrylique est une réaction exothermique et supérieure la température a un effet destructeur sur les tissus (os ou nerfs). Particules de polymère dans ce processus peut jouer comme source d'absorption de chaleur et contrôler la température et affecter la température propriétés telles que la température maximale (T_{max}), le temps de début (t_{ons}) et le temps de prise (t_{set}).

Pascual et son collègue ont étudié les effets de la distribution de taille et de la morphologie des Particules de PMMA sur les propriétés du ciment osseux acrylique. Pendant le mélange de la poudre de polymère avec le monomère, particules de petite distribution granulométrique (inférieure à $20\mu m$) dissoutes complètement en présence de MMA et seules les plus grosses particules ($>50-60\mu m$) pourraient fournir un système d'adsorption de la chaleur dégagée et de contrôle de la température pendant le processus de durcissement. Dans leurs études, la température maximale diminuait avec l'augmentation de la distribution granulométrique des particules de polymère et par rapport au DMT et au BPO, modification de la distribution granulométrique de PMMA est plus efficace que leurs concentrations (voir Figure II.4 et Tableau II.1) [40,41].

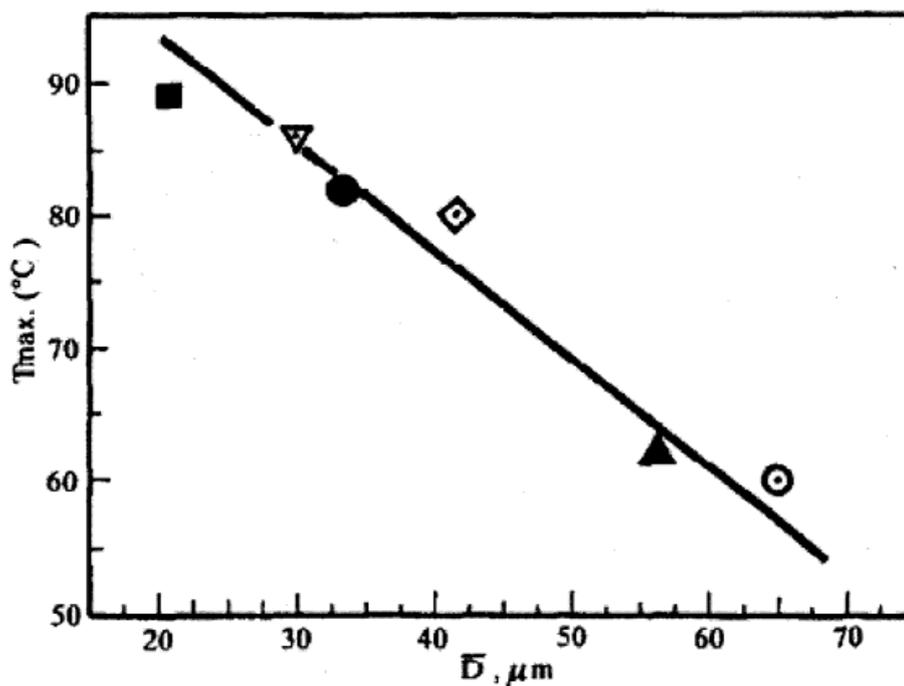


Figure II.4: Relation entre la taille moyenne des billes de PMMA -D (μm)- et la taille maximale

température- T_{max} (°C)- dans le ciment osseux acrylique

- CMW 21.24 μm
- ◁ Rostal 30.50 μm
- P-I 33.10 μm
- ◊ P-II 41.60 μm
- ▲ P-III 55.20 μm
- ◎ P-IV 65.10 μm

Dans les travaux de Lewis et Carroll, l'augmentation de la distribution granulométrique provoque la augmentation du temps d'apparition et du temps de prise et Hernandez et ses collègues ont également vérifié cela idée

II.2.2.3. Propriétés mécaniques

Dans le cas du ciment osseux acrylique, la dissolution des poudres de PMMA au début du mélange n'est pas un processus complet et les particules de PMMA restent dans les systèmes avec une structure. Au cours de la réaction de polymérisation, des chaînes de polymère ont commencé à se développer à partir du surface des particules de polymère et les propriétés mécaniques du ciment durci étaient proches de Poudres de PMMA qui sont utilisées dans le ciment et sur la base des résultats expérimentaux, le les propriétés mécaniques étaient faiblement affectées par la taille des particules de PMMA [36, 40,41]

Tableau II.1: Temps de prise et température maximale pour les ciments de différentes distributions granulométriques et différentes concentrations d'activateur et d'initiateur

		DMT%							
Ciment	PBO%	0.5		1		2		2.72	
		T_{max}	t_{set}	T_{max}	t_{set}	T_{max}	t_{set}	T_{max}	t_{set}
Ciment A D=33.1 μm	0.75	83.3	7'10"	85.4	7'00"	87.7	5'15"	92.4	6'05"
	1.25	83	6'50"	89.3	6'40"	94.2	5'25"	94.8	4'50"
	2	84	5'50"	91	4'45"	95.3	4'24"	95.2	4'10"
Ciment B D=69.4 μm	0.75	60	13'00"	61.6	11'45"	62.8	10'10"	62.9	9'30"
	1.25	60.4	12'00"	63.9	10'30"	64.4	9'15"	66.3	8'30"
	2	61.1	11'15"	68.9	9'25"	68.6	8'40"	68.1	8'00"

II.2.2.3.1. Rigidité

La rigidité d'un matériau est décrite par sa résistance élastique à la flexion ou à la déformation suite à l'application d'une force. Et par conséquent, c'est la mesure de l'aptitude du ciment osseux à se comporter comme un tampon élastique entre la prothèse et l'os. Les essais mécaniques statiques et dynamiques peuvent être appliqués pour mesurer la rigidité d'un ciment orthopédique. Pour le ciment orthopédique, la méthode statique est plus importante vu sa précision, elle comprend les essais de tractions et de flexions, tandis que les méthodes dynamiques comprennent les modules d'élasticités et le stockage d'énergie dynamiques qui pour les PMMA ont des magnitudes très faibles. La rigidité du composite est fortement dépendante de taille des particules du renfort et surtout de leur nature ainsi que leur état de surface, ce qui incite à se diriger vers le renforcement des ciments orthopédiques,

II.2.2.3.2. Les propriétés de flexion

La résistance à la flexion ou les propriétés de flexion d'un matériau sont la résistance de la matière aux chargements mécanique sous contrainte de flexion, qui est une combinaison de traction, de compression et des forces de cisaillement en même temps. Ces propriétés des ciments sont décisives pour la réussite de l'arthroplastie et la réponse du ciment à ces contraintes détermine la durée de vie de l'arthroplastie. En effet, le chargement in vivo implique constamment une présence de la combinaison de forces de cisaillement, de traction et de compression. [42,43].

Les propriétés de flexion des ciments osseux reflètent la rigidité de ces derniers à travers deux de ses principales composantes : la résistance à la flexion (RF) et le module de flexion (MF). Le MF représente le rapport de la contrainte à la déformation de la matière correspondante dans une région élastique. Durant le bon fonctionnement du ciment orthopédique, les contraintes et les déformations sont étroitement liées par le module d'élasticité selon la loi de Hooke généralisée. Au - delà de la limite élastique, est l'endroit où les propriétés mécaniques du matériau en générale et le PMMA en particulier changent incontestablement, et le matériel pourrait ne pas récupérer sa forme initiale une fois le chargement est annulé.

II.2.2.3.3. Module d'élasticité dynamique

Le module d'élasticité dynamique de ciment osseux est une mesure de sa rigidité sous charge dynamique. Cette propriété du matériau est vitale pour les ciments osseux, effectivement, toutes

les activités quotidiennes normales soumettraient l'arthroplastie cimentée à un chargement dynamique. [44].

Entre outre, après la polymérisation du ciment acrylique, et en utilisant le critère d'élasticité dynamique, le ciment osseux sera classé comme étant un matériau viscoélastique. Un module d'élasticité statique traditionnelle met l'accent sur le module d'élasticité du matériau tandis que le module d'élasticité dynamique indique à la fois la réponse élastique et visqueuse de la matière. Notons aussi que ces essais dynamiques tenant à traduire la ténacité du polymère sont très sensibles aux changements de propriétés structurelles du matériau.

II.2.2.4. Propriétés chimiques

Le monomère de méthacrylate de méthyle est constitué de deux atomes de carbone qui sont liés de manière covalente, l'un des atomes de carbone est lié de manière covalente à deux atomes d'hydrogène et l'autre est attachée par une liaison covalente à un groupe de méthyle. Le PMMA est produit par la polymérisation du monomère de MMA, qui est un polymère ou une macromolécule.

Le ciment osseux est constitué en réalité de macromolécules de PMMA non réticulés de différentes longueurs allant de quelques dizaines de milliers à quelques millions de grammes par mole. Les ciments osseux acryliques comprennent deux éléments, souvent fournis dans un rapport de 2/1 : (a) un composant en poudre, habituellement dans un paquet de 40 g, et (b) un composant liquide, dans une ampoule de 20 ml. [45,46].

Il existe plusieurs raisons d'utiliser un ciment osseux à deux composants au lieu de simplement l'activation du processus de la polymérisation du MMA pur monomère : La polymérisation du monomère MMA est trop lente et peut prendre plusieurs heures, selon le type et la quantité de l'initiateur de réaction utilisé. Le monomère MMA pur a une viscosité très faible et peut facilement se diffuser dans le flux sanguin, qui peut conduire à des problèmes cardiorespiratoires et à des complications vasculaires. La chaleur de polymérisation peut facilement augmenter la température du ciment à plus de 100 ° C (Point d'ébullition pour le MMA = 100,3 ° C), ce qui pourrait conduire à l'ébullition du monomère MMA volatile. L'utilisation de la moindre quantité de monomère et de la présence de billes de PMMA prépolymérisés dans la poudre diminue le nombre de réaction de polymérisation et, par conséquent, la quantité de la chaleur libérée et contribue à la dissipation de la chaleur, ce qui conduit à une diminution de la température globale.

Après la polymérisation du MMA pur en PMMA, il y aurait un retrait volumétrique de 21 % en raison des différences dans la densité du MMA monomère et le polymère de PMMA. Ce taux de retrait élevé peut conduire à un déplacement trop important aux deux interfaces ciment - prothèse et ciment - os, pouvant conduire à la dégradation de la fixation de la prothèse. La poudre du ciment osseux n'est pas la même, et sa composition diffère d'un producteur à un autre, ce qui engendre des écarts de propriétés. Le composant de la poudre du ciment osseux est essentiellement le PMMA pré polymérisés de 10 à 150 µm de diamètre, constituant ainsi les 83 % à 99 % de la poudre.

Le reste est formé de radio - opacifiant : soit le sulfate de baryum ($BaSO_4$) ou de zirconium dioxyde de carbone (ZrO_2) (8 % à 15 % en poids), et d'initiateur : soit le peroxyde de benzoyle par exemple (0,75 % à 2,6 %) . Monomère MMA peut s'auto polymériser pendant son exposition à la chaleur et à la lumière, cette réaction est très lente. Par conséquent, pour accélérer la polymérisation de la poudre, on introduit sous forme de poudre le peroxyde de benzoyle (BPO), élément l'initiateur de réaction. D'autres variantes comprennent l'initiateur de tri - n - butylborane et accélérateur dimethylhexane - hydro peroxyde, la chlorophylle colorante et de l'éthanol et de l'acide ascorbique. Les initiateurs, radio - opacifiants et les poudres antibiotiques sont tous constitués de particules d'environ 1 µm de diamètre [47]

Sur le (tableau II.2) sont regroupés les constituants commerciaux de ciment osseux

Composants en poudre	Rôle constituante
Polymère	Polyméthylméthacrylate
Co - polymère (par exemple MA - MMA)	Modifier les propriétés physiques du ciment
sulfate de baryum ou de dioxyde de zirconium	Radio - opacifiants
Antibiotiques	
Dye (par exemple la chlorophylle)	Distinguer ciment à partir de l'os
Les composants liquides	
Monomère	Monomère Methylmethacrylate
N, N - diméthyle - p - toluidine (DMPT)	Initie durcissement à froid de polymère
Le peroxyde de benzoyle	Réagit avec DMPT pour catalyser la polymérisation
Stabilisateur hydroquinone	Empêcher la polymérisation prématurée
Dye (par exemple la chlorophylle)	Distinguer ciment à partir de l'os
ciments osseux plain ne contiennent pas d'antibiotiques	

Tableau II.2. Les constituants commerciaux de ciment osseux

II.3. Complications chirurgicales

Bien que les complications chirurgicales ne représentent qu'un faible pourcentage des taux d'échec dans l'ensemble des remplacements, ils sont très préoccupants car ils ont un impact important sur la morbidité et la mortalité les taux. Comme indiqué précédemment, le ciment osseux durcit lentement pour permettre aux chirurgiens de aligner l'implant, cependant si le chirurgien n'y parvient pas à temps, le ciment doit être retiré et la procédure répétée. Une arthroplastie totale mal alignée du genou ou de la hanche peut affectent grandement la fonctionnalité de l'implant et peuvent soumettre le ciment à des contraintes et déformations qui peuvent conduire à une rupture prématurée du ciment. Afin de répéter la procédure, plus d'os doit être retiré, ce qui n'est pas souhaitable, pour tenir compte du nouveau ciment. Une formation chirurgicale appropriée peut aider à réduire la probabilité d'un tel événement survenant. D'autres complications peuvent également survenir à la suite de l'introduction d'un matériel dans le corps humain ou à la suite de la procédure elle-même. Il a été observé qu'une baisse de la tension artérielle immédiatement après l'implantation du ciment osseux PMMA se produise pendant cinq minutes maximum [48]. Au départ, on pensait que le ciment osseux en était la cause avec auteurs incriminant les températures de durcissement exothermiques [49] ou la lixiviation du monomère [50]. Lumineux et al.[51] ont cependant constaté que les effets hypotenseurs du MMA ne se produisaient que chez les animaux à Des concentrations de MMA environ dix fois supérieures à celles observées chez l'homme lors d'une intervention chirurgicale. De plus, Homsby et al. [52] n'ont trouvé aucune corrélation statistique entre les concentrations de MMA et la chute de pression et la mort chez les animaux ne s'est produite qu'avec cent fois plus concentrations de MAM. Bien que l'initiateur (DMPT) soit connu pour être toxique, Shlag et al. [53] a démontré que l'initiateur est totalement appauvri lors de la polymérisation de l'os ciment.

Il a été démontré que les remplacements articulaires cimentés comportent des risques plus élevés d'embolie prothèses articulaires sans ciment [54]. L'arrêt cardiaque au cours d'une arthroplastie a également été bien documenté [59, 48]. Cette condition est connue sous le nom de « syndrome d'arrêt cardiaque » et la plupart des cas sont gérables avec la réanimation mais ne sont pas toujours réversibles conduisant à la mort, comme un certain nombre de cas l'ont rapporté [59]. L'autopsie de certains de ces cas a révélé de nombreux des embolies graisseuses pulmonaires s'étaient développées et, dans certains cas, des fragments d'os spongieux et même du ciment osseux était présent dans les embolies graisseuses [55]. Celles-ci se développent sous forme de manipulation de la cavité osseuse augmente la pression intramédullaire et la graisse,

la moelle osseuse et l'air embolies dans le système veineux et dans les poumons. Cela peut à son tour conduire à une hypotension aiguë et, comme cela a été rapporté dans certains cas, même à un arrêt cardiaque. Parvizi et al. [55] ont mené une grande étude rétrospective sur les chirurgies de la hanche (38 488 patients) et a trouvé la mortalité taux d'environ 0,06 %. Les patients avec des cols fémoraux fracturés se trouvaient à un risque particulièrement élevé (0,18 %) tout comme les patients ayant une fracture per trochantérienne (1,6 %). Une étude séparée de Leidinger et al. [59] sur une plus petite cohorte de patients (150 patients) ont constaté que les taux de mortalité des patients souffrant de fractures du col du fémur étaient beaucoup plus élevés, à 8 %. Cependant, la chirurgie élective de remplacement total de la hanche est généralement considérée comme présentant un risque bien inférieur à 0,1 % [59]. Cela est dû aux nouvelles techniques employées pendant la chirurgie pour réduire la probabilité de formation d'embolies telles que l'utilisation d'un lavage au jet pulsatile sur le canal osseux pendant la chirurgie et une surveillance écho cardiographique continue en peropératoire. Identifier davantage les patients à haut risque chez lesquels la morbidité et la mortalité peuvent être minimisées en utilisant des remplacements non cimentés est possible et doit être effectuée avant la chirurgie [56].

Selon le rapport annuel 2009 du National Joint Registry for England and Wales, moins de 1 % des incidents peropératoires se sont produits pour toutes les arthroplasties de la hanche et du genou [58]. Comme indiqué précédemment, pour les arthroplasties de la hanche, les implants sans ciment représentaient deux fois le nombre d'incidents peropératoires par rapport aux implants cimentés. Pour les incidents peropératoires liés aux implants de hanche cimentés, 20 % étaient des pénétrations pelviennes, 19 % étaient trochantériennes (comme le montre la figure II.5), les fissures du calcer représentaient 14 %, 3 % étaient des fractures

de puits et 2 % étaient des pénétrations de puits [58]. Cas liés à la pénétration dans les implants en ciment peut être le résultat d'un excès de ciment provoquant une gêne pour le patient, tandis que des fissures et les fractures sont très probablement causées par l'ablation ou le forage d'os pendant la chirurgie.

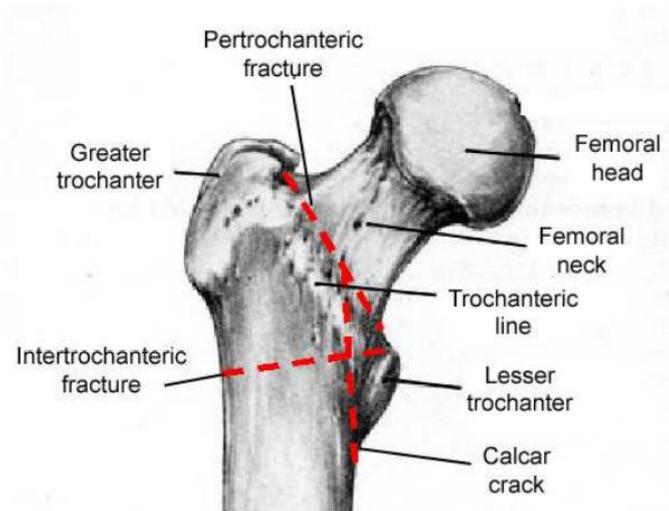


Figure II.5 : Fractures courantes de la hanche lors d'incidents peropératoires indésirables [58]

Les événements intra-opératoires indésirables dans les arthroplasties du genou se sont avérés plus importants dans les cas cimentés (440) que dans les cas non cimentés (12), mais ce chiffre reflète le niveau élevé nombre de chirurgies cimentées réalisées sur des arthroplasties du genou (60,882) par rapport aux chirurgies sans ciment (4,445). Incidents peropératoires pour les prothèses cimentées du genou en 2009 ont été trouvés à la suite d'une fracture (20%), d'une lésion ligamentaire (9%) et d'une rotule avulsion tendineuse (6%) [58]. Encore une fois, une fracture de l'os peut avoir résulté du forage et ablation de l'articulation, tandis que lésion ligamentaire et rupture du tendon rotulien est probablement causée par des erreurs chirurgicales. Il convient de noter que la révision compliquée les chirurgies ont tendance à utiliser des techniques cimentées en raison de la simplicité de la procédure et la probabilité plus faible d'événements peropératoires indésirables.

Chapitre III

Simulation de la prothèse totale de hanche

III. Introduction

Dans l'arthroplastie totale de hanche, la rupture du ciment et son descellement prématuré sont directement liés à la résistance du ciment, qui agit en tant qu'interface entre l'os et le composant prothétique. Le choix fait par le chirurgien s'accorde avec l'âge du patient et la qualité de l'appui osseux [60]. Le ciment doit réduire au minimum le transfert de charge à l'os et permettre la diffusion des antibiotiques pour la réduction du risque d'infection. La satisfaction de cette dernière propriété exige une certaine densité de porosités jouant le rôle de chemin de transport de ces médicaments. Mais, au point de vue mécanique, elle peut être préjudiciable si ces porosités se présentent localement dans la région de concentration de contraintes pouvant ainsi conduire à la rupture du ciment par effet d'entaille [61].

Le but de ce travail est d'analyser, par la méthode des éléments finis, à l'aide du code de calcul ABAQUS, le niveau de contraintes dans la PTH et les effets de l'interaction entre ses parties sur les activités du patient, et de trouver les lieux de concentration des contraintes dans ces sites, nous avons supposé la localisation de cavités. L'interaction de champs de contraintes de ces défauts avec le bord libre et l'interface ciment-os engendre une concentration importante des contraintes en cisaillement s'amorçant généralement aux bords libres de la structure et menant ainsi à la rupture et descellement de la prothèse.

III.2. Généralité sur le code de calcul ABAQUS

ABAQUS compose de trois produits : ABAQUS/Standard, ABAQUS/Explicit et ABAQUS/CAE, figure 2.1.

III.2.1. ABAQUS/Standard

ABAQUS Est un solveur généraliste qui recourt à un schéma traditionnel d'intégration implicite [62].

- * Résolution basée sur l'algorithme de Newton-Raphson et la méthode de Riks
- * Problèmes linéaires et non linéaires Géométrie 1D, 2D, 3D et Axisymétrique
- * Nombreuses procédures d'analyse dans le domaine temporel et fréquentiel.

III.2.2. ABAQUS/Explicit ABAQUS/ Explicite

Un schéma d'intégration explicite pour résoudre des problèmes dynamiques ou quasi-statiques non-linéaires.

- * Analyse non linéaire (discrétisation spatiale et temporelle)
- * Problème transitoire et dynamique des structures
- * Résolution basée sur la méthode explicite d'intégration en temps

III.2.3. ABAQUS/CAE

ABAQUS /CAE Constitue une interface intégrée de visualisation et de modélisation pour lesdits solveurs. Chacun de ces produits est complété par des modules additionnels et optionnels, spécifiques à certaines applications.

ABAQUS fut d'abord conçu pour analyser les comportements non-linéaires. Il possède en conséquence une vaste gamme de modèles de matériau. Ses modélisations d'élastomères, en particulier, méritent d'être reconnues.

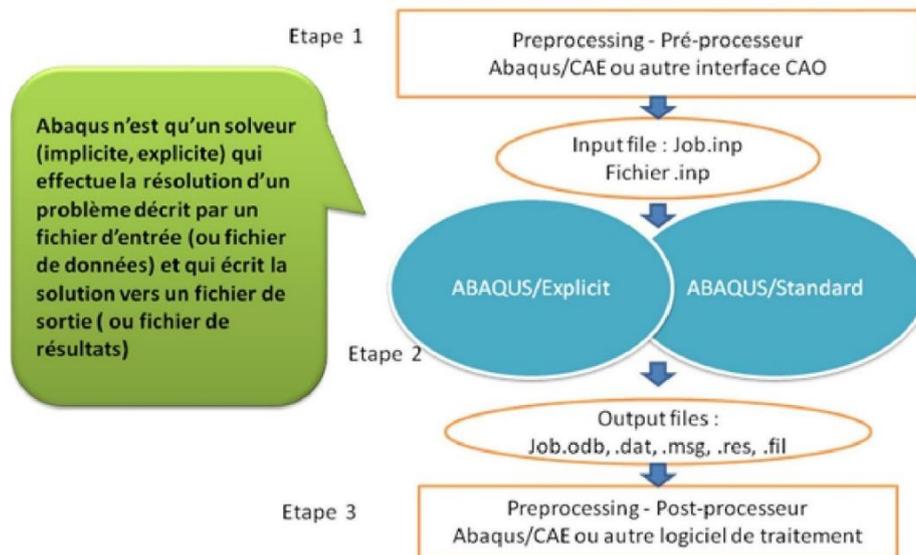


Figure III.1 : Structure d'une analyse sous Abaqus [62]

III.3. Les différents fichiers pour la simulation sous Abaqus

III.3.1. Fichier d'entrée (Input file)

III.3.1.1. Extension .inp : contient des mots clés décrivant la géométrie, les matériaux, les conditions limites et les chargements de la structure étudiée

III.3.1.2. Génération du fichier .inp :

* Avec un éditeur (fichier texte) ou programme en connaissant les divers mots clés de commande Abaqus

*Avec l'interface graphique Abaqus/CAE

*Avec un logiciel annexe (I-DEAS, NASTRAN, ...)

III.3.2. Fichier de résultats (output file)

III.3.2.1. Extension .odb : Contient les contours et courbes de résultats

III.4. Autres fichiers créés par Abaqus lors de la simulation

Fichier .com : exécutable de vos calculs

Fichier .res : fichier binaire de reprise

Fichier .dat : liste des résultats, résumé de votre modélisation

Fichier .msg : résumé du déroulement du calcul en cours, message d'erreur

Fichier .fil : fichier binaire des résultats

Fichier .log : fichier de procédure

Fichier .sta : Fichier statistique ... ets

III.5. Organisation de l'interface Abaqus CAE (complète Abaqus environnement)

Il est important de savoir que le module CAE figure 2.2 que vous allez utiliser pour créer votre jeu de données est relativement récent (quelques années) et qu'il est plutôt destiné à la mise en données de problèmes relativement classiques.

Donc pas toutes les commandes utilisables dans Abaqus et fait souvent le choix de paramètres par défaut [63].

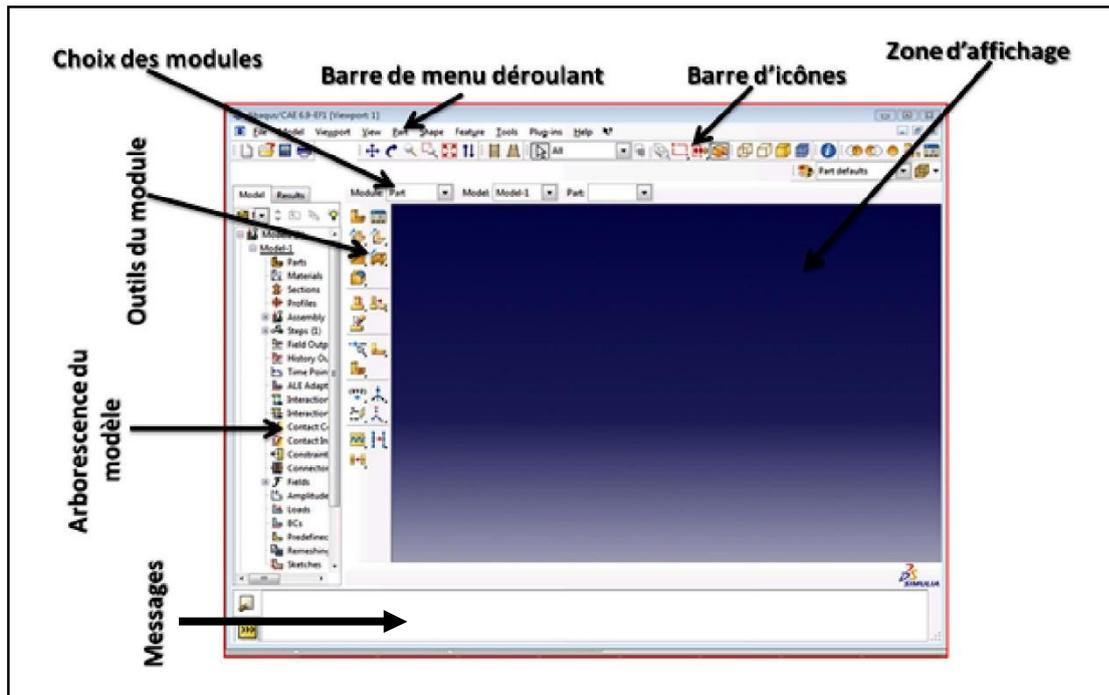


Figure III.2 : Organisation d'abaqus [63]

III.6. Les module

La réalisation complète d'un jeu de données s'effectue après un passage successif dans les modules, figure 2.3 [64].

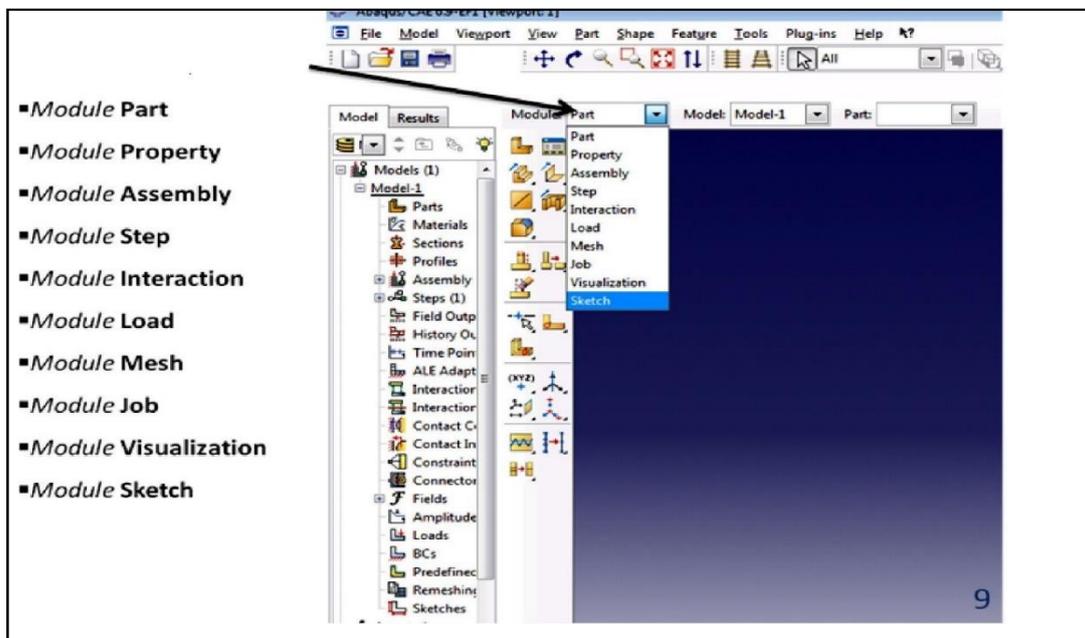


Figure III.3 : Réalisation de la mise en données d'un problème

III.7. Types de maille (mesh)

Un maillage est une représentation d'un domaine géométrique plus grand par des cellules discrètes plus petites. Les maillages sont couramment utilisés pour calculer des solutions d'équations aux dérivées partielles et rendre des infographies, et pour analyser des données géographiques et cartographiques. Un maillage partitionne l'espace en éléments (ou cellules ou zones) sur lesquels les équations peuvent être résolues, ce qui se rapproche ensuite de la solution sur le domaine plus large. Les limites d'éléments peuvent être contraintes de se trouver sur des limites internes ou externes au sein d'un modèle. Les éléments de meilleure qualité (de meilleure forme) ont de meilleures propriétés numériques, où ce qui constitue un "meilleur" élément dépend des équations gouvernantes générales et de la solution particulière à l'instance du modèle [65]

III.7.1. Bidimensionnelle

Voici deux types de formes de cellules bidimensionnelles couramment utilisées. Ce sont le triangle et le quadrilatère. Les éléments pauvres en calcul auront des angles internes nets ou des bords courts ou les deux

III.7.1.1. Triangle

Cette forme de cellule se compose de 3 côtés et est l'un des types de maillage les plus simples. Un maillage de surface triangulaire est toujours rapide et facile à créer. Il est le plus courant dans les grilles non structurées.

III.7.1.2. Quadrilatère

Cette forme de cellule est une forme de base à 4 côtés, comme indiqué sur la figure. Il est le plus courant dans les grilles structurées. Les éléments quadrilatéraux sont généralement exclus d'être ou de devenir concaves

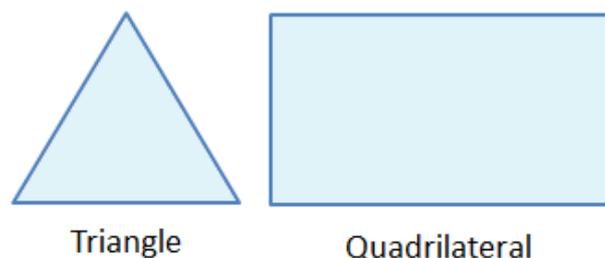


Figure III.3: Formes cellulaires bidimensionnelles de base

III.7.2. Tridimensionnelle

Les éléments tridimensionnels de base sont le tétraèdre, la pyramide quadrilatérale, le prisme triangulaire et l'hexaèdre. Ils ont tous des faces triangulaires et quadrilatérales. Les modèles bidimensionnels extrudés peuvent être entièrement représentés par les prismes et les hexaèdres sous forme de triangles et de quadrilatères extrudés. En général, les faces quadrilatérales en 3 dimensions peuvent ne pas être parfaitement planes. Une face quadrilatérale non plane peut être considérée comme un mince volume tétraédrique partagé par deux éléments voisins

III.7.2.1. Tétraèdre

Un tétraèdre a 4 sommets, 6 arêtes et est délimité par 4 faces triangulaires. Dans la plupart des cas, un maillage volumique tétraédrique peut être généré automatiquement.

III.7.2.2. Pyramide

Une pyramide à base quadrilatérale a 5 sommets, 8 arêtes, délimitées par 4 faces triangulaires et 1 face quadrilatérale. Ceux-ci sont efficacement utilisés comme éléments de transition entre les éléments à face carrée et triangulaire et autres dans les maillages et grilles hybrides.

Prisme triangulaire

Un prisme triangulaire a 6 sommets, 9 arêtes, délimitées par 2 faces triangulaires et 3 faces quadrilatères. L'avantage de ce type de couche est qu'il résout efficacement la couche limite.

III.7.2.3. Hexaèdre

Un hexaèdre, un cube topologique, a 8 sommets, 12 arêtes, délimitées par 6 faces quadrilatérales. On l'appelle aussi un hexagone ou une brique. Pour le même nombre de cellules, la précision des solutions dans les mailles hexaédriques est la plus élevée.

Les zones de pyramide et de prisme triangulaire peuvent être considérées informatiquement comme des hexaèdres dégénérés, où certaines arêtes ont été réduites à zéro. D'autres formes dégénérées d'un hexaèdre peuvent également être représentées [65]

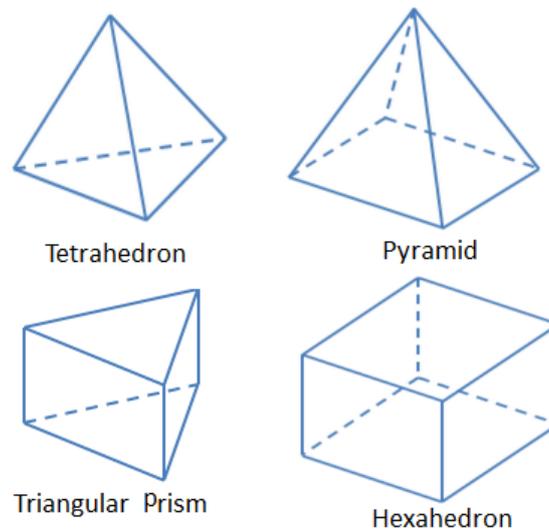


Figure III.4 : Formes cellulaires tridimensionnelles de base

III.8. Décider du type de maillage

Si la précision est la plus importante, le maillage hexaédrique est le plus préférable. La densité du maillage doit être suffisamment élevée pour capturer toutes les caractéristiques du flux, mais dans le même ordre d'idées, elle ne doit pas être si élevée qu'elle capture des détails inutiles du flux, ce qui alourdit le processeur et fait perdre plus de temps. Chaque fois qu'un mur est présent, le maillage adjacent au mur est suffisamment fin pour résoudre le flux de la couche limite et généralement les cellules quad, hexagonales et prismatiques sont préférées aux triangles, tétraèdres et pyramides. Les cellules Quad et Hex peuvent être étirées là où le flux est pleinement développé et unidimensionnel.

En fonction de l'asymétrie, de la douceur et du rapport d'aspect, l'adéquation du maillage peut être décidée

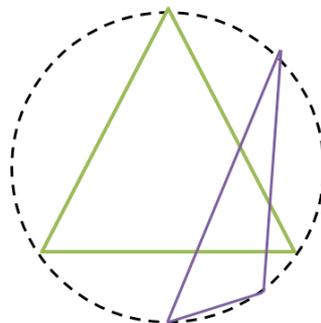


Figure III.5 : Asymétrie (skewness) basée sur le volume équilatéral

Asymétrie (skewness) L'asymétrie d'une grille est un bon indicateur de la qualité et de l'adéquation du maillage. Une grande asymétrie compromet la précision des régions interpolées. Il existe trois méthodes pour déterminer l'asymétrie d'une grille. Basé sur le volume équilatéral Cette méthode s'applique uniquement aux triangles et aux tétraèdres et constitue la méthode par défaut.

III.8.1. Basé sur le volume équilatéral

Cette méthode s'applique uniquement aux triangles et aux tétraèdres et constitue la méthode par défaut.

$$\text{Skewness} = \frac{\text{optimal cell size} - \text{cell size}}{\text{optimal cell size}}$$

III.8.2. Basé sur l'écart par rapport à l'angle équilatéral normalisé

Cette méthode s'applique à toutes les formes de cellules et de faces et est presque toujours utilisée pour les prismes et les pyramides

$$\text{Skewness (for a quad)} = \max \left[\frac{\theta_{\max} - 90}{90}, \frac{90 - \theta_{\min}}{90} \right]$$

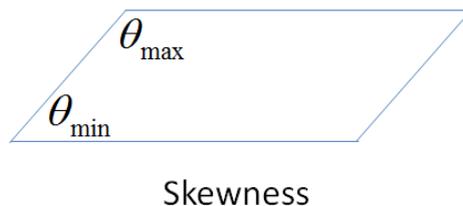


Figure III.6 : Représente l'asymétrie d'un quadrilatère

III.8.3. Biais équiangulaire

Une autre mesure courante de la qualité est basée sur le biais équiangulaire

$$\text{Equiangle Skew} = \max \left[\frac{\theta_{\max} - \theta_e}{180 - \theta_e}, \frac{\theta_e - \theta_{\min}}{\theta_e} \right]$$

θ_{\max} : est le plus grand angle d'une face ou d'une cellule

θ_{\min} : est le plus petit angle d'une face ou d'une cellule

θ_c : est l'angle d'une face ou d'une cellule équiangulaire, c'est-à-dire 60 pour un triangle et 90 pour un carré

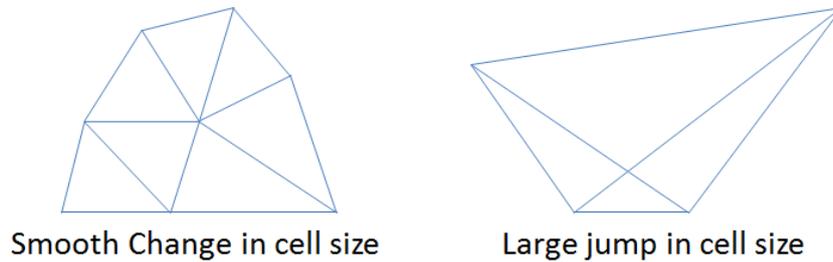


Figure III.7 : Changement de saut en douceur et large

III.9. Techniques de génération de maillage sur ABAQUS

Abaqus CAE fournit principalement quatre techniques de génération de maillage différentes :

- Maillage libre
- Maillage balayé
- Maillage structuré
- Maillage mappé
- Topologie virtuelle

[66]

III.9.1. Présentation le modèles de PTH

L'articulation de la hanche est la dernière de ce que l'on appelle le complexe de la hanche pelvienne, et est formé par la cavité acétabulaire, situé sur la partie inférieure du bassin, ou la partie supérieure de la tête du fémur [67]. La réussite à long terme de l'arthroplastie totale de la hanche (PTH) dépend d'un certain nombre de facteurs tels que la technique chirurgicale [68], les matériaux [69] ainsi que la conception de la prothèse [70]. Les prothèses cimentées sont de plus en plus utilisées pour la chirurgie arthroplastie, Un descellement de la prothèse est susceptible de se produire en raison de la fatigue, à moins qu'une coquille dure composée d'un matériau inerte soutienne structurellement la prothèse. Les prothèses moulés en ciment attendus, par conséquent, être considérés comme des prothèses visant ordinaires à maintenir les tissus mous. La conception des prothèses cimentées peut être améliorée par l'ajout d'une

coquille dure composée d'un matériau inerte (non réactif) avec une résistance élevée à la traction pouvant résister à des forces d'appui [71]. Les composants prothétiques des implants sont en titane, acier inoxydable et céramique à base d'oxyde d'aluminium [72]



Figure III.7 : PTH sur la Corps du patient

III.10. Modèles Numérique tridimensionnels de PTH

Des modèles tridimensionnels à éléments finis de prothèses non-renforcées et des prothèses renforcées avec des tiges pleines en titane, céramique et acier inoxydable ont été développés. L'analyse par éléments finis a été réalisée en utilisant Abaqus 6.14. Le maillage d'éléments finis a été généré en utilisant des éléments tétraèdre avec quatre nœuds (Figure III.8). Au totale

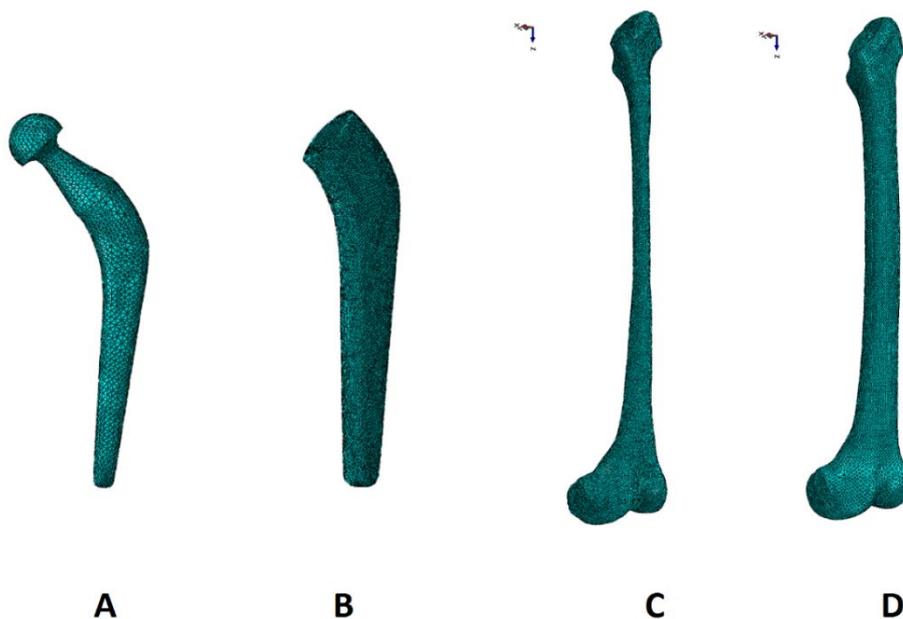


Figure III.7: Maillage par éléments finis de prothèse de hanche : Prothèse implantée, Spacer, Renfort plat, fémur (de gauche à droite)

Le modèle sur la photo représente les pièces de modèle éléments finis de PTH :

A: tige fémorale métallique

B: ciment polymère PMMA

C: Os spongieux

D: fémur

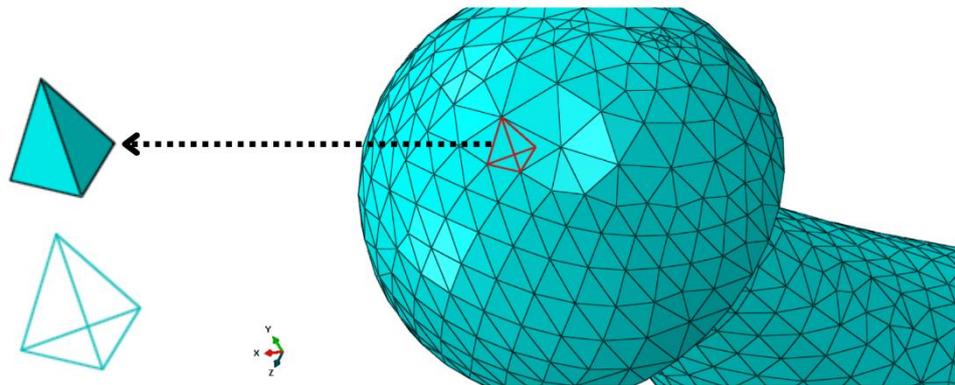


Figure III.8: Maillage Tétraèdre par éléments finis dans la tige fémorale

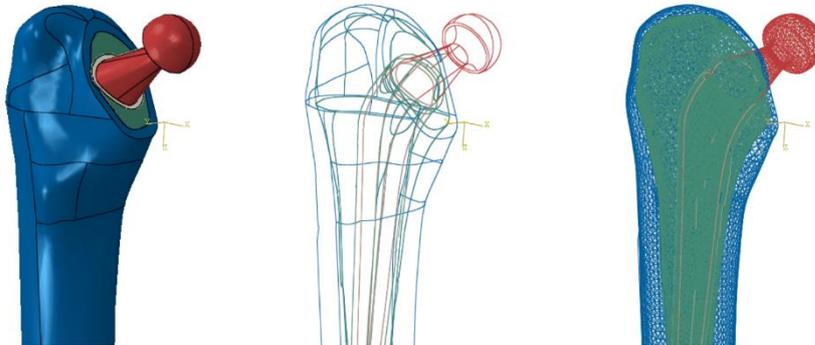


Figure III.9: Assemblage de prothèse totale de hanche avec le fémur

III.11. Les propriétés du matériau

Les propriétés du matériau adoptées ont été spécifiées en termes de module de Young et de coefficient de Poisson pour tous les composants associés à la prothèse (Tableau VI.1). Tous les matériaux ont été supposés présenter un comportement linéaire, homogène et élastique. [73]

	Module de Young E, MPa	Coefficient de Poisson ν
Os cortical	17000	0.3
Os Spongieux	1-132	0.2
Ciment osseux (PMMA)	2300	0.3
tige fémorale, Titane	210000	0.3

Tableau III.1. Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour le modèles éléments finis

III.12. Chargement et conditions aux limites

Dans cette étude, les grandeurs et les directions des forces musculaires données par Bregmann sont utilisées. Elles sont indiquées dans le (Tableau VI.1). La charge ($F_{\text{cupule cotyloïdienne}}$) correspond à une personne de 70 kg. Une charge de muscle abducteur ($F_{\text{muscleabductor}}$) est appliquée à la zone proximale du grand trochanter. Une charge de voie ilio-tibiale ($F_{\text{filio-tibiale}}$) est appliquée au fond du fémur dans la direction longitudinale du fémur [74]. La condition à la limite a été appliquée en fixant l'épiphyse distale, qui est l'extrémité distale du fémur qui est relié au genou [75]. La figure VI.4, montre le système de coordonnées utilisé pour représenter la direction des composants de forces. Le fémur est principalement chargé en flexion [76].

Les composantes (F_x , F_y , F_z) dans l'analyse statique ont été mesurées dans le système de coordonnées x ; y ; z du la tete tige fémorale (figure...), Elle est transmise par la tête fémorale au ciment.

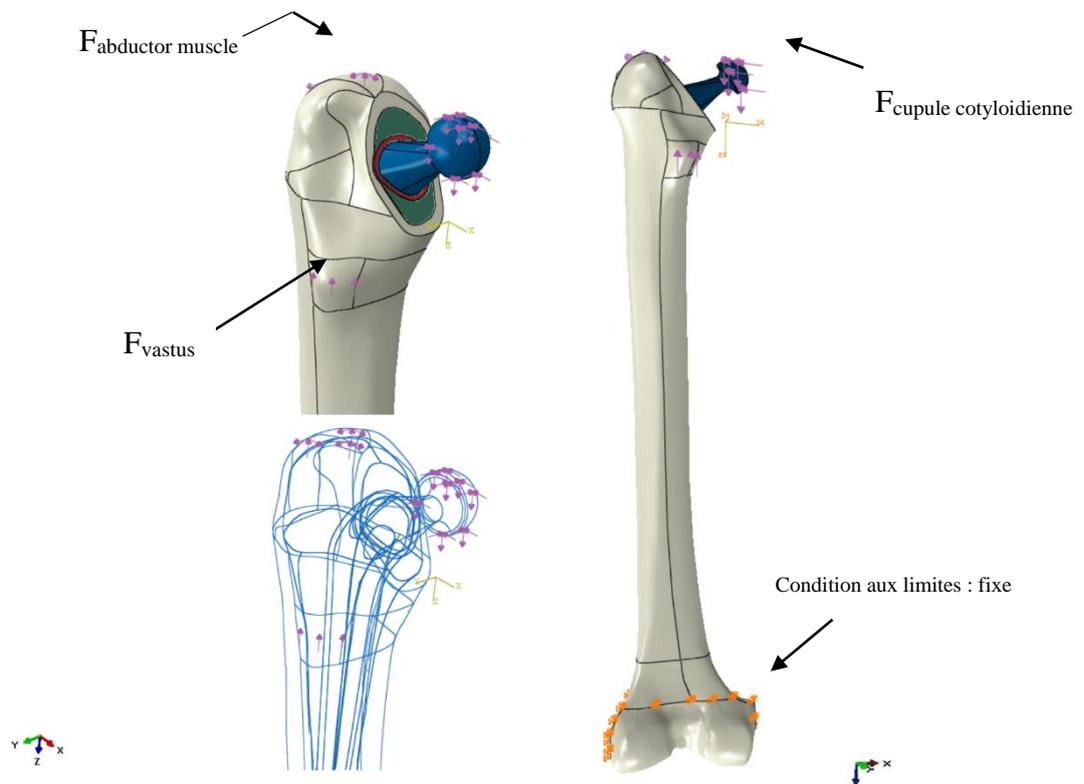


Figure III.10. Forces appliquées sur l'assemblage os-prothèse

L'axe z est la ligne médiane idéalisée droit du fémur; x est perpendiculaire à z et parallèle au plan transversal, l'axe y est dans la direction antéro-postérieure.

L'épiphyse distale, qui est l'extrémité distale du fémur, connectée à l'articulation du genou [75].

Système de coordonnées représentant la direction des forces composantes [76]

Charge (N)	X	Y	Z
Force c.cotyloïdienne	-433.8	-263.8	-1841.3
Force.Abducteur muscle	465.9	34.5	695,0
Force vastus lateralis	7.2	-148.6	-746.3

Tableau III.2. La charge sur le PTH

III.13. Les activités simulées

Dans leur vie quotidienne, les patients porteurs de la PTH se trouvent obligés à exercer des activités, dans ce chapitre nous allons décortiquer toutes les activités mères qui peuvent être pratiquées par ces patients, et à partir des quels d'autres activités peuvent être dérivées et qui sont responsables sur la cartographie des contraintes induites dans les différents constituants de la prothèse totale de hanche (l'état, le niveau et la répartition) plus précisément, sur le ciment

orthopédique . La durabilité de mise en service de l'implantologie est étroitement liée à ces activités.

III.13.1. L'activité de la marche

Les deux contacts successifs du même talon au sol est la période selon laquelle un cycle de marche se définit. Pour pouvoir définir la durée de ce cycle, un système de contacts pédestres a été utilisé [77]. Ce Dernier consiste en une plaque de cuivre fixée sous le soulier droit du sujet et un grillage électrifié posé au sol. Lorsque le pied était en contact avec le sol, un signal de un volt était enregistré par l'ordinateur. Donc les deux phases de la marche sont définies comme suit : la phase d'appui (60 %) et la phase oscillante (40 %). La phase d'appui s'étend de la phase pendant laquelle la jambe repose sur le sol, et la phase oscillante s'étend de l'élévation de la jambe et de son déplacement vers l'avant en préparation de la phase d'appui suivante (Fig. . 2.8).

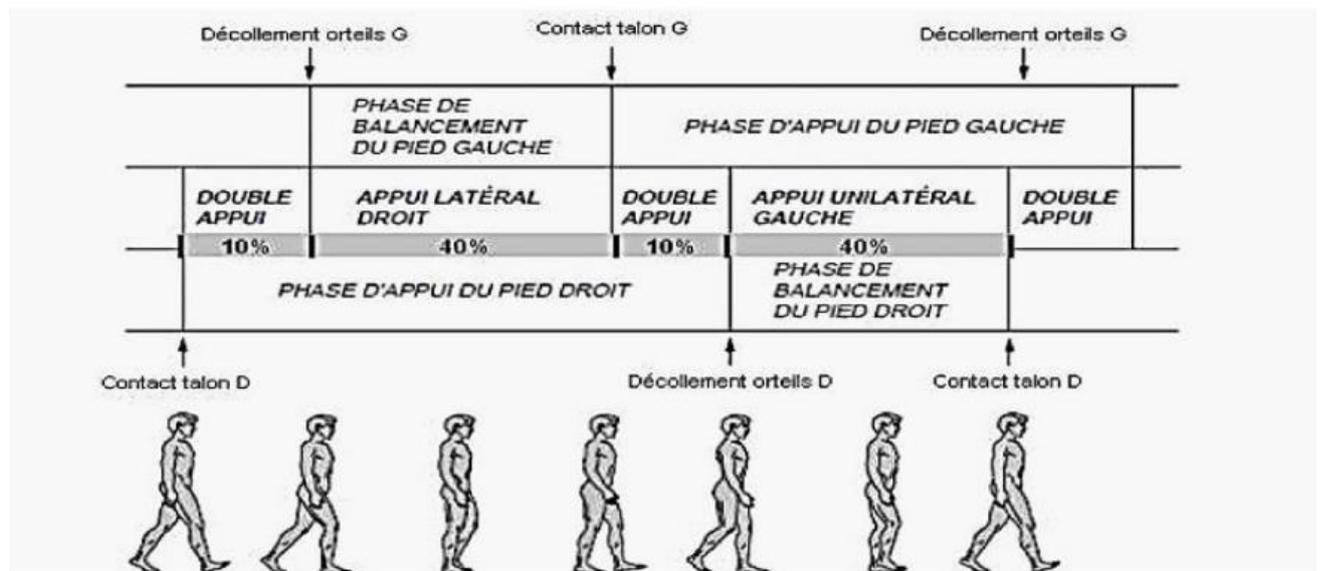


Figure III.11: représentation d'un cycle de marche

C'est pendant la phase d'appui que se produit la majeure partie de la transmission des efforts, quand le poids corporel du sujet et les forces d'accélération générées par la marche agissent sur le centre de gravité de la masse corporelle. Ce système a permis d'identifier les cycles alors que les électro - goniomètres ont permis d'analyser les signaux (EMG et angles) à l'intérieur de ces cycles . Les sujets traversaient cinq fois une plateforme d'un peu plus de 6 m, ce qui permettait l'enregistrement d'au moins 4 cycles par traversée Le premier cycle, qui comportait une certaine accélération, n'a pas été traité dans les résultats. Quinze cycles ont été utilisés par un patient de 980N de poids dans les calculs pour détermine le cycle moyen [78].

Nous remarquons qu'après 0.207s de marche lente (voir la variation de l'effort et de ces composantes exercées sur la tête fémorale pendant un cycle de marche est représenté sur la Fig. 2.8) l'effort sur la tête fémorale a atteint son niveau le plus élevé. Une prolongation du temps de cette activité induit des efforts plus faibles. Leur intensité tend vers des valeurs les plus basses après un temps de 1.20s, ce qui correspond à la fin du cycle de marche, autrement dit à un cycle complet de marche. C'est à ce stade que le patient entame le deuxième cycle de marche. Ce comportement se répète périodiquement tant que le porteur de la prothèse effectue une telle activité. Une analyse de l'effet du poids et de la nature de son activité (marche lente, rapide, frontale et en portant une masse équilibrément répartie sur les deux bras), sur le niveau des efforts exercés sur la tête fémorale a été menée. Les résultats ainsi obtenus sont représentés sur la figure 2.9. Cette dernière montre que lors de la marche d'un patient portant une charge avec les deux bras, fait que la tête soit mécaniquement plus sollicitée et ce quel que soit le poids exercé. Pour les autres mouvements, les efforts exercés sur la tête fémorale sont inversement liés à la cinétique de ses mouvements. En effet, une marche plus rapide exerce des forces moins importantes.

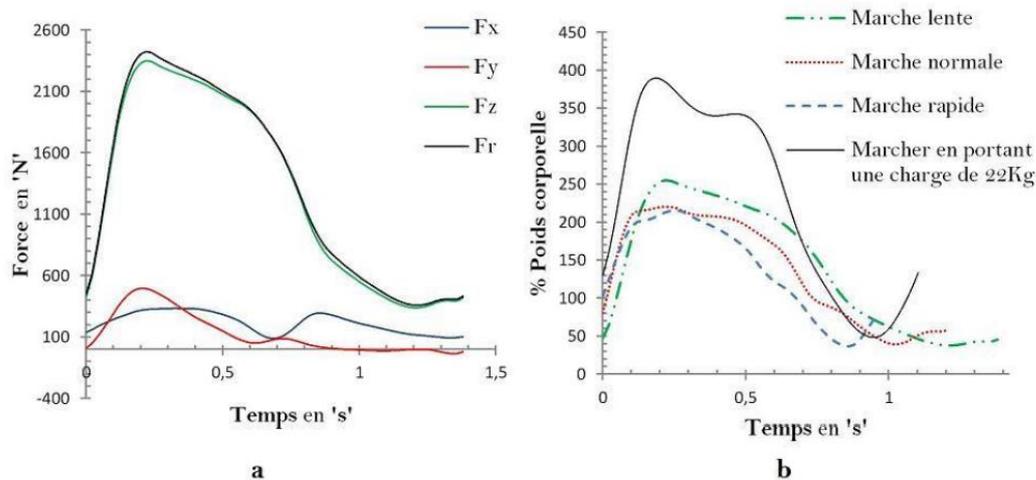


Figure III.12: (a) décomposition des efforts exercés sur la tête fémorale pendant un cycle d'une marche lente.

(b) efforts exercés sur la tête fémorale, lors de la marche du patient, en fonction du poids corporel

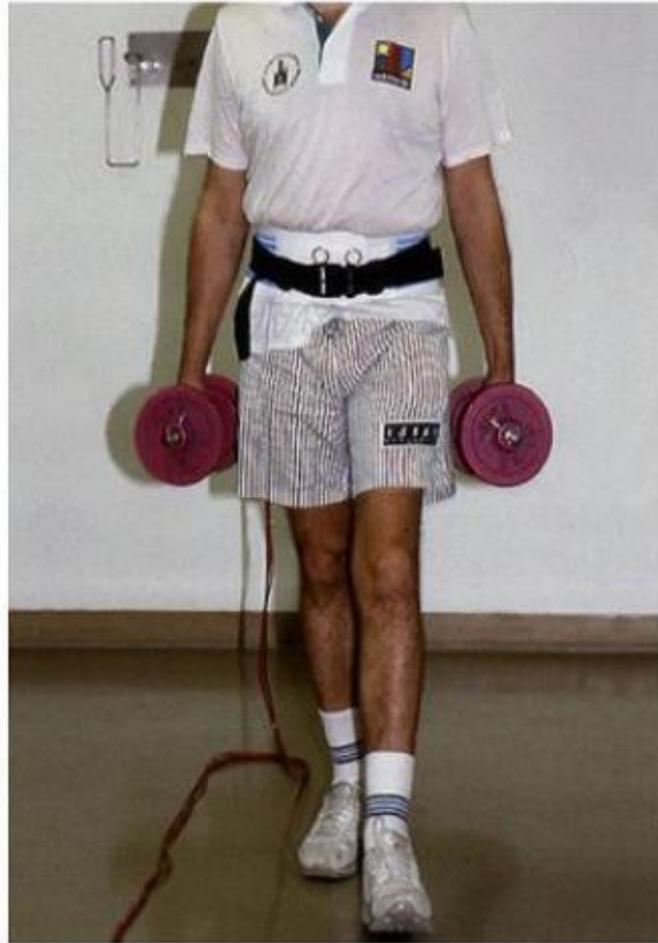


Figure III.13 : marcher en portant un poids de 10kg symétriquement répartie sur les deux bras [78]

La marche est l'activité la plus pratiquée quotidiennement par les patients porteurs de la prothèse totale de hanche. En fonction de la vitesse du patient (le temps du cycle), cette activité se subdivise en trois catégories :

- **la marche rapide** dont le cycle dure 0.96s se caractérise par un rétrécissement de la phase d'appuis, et une prolongation de la longueur du pas ainsi qu'une diminution de sa largeur par rapport aux deux autres marches.

-**La marche lente**, avec un cycle de 1.4s.

-**La marche normale** dont le cycle dure 1.2s (Fig.2.10)

III.13.2. La montée et la descente des escaliers

Monter et descendre l'escalier est une activité obligatoire dans la vie quotidienne des patients porteurs de la PTH, voire plusieurs fois même par jour, cette activité tout comme pour la

marche, un cycle de montée ou de descente correspond à deux contacts successifs d'un même pied. Pour cette activité, un cycle correspond au passage du pied de la marche 2 à la marche 4. Afin d'utiliser les contacts pédestres, chaque marche est recouverte d'un grillage électrifié. Cinq cycles de montée ont été enregistrés pour chacun des sujets afin d'éliminer les effets de fatigue musculaire, le graphe suivant illustre les efforts exercés sur la tête fémorale pendant la montée d'une marche.

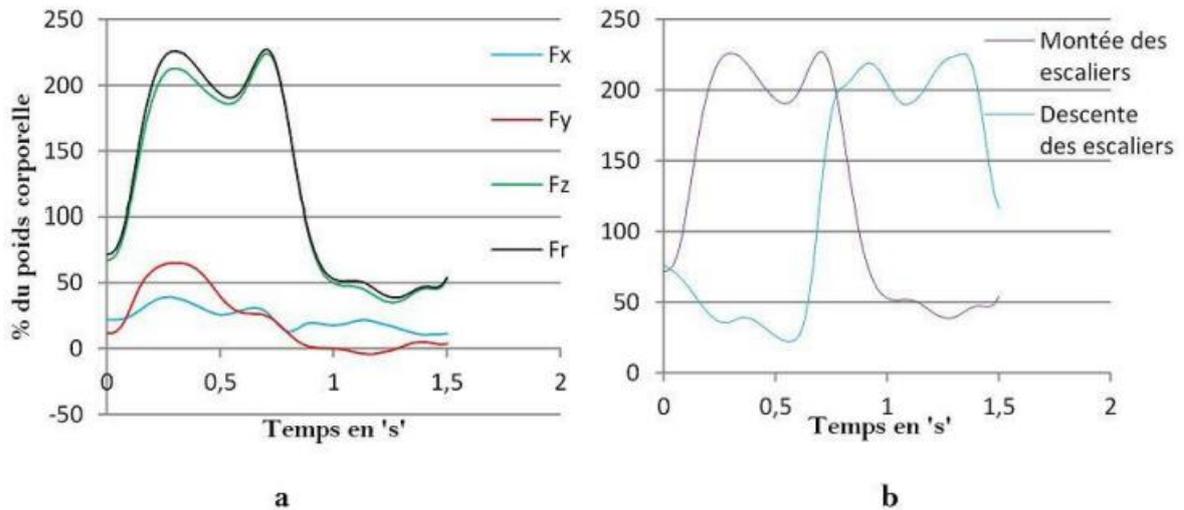


Figure III.14 : (a) Décomposition des efforts exercés sur la tête fémorale pendant un cycle montée des escaliers (b) Efforts exercés sur la tête fémorale, lors de la montée et la descente des escaliers



Figure III.15 : Illustration de l'activité de la descente des escaliers [78]

III.13.3. S'asseoir et se lever

S'asseoir et se lever est une activité élémentaire dans la vie quotidienne des patients, les sujets pour cette tâche doivent, après un signal verbal donné par l'expérimentateur, se lever ou s'asseoir à leur rythme, sur une chaise, et ce sans utiliser leurs mains. Pour cette tâche, les électrogoniomètres assujettis à la hanche sont utilisés comme référence pour déterminer le début et la fin de chacun des essais. Ces activités enregistrent chacune, un pic d'amplitude différent avec un temps aussi différent, en effet, quand le patient se lève, il fournit un effort de 1995N qui est supérieur à celui exercé durant la deuxième activité qui ne dépasse pas les 1445N

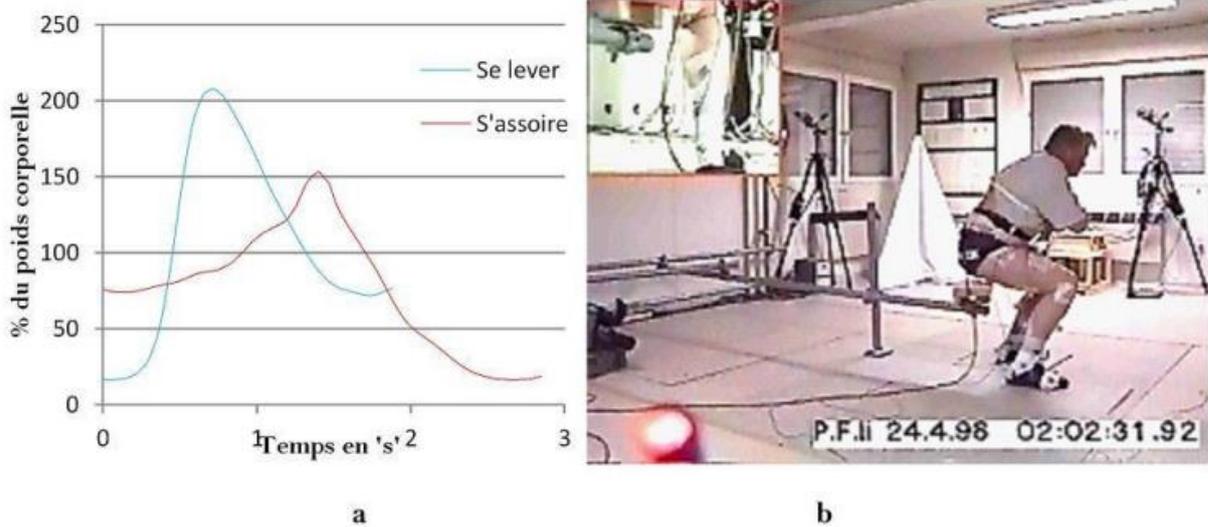


Figure III.16 : (a) Efforts exercés sur la tête fémorale, lors de l'activité de s'asseoir et se lever d'une chaise [79] (b) Illustration de l'activité de s'asseoir sur une chaise.

Chapitre IV

**Analyses des résultats obtenus
par la simulation numérique**

IV.1. Introduction

Avant de simuler le comportement biomécanique du ciment osseux, il est impératif d'établir la simulation de l'ensemble du système implant - ciment - os spongieux - os cortical. Ceci permettra de passer à la simulation du sous - ensemble par une technique, appelée le submodeling, et ce, à cause de la complexité des équations utilisées par le logiciel pour la simulation des différents phénomènes engendrés par la rupture. Dans cette partie du travail, une modélisation du comportement mécanique de la prothèse totale de hanche est menée. Elle tient compte des forces musculaires, des efforts exercés sur la tête fémorale et des conditions aux limites les plus précises que la technologie actuelle peut offrir. Dans ce cadre, et afin de préparer un model global à partir duquel des sous - modèles seront sélectionnés, une simulation numérique visant toutes les activités principales que les patients porteurs de la prothèse totale de hanche peuvent exercer, est donc nécessaire dans un premier temps. Les résultats de cette simulation seront investigués dans un deuxième temps afin d'accomplir l'analyse par la méthode des éléments finis.

IV.2. Simulation numérique

Les essais mécaniques de nos jours permettent généralement l'obtention d'un courbe global effort - déplacement. L'analyse plus précise du comportement mécanique d'un volume irrégulier par exemple, ou dans un élément de volume, sous chargements complexes nécessite une simulation numérique poussée. C'est le cas, de l'analyse du comportement biomécanique des articulations artificielles, composées de plusieurs éléments de natures totalement différentes et de géométries non uniformes, soumises à des efforts trop complexes.

Une simulation primaire a été menée, Elle porte sur l'analyse de l'effet des activités principales exercées par le patient (la marche lente, la marche normale, la marche rapide) sur le comportement biomécanique du ciment osseux ainsi que celui de l'os.

IV.3. Résultat de la simulation

Dans les cas précités dans la troisième chapitre, nous analyserons le comportement de la PTH pour trois activité du patient (la marche lente, la marche normale, la marche rapide) à partir des résultats des forces réparties sur le modèle élément finis comme dans les courbes figure... suivantes pour trois situations

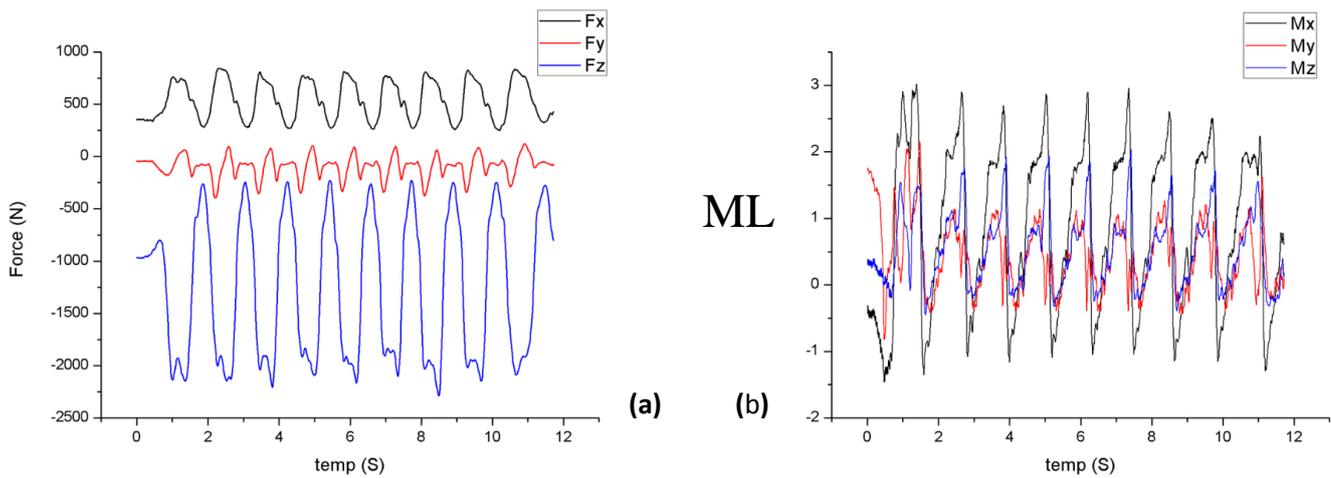


Figure IV.1: les forces (a) et le moment (b) appliqués en marche lente (ML)

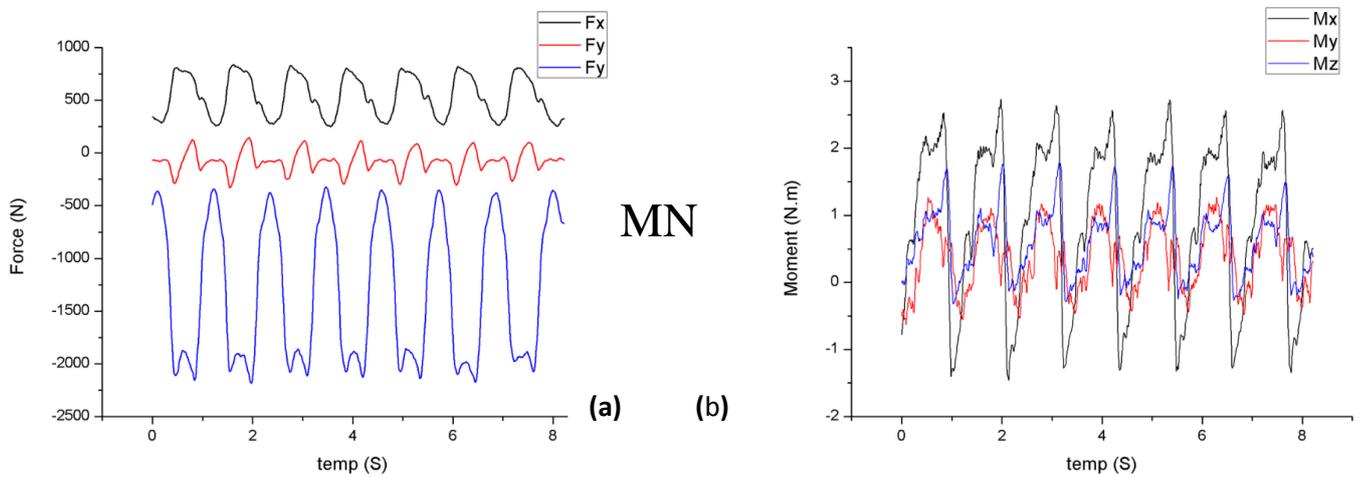


Figure IV.2: les forces (a) et le moment (b) appliqués en marche normale (MN)

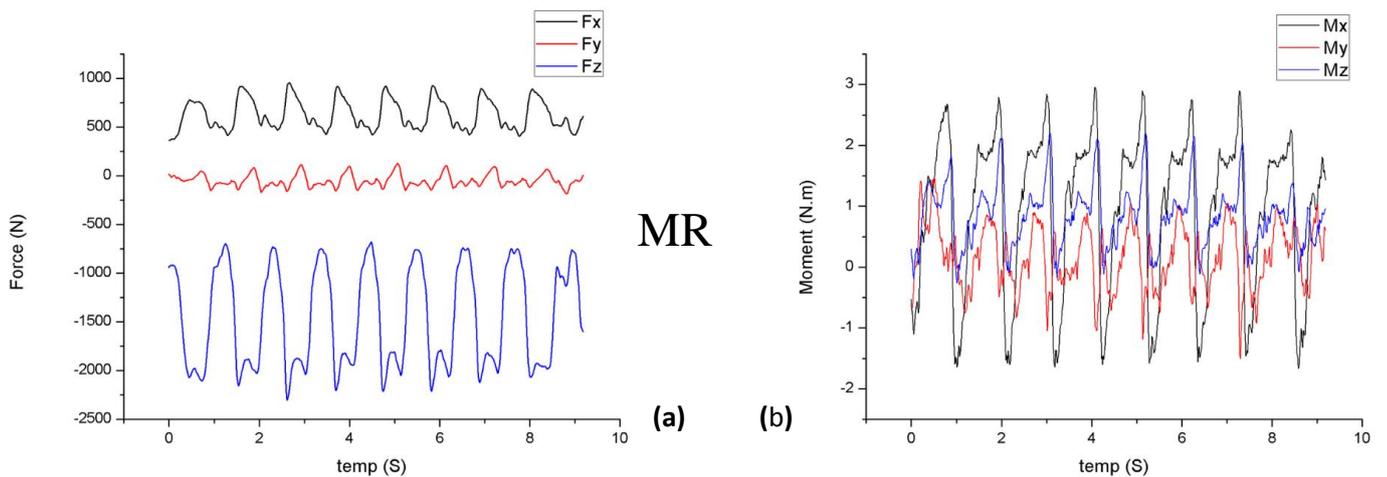


Figure IV.3: les forces (a) et le moment (b) appliqués en marche rapide (MR)

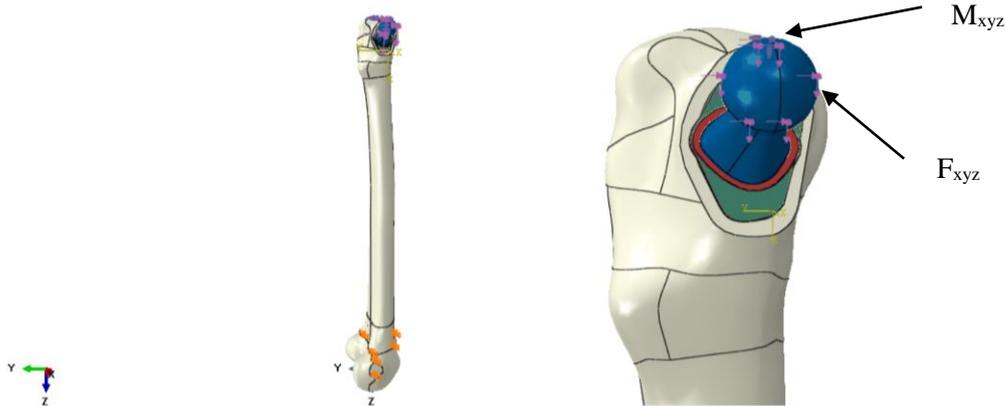
Les courbes représentent les résultats de trois activités pour un patient de 98 kg, où la courbe (a) et (b) représente la force et le moment répartie sur les trois axes (X, Y, Z) sur la tête de la

tige fémorale, Où la durée d'enregistrement des données était continue pendant 8 à 12 secondes pour chaque activité

ML: marche lente

MN: marche normale

MR: marche rapide



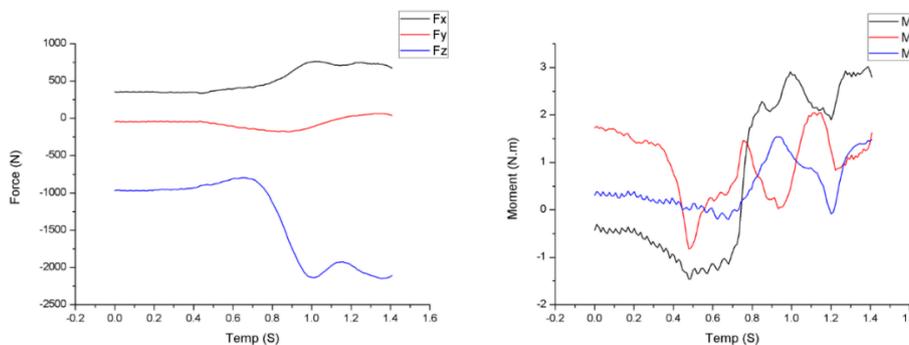
FigureIV.4: emplacement les forces F_{xyz} et les moments M_{xyz} sur le modelé élément finis

IV.4. Distribution des contraintes de Von Mises

Le résultat de distribution des contraintes δ de Von Mises pour les quatre composants de la prothèse (Tige fémorale, ciment polymère PMMA, Os spongieux, Os cortical)

IV.4.1. La marche lente

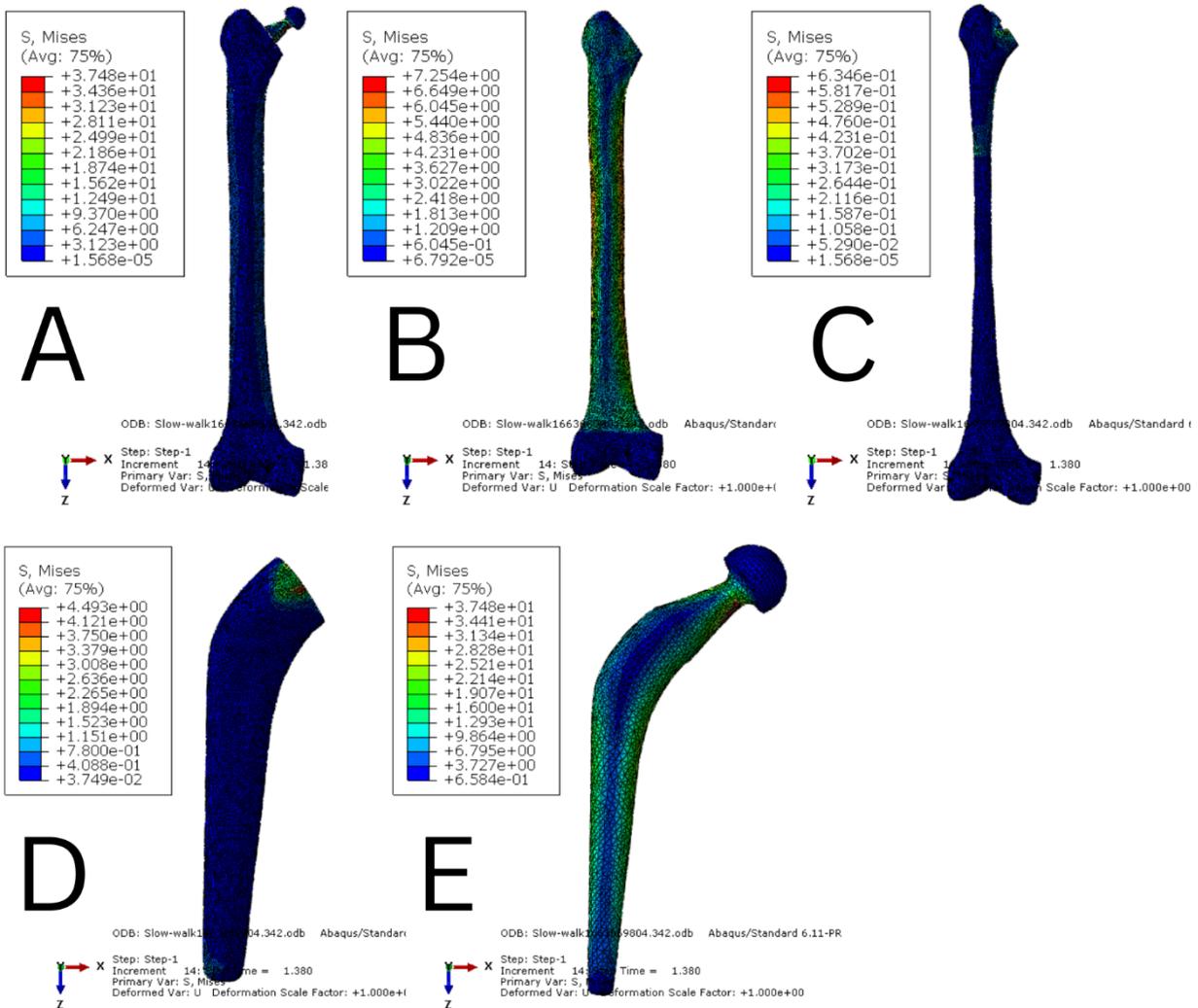
En condition de marche lente, nous avons appliqué amplitude d'un cycle d'environ 1,4 seconde



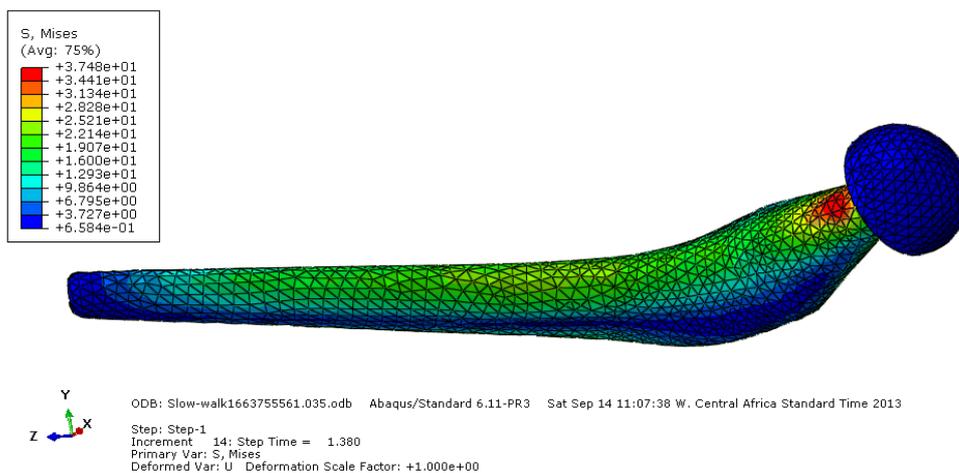
FigureIV.5: les forces F_{xyz} et le moment M_{xyz} appliques en marche lente pour un cycle de

1.4s

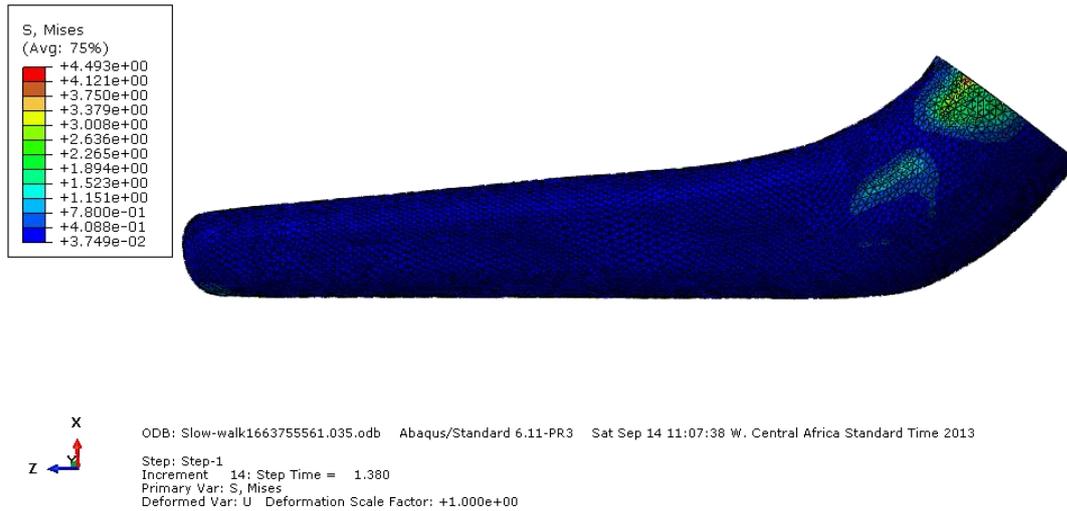
Résultat de distribution



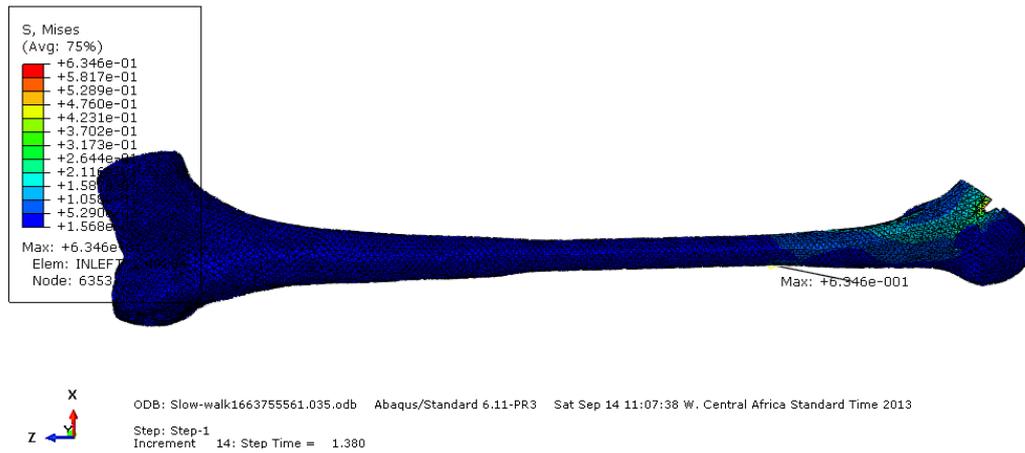
FigureIV.6: Répartition des contraintes de Von Mises dans l’os en activité marche lente , (A) le PTH, (B) os cortical, (C) os spongieux (D) ciment polymère PMMA, (E)Tige fémorale



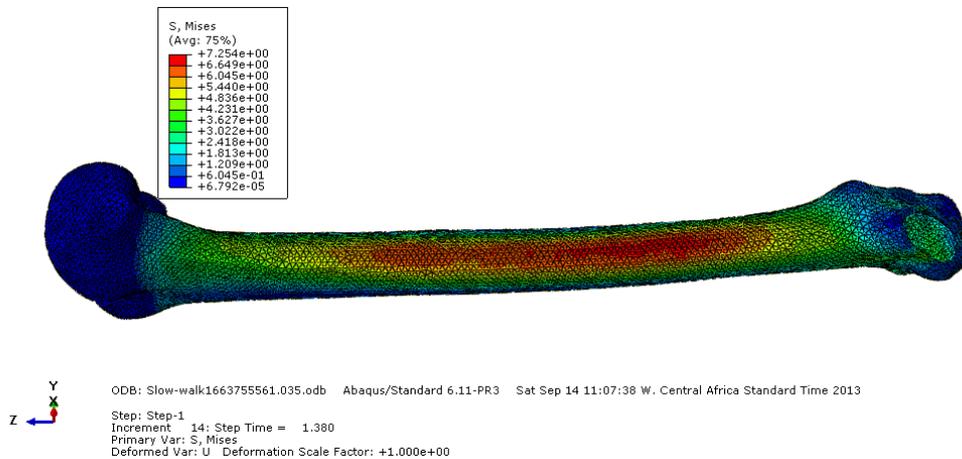
FigureIV.7: Répartition des contraintes de Von Mises dans la tige fémorale en activité marche lente



FigureIV.8: Répartition des contraintes de Von Mises dans le ciment polymère PMMA en activité marche lente



FigureIV.9: Répartition des contraintes de Von Mises dans l'Os spongieux en activité marche lente



FigureIV.10: Répartition des contraintes de Von Mises dans l'Os cortical en marche lente

La figure 5 représente un cycle d'activité de la patient en marche lente , s'exécutant lentement, d'une durée d'environ 1,4 seconde, où les résultats étaient la répartition des contrainte maximale σ_{\max} ou C_{\max} Von mises sur l'ensemble de la prothèse totale de hanche (PTH) ... Où après avoir extrait les données sur les contrainte dans la figure 11 nous avons trouvé une différence différentielle entre les parties de PTH

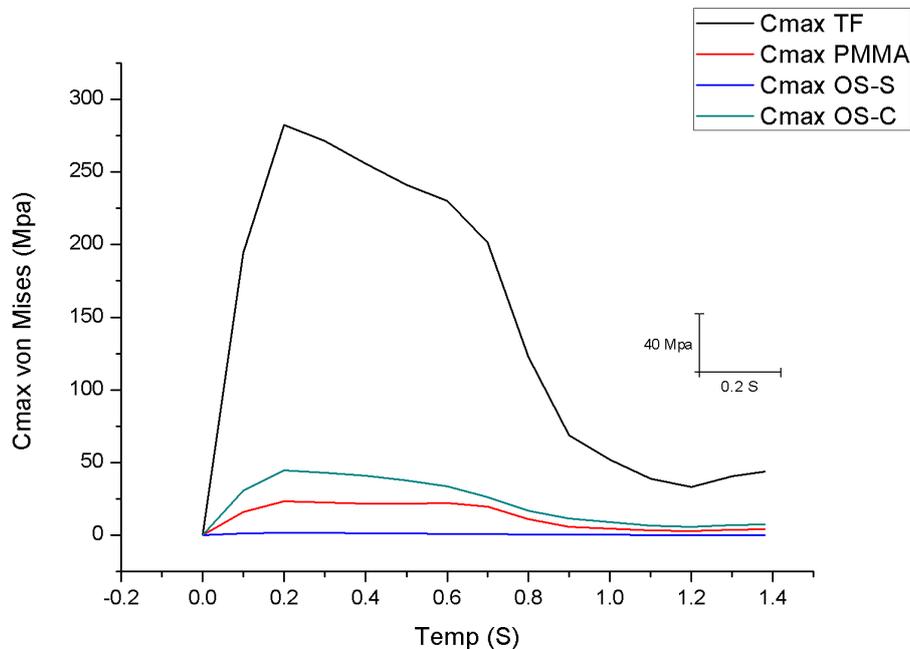


Figure IV.11: Les niveaux de la contrainte atteinte dans le PTH en activité marche lente

Où l'on remarque que la tige fémorale dans la Figure 7 a une charge importante du côté intérieur, car elle est soumise à une compression du côté intérieur sous la tête de la tige fémorale, ce qui a conduit à la répartition des charges sur les zones de contact avec le ciment polymère PMMA Figure 8.

Sur la figure 9 on remarque les matières vitales (Os cortical, Os spongieux) et expressivement (Cmax OS-C, Cmax OS-S), os-spongieux et os-cortical une différence dans la répartition des charges en cas de mouvement lent du patient, où l'on remarque que sur Os spongieux est soumis à une charge importante sur la zone excavée et cela est dû à la faible épaisseur sur les bords, la Figure 12 explique le

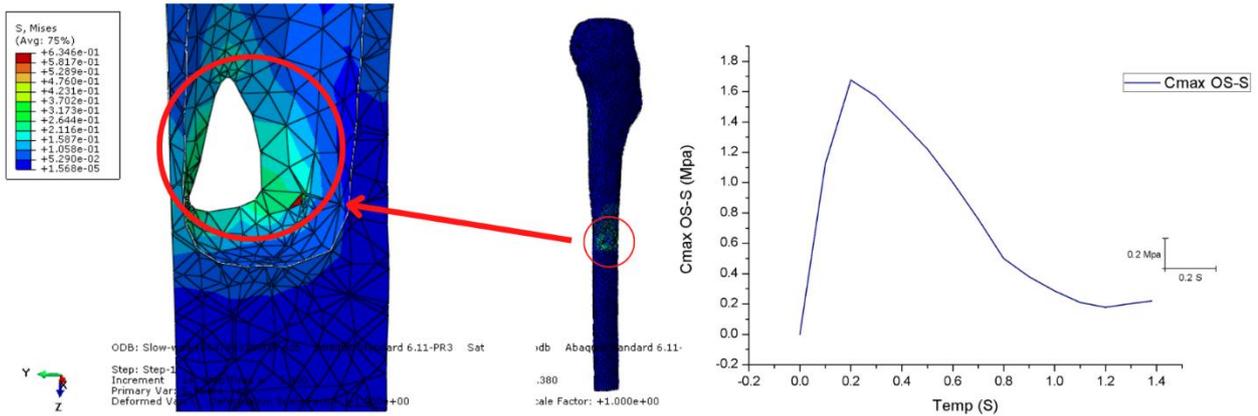


Figure IV.12: à gauche: concentration d'éléments à haute contrainte au bord du trou chirurgical,

À droite niveaux de la contrainte atteinte dans le Os spongieux en activité marche lente

IV.4.2. La marche normale

Dans cette activité En condition de marche lente, nous avons appliqué amplitude d'un cycle d'environ 1,4 seconde

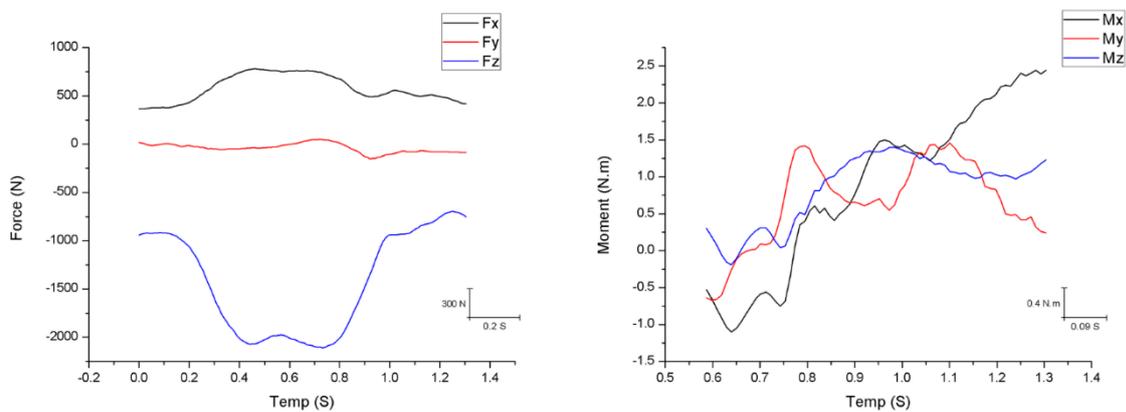


Figure IV.13: les forces F_{xyz} et le moment M_{xyz} appliqués en marche normale pour un cycle de 1.4s

Résultat de distribution

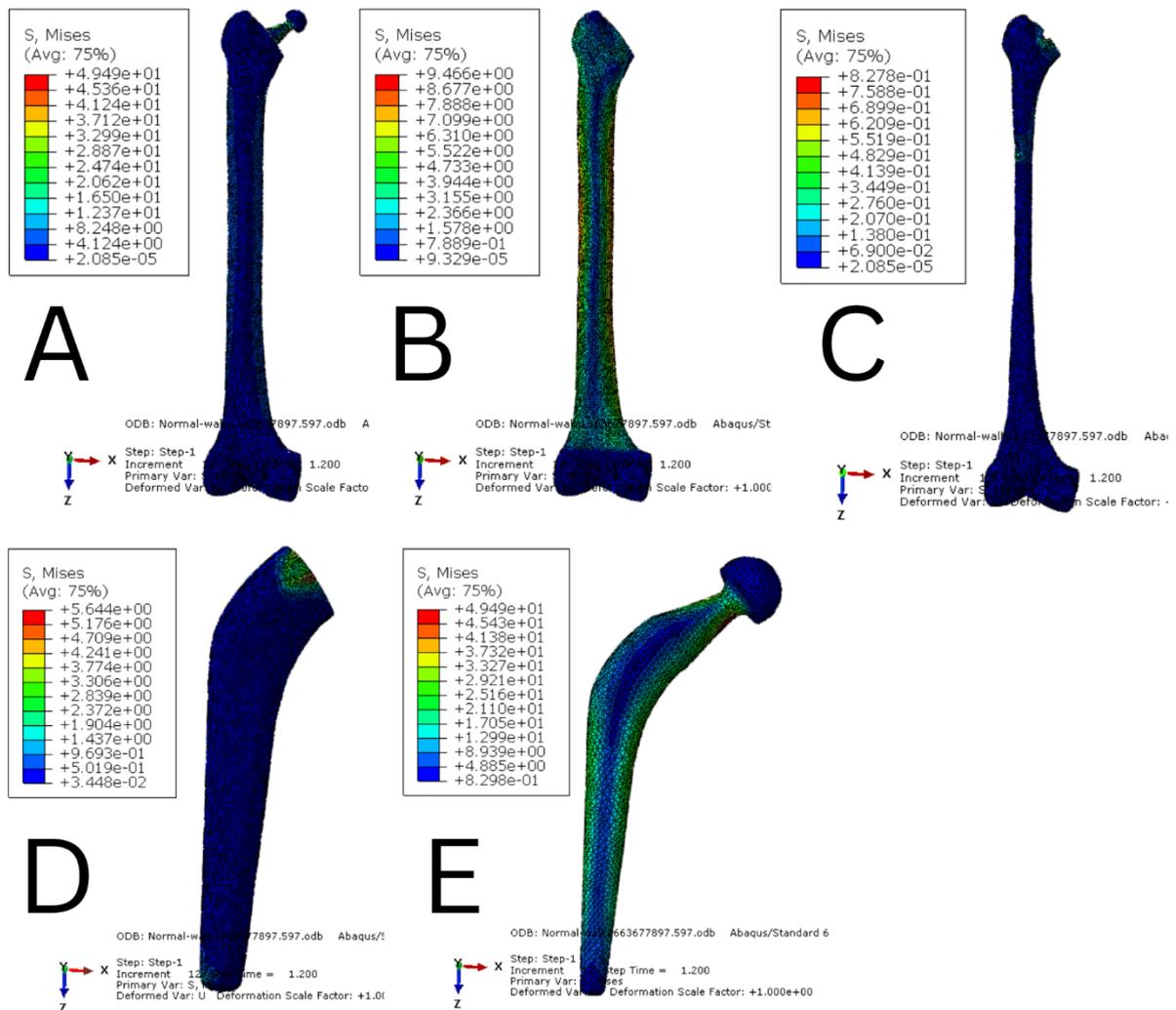


Figure IV.14: Répartition des contraintes de Von Mises dans l'os en activité marche normale , (A) le PTH, (B) os cortical, (C) os spongieux (D) ciment polymère PMMA, (E)Tige fémorale

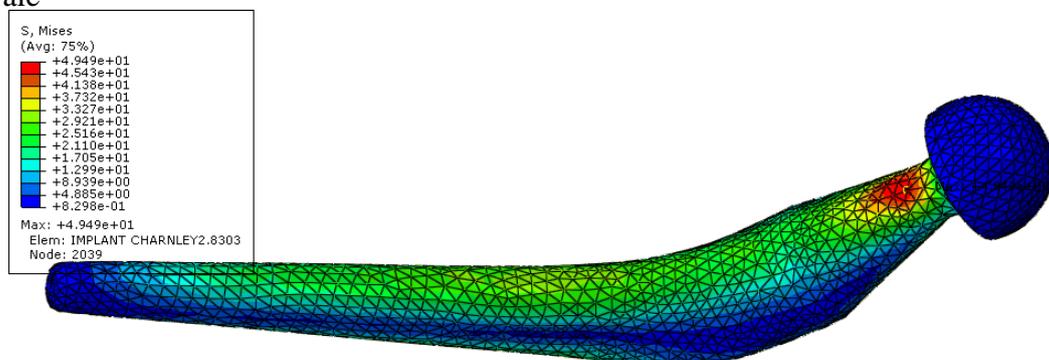


Figure IV.15: Répartition des contraintes de Von Mises dans la tige fémorale en activité marche normale

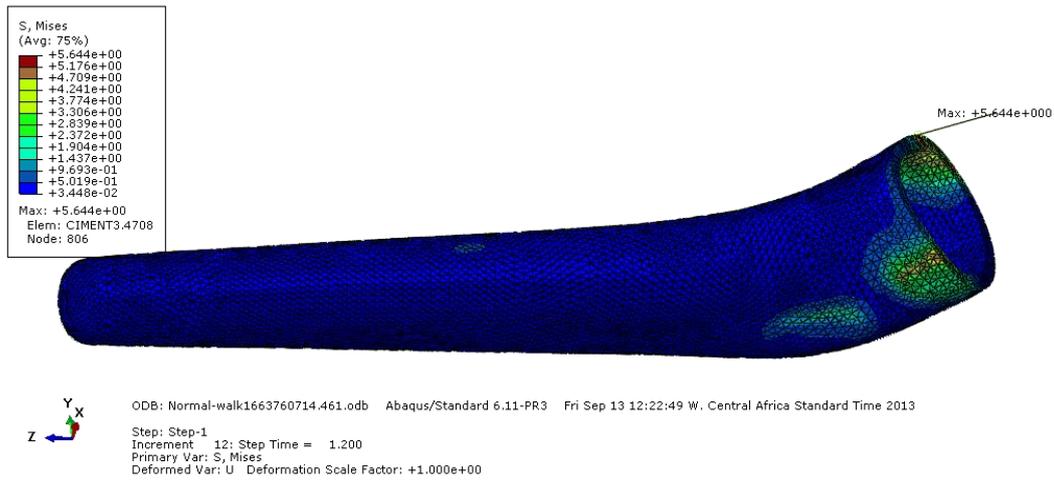


Figure IV.16: Répartition des contraintes de Von Mises dans le ciment polymère PMMA en activité marche normale

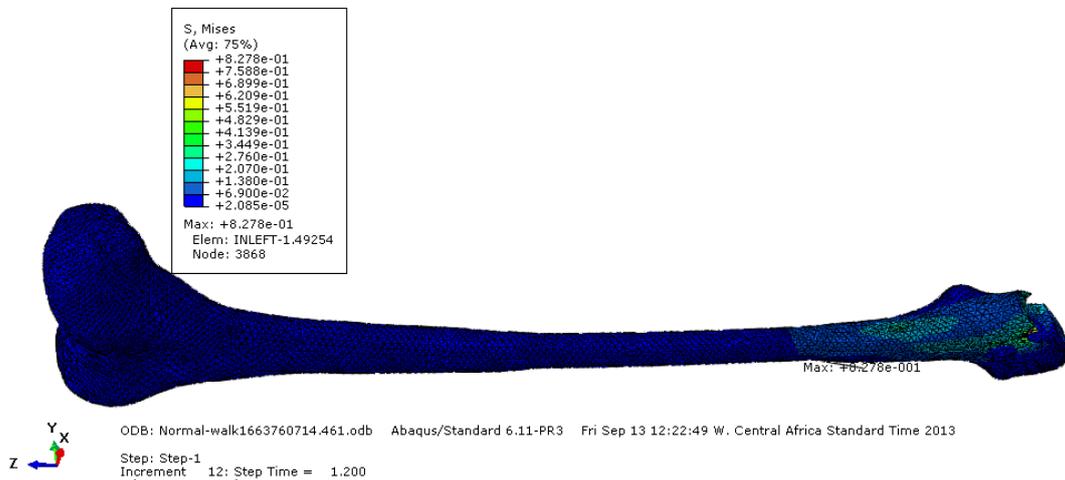


Figure IV.17: Répartition des contraintes de Von Mises dans l'Os spongieux en activité marche normale

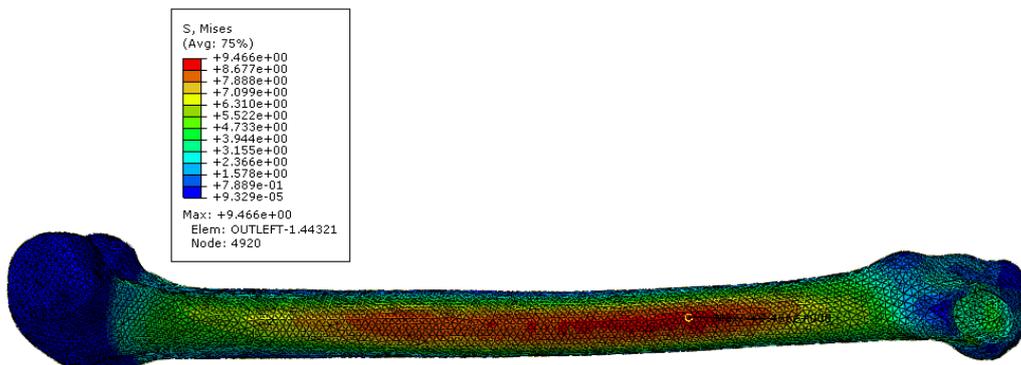


Figure IV.18: Répartition des contraintes de Von Mises dans l'Os cortical en marche normale

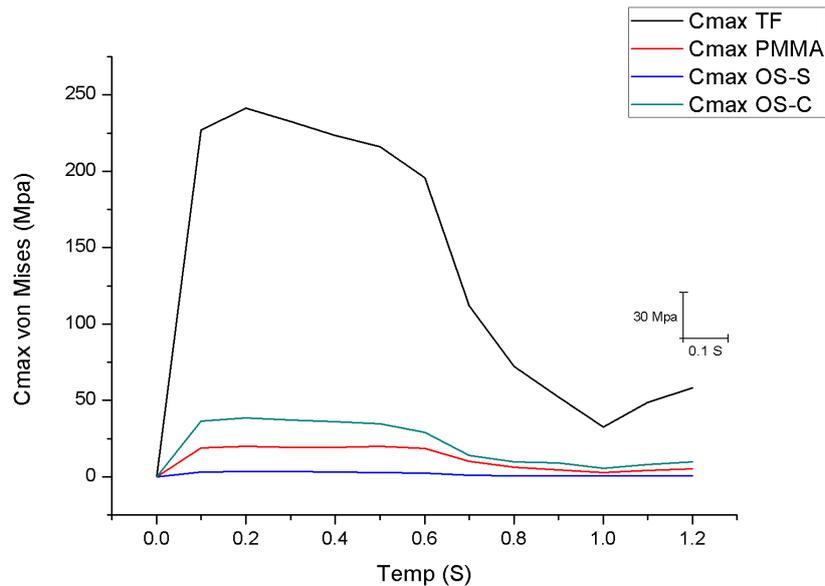


Figure IV.19: Les niveaux de la contrainte atteinte dans le PTH en activité marche normale

La figure 11 représente un cycle d'activité d'un patient en marche normale d'une durée d'environ 1,4 seconde, où les résultats étaient la répartition des contraintes maximales σ_{max} ou Cmax Von mises sur l'ensemble de la prothèse totale de hanche (PTH), où après avoir extrait les données sur les contraintes dans la figure 11 nous avons trouvé une différence entre les parties de l'ensemble de la PTH, nous avons remarqué une nette augmentation des charges au niveau os cortical, contrairement au premier cas, et cela est dû à l'augmentation de la tension des forces au niveau musculaire (Force abductor muscle, Force fastus) sur le côté supérieur, ce qui a conduit au processus de compression et de courbure de l'os de la cuisse, et le résultat a été une augmentation significative des charges au niveau de l'axe X voir la Figure 10 et 12, où nous avons enregistré la charge la plus élevée sur l'élément 44321.

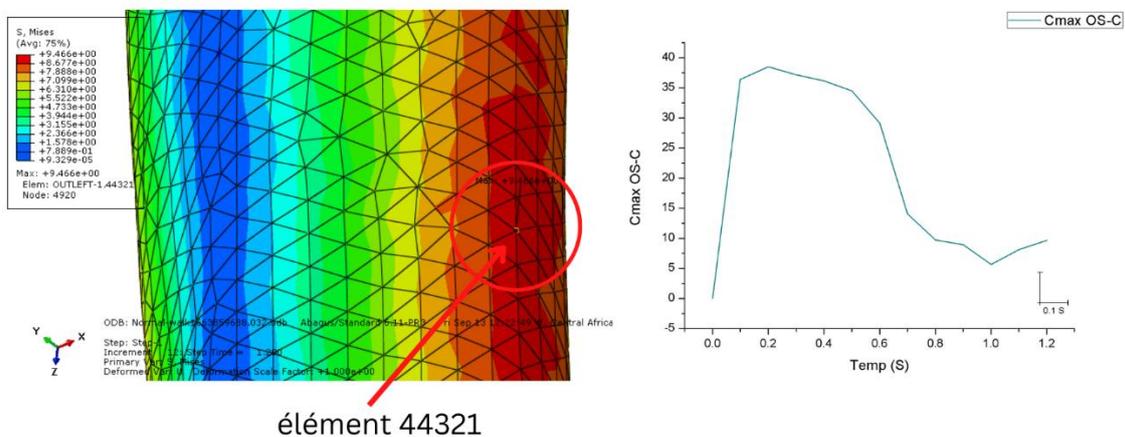


Figure IV.20: concentration d'éléments à haute contrainte sur l'os cortical en marche normale

IV.4.3. La marche rapide

La troisième activité En condition de marche rapide, nous avons appliqué amplitude d'un cycle de marche d'environ 1,1 seconde

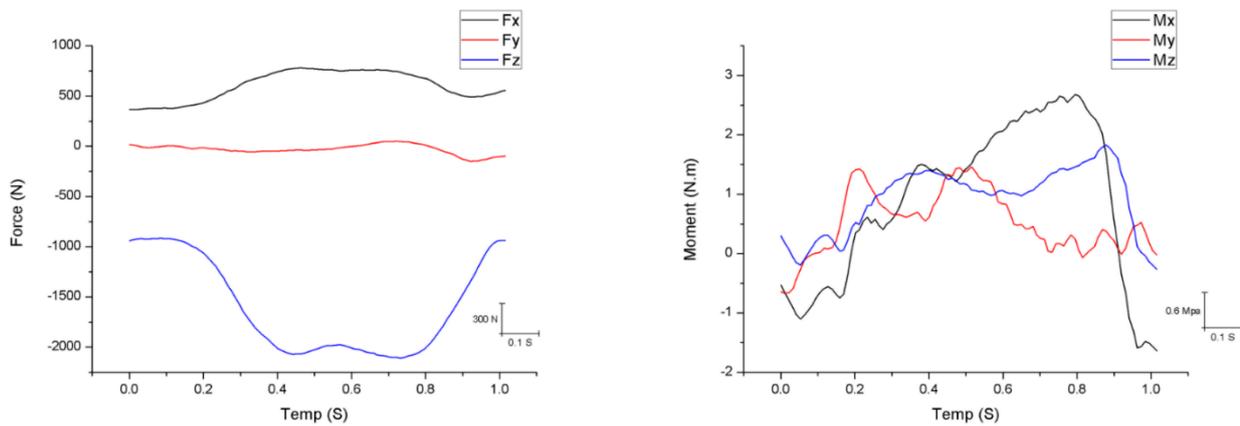


Figure IV.21: les forces F_{xyz} et le moment M_{xyz} appliqués en marche rapide pour un cycle de 1.1s

Résultat de distribution:

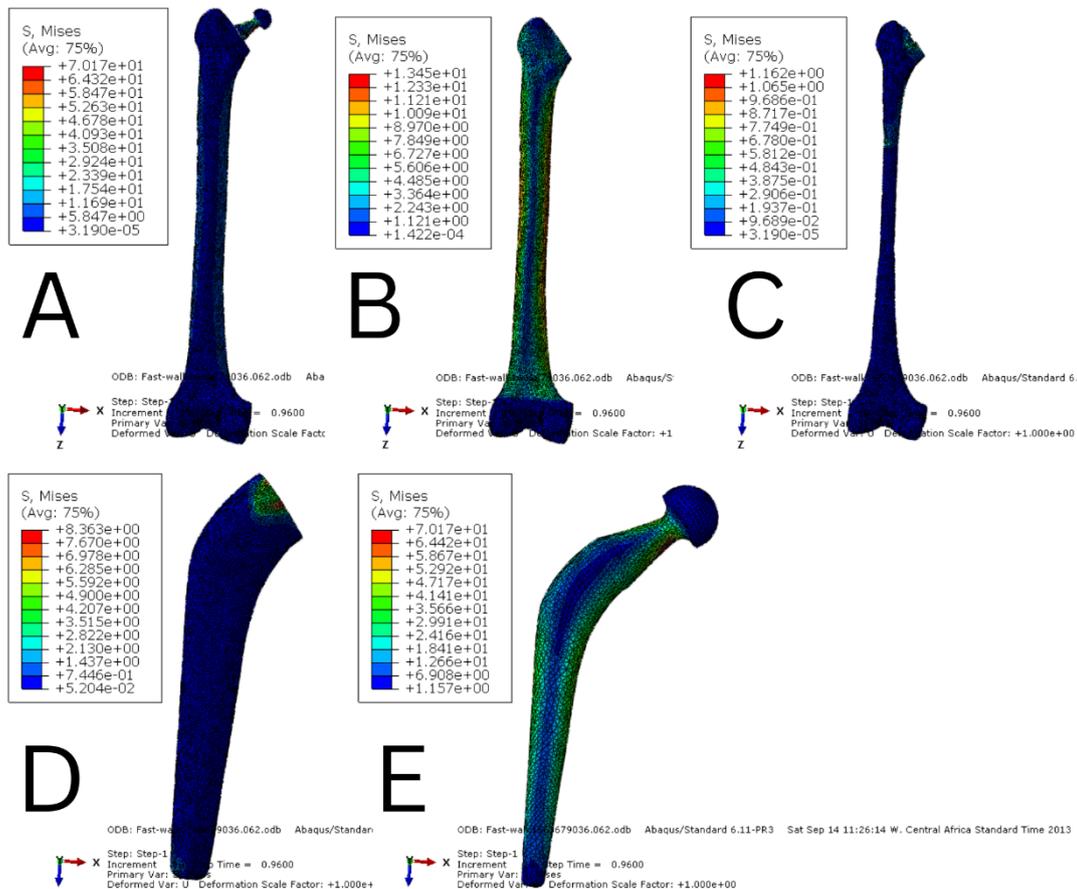


Figure IV.22: Répartition des contraintes de Von Mises dans l'os en activité marche rapide, (A) le PTH, (B) os cortical, (C) os spongieux (D) ciment polymère PMMA, (E)Tige fémorale

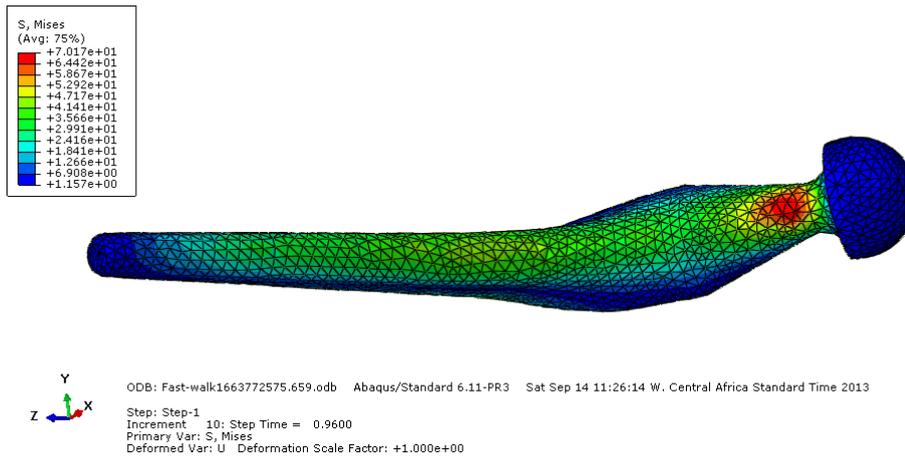


Figure IV.23: Répartition des contraintes de Von Mises dans la tige fémorale en activité marche rapide

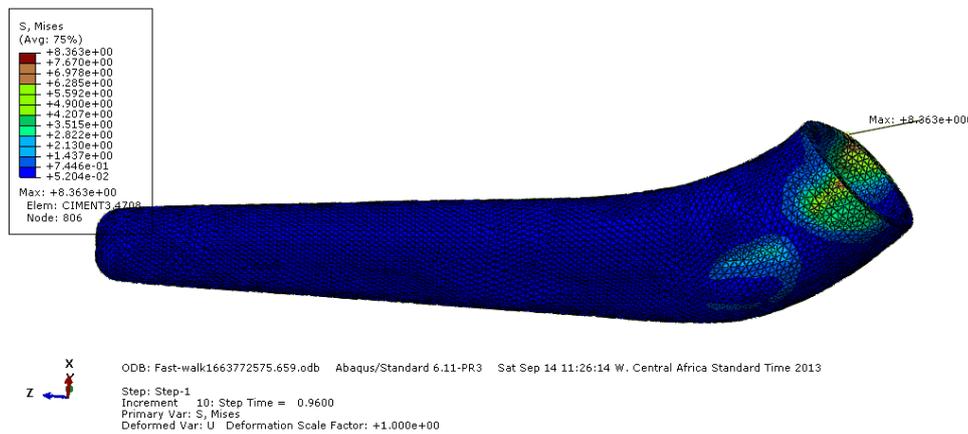


Figure IV.24: Répartition des contraintes de Von Mises dans le ciment polymère PMMA en activité marche rapide

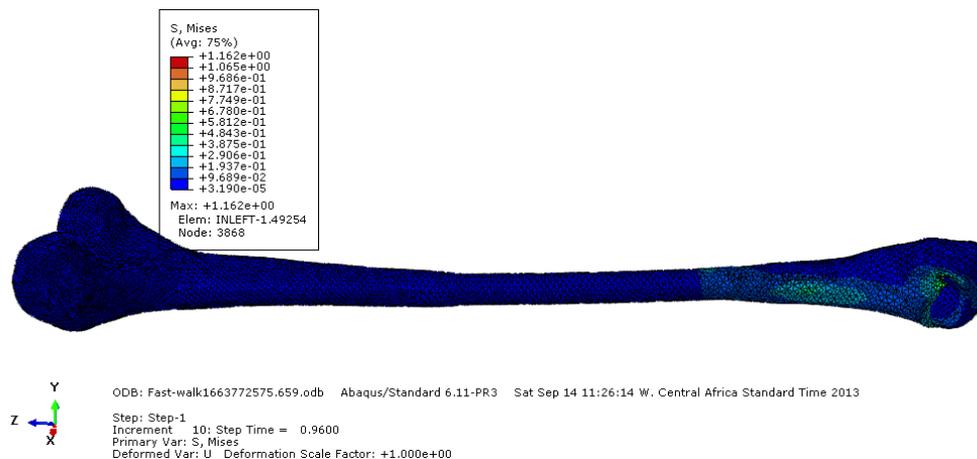


Figure IV.25: Répartition des contraintes de Von Mises dans l'Os spongieux en activité marche rapide

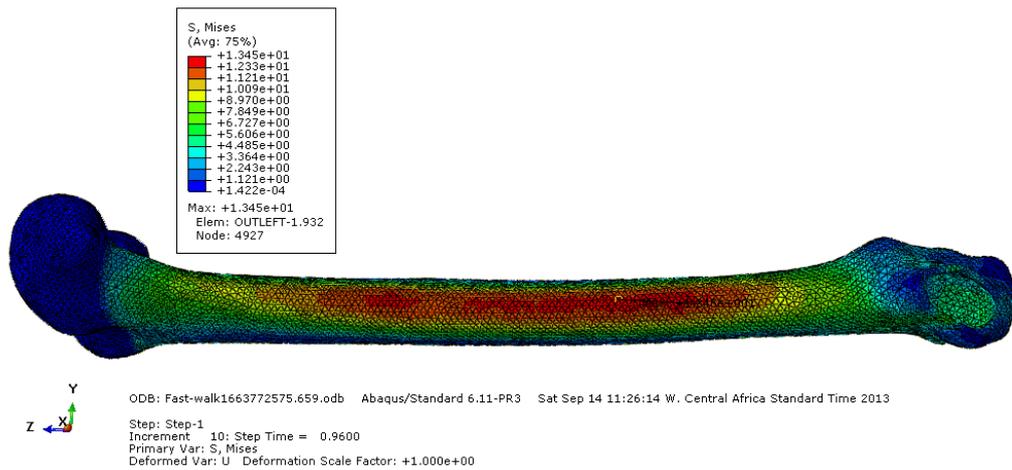


Figure IV.26: Répartition des contraintes de Von Mises dans l'Os cortical en marche rapide

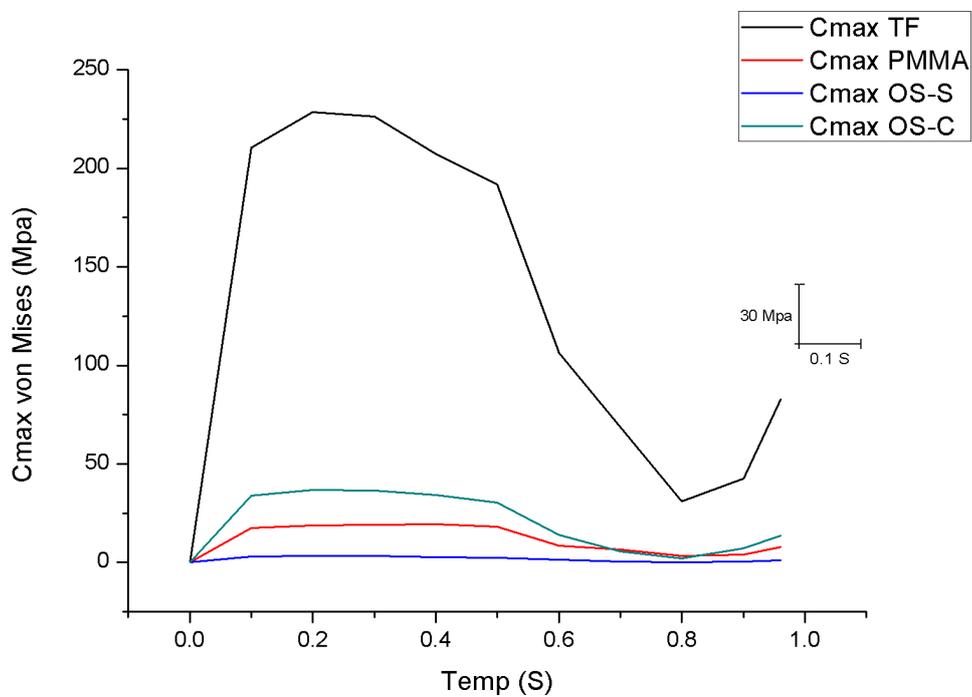


Figure IV.27: Les niveaux de la contrainte atteinte dans le PTH en activité marche rapide

la Figure26 Il représente les valeurs de contrainte pendant l'activité de marche rapide pour chaque élément et ce cas est quelque peu similaire à l'activité de marche normale, où nous avons enregistré des valeurs maximales au niveau de la valeur de la tige fémorale de 225MPa et le comportement de ciment polymère PMMA était similaire à le comportement de l'Os cortical et cela est dû au trou chirurgical, qui a formé un contact direct entre les deux éléments seulement la différence était dans de grandes valeurs. Pendant la période (0.8-0.9) nous avons remarqué

un contact entre les courbes de l'élément l'os cortical et ciment polymère PMMA, et cela est dû à ce qui a été mentionné précédemment.

IV.5. Comparaison du comportement de PTH entre les trois activités du patient

Au cours de cette comparaison nous allons comparer le comportement de la PTH du patient lors de trois activités, où La Figure28 en bas, représente quatre courbes pour trois activités pour chacun composante (Tige fémorale, ciment polymère PMMA, Os spongieux, Os cortical)

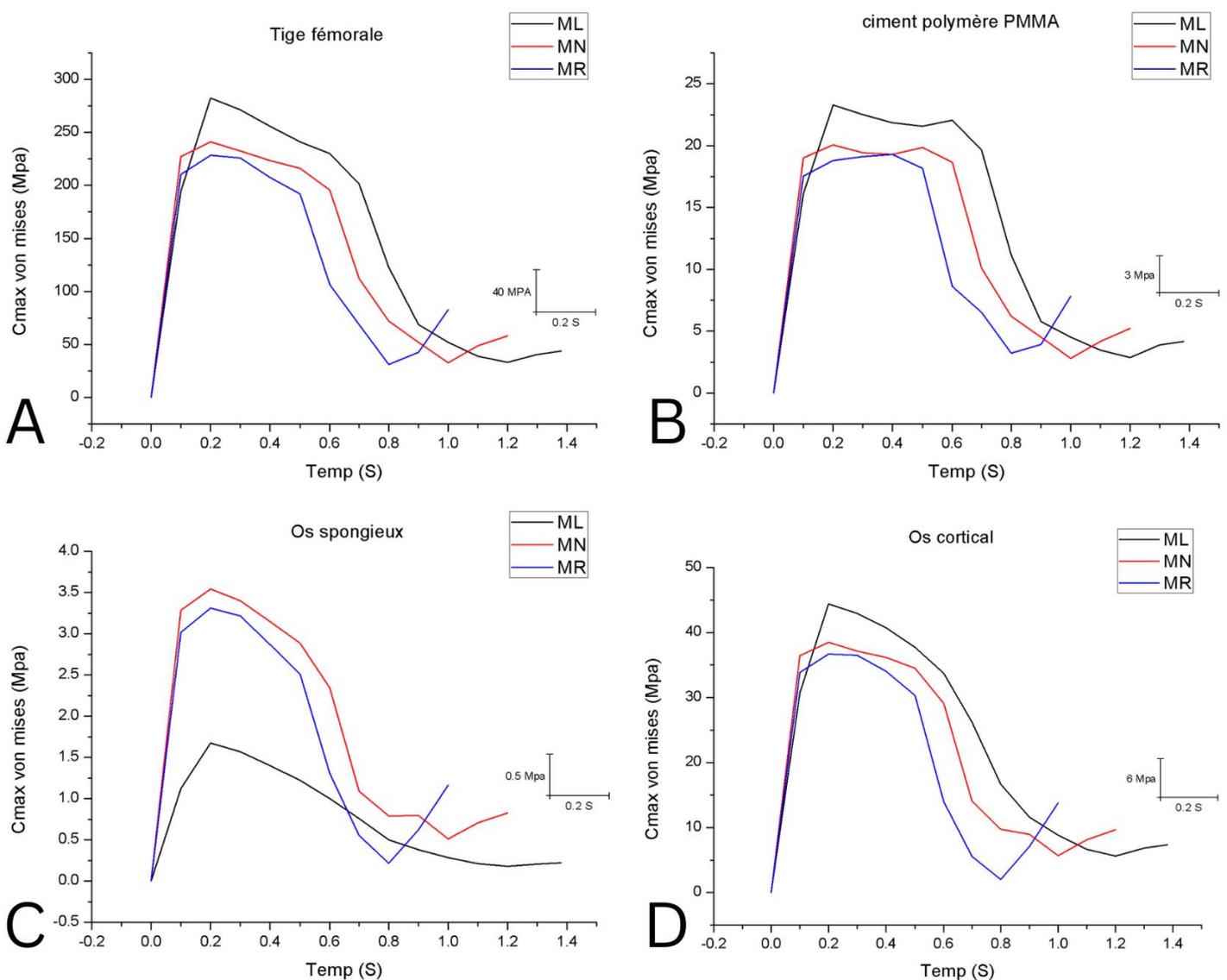


Figure IV.28: comportement de PTH entre les trois activités

La courbe (A) représente les contraintes maximales sur tige fémorale, qui est l'élément principal qui supporte des contraintes élevées, où l'on note que la plus grande contrainte était

dans le temps 0,2 seconde, qui est la période pendant laquelle les contraintes étaient fortement concentrées au niveau de la tige fémorale, où l'on remarque au cours de trois activités qu'il y a un écart. Il est clair dans la vitesse à laquelle la contrainte atteint son période au cours des trois activités du patient, comme dans la marche normale et la marche rapide la contrainte a atteint son période maximum dans le temps prolongé entre (0-0,1) secondes. La raison est due à la répartition des charges sous la jambe, où l'accent est mis sur le niveau du talon pendant l'activité de marche lente.

Comme pour les autres activités, la concentration n'est pas élevée et se répartit au niveau du bas de la jambe, cette raison est due aux gastrocnemius muscle, voir la Figure 29, qui agissent comme des amortisseurs lors de la marche normale et rapide, et dont l'activité est limitée lors de la marche lente la marche entraînant une forte concentration d'effort au niveau du talon.

La courbe (B) représente le ciment polymère PMMA où les niveaux et le comportement des courbes dans les trois activités sont quelque peu similaires à tige fémorale, et cela est dû au contact direct entre les deux composants uniquement, la différence de valeurs par rapport à la courbe (A), où la contrainte a atteint une valeur proche de 22.5 Mpa comme on le remarque sur la courbe (C). Pendant l'activité lente, les charges étaient faibles au niveau d'Os spongieux, contrairement au marché normale et rapide, et la raison est due à la configuration particulière de ce élément, car il a une faible densité en raison de sa composition car il contient des lacunes et des conduits minuscules, et pratiquement la durabilité de cet élément est verticale et faible horizontalement varie en fonction de l'angle de mise au point au cours de chaque activité, comme le montre la Figure 30. Comme pour la courbe (D) représente l'Os cortical, il y a une grande similitude dans le comportement des courbes. Pratiquement, cette raison est due au contact direct entre le ciment polymère PMMA lors des interstices chirurgicaux et les valeurs des efforts étaient quelque peu similaires avec le ciment polymère PMMA où la contrainte atteignait 45 Mpa.

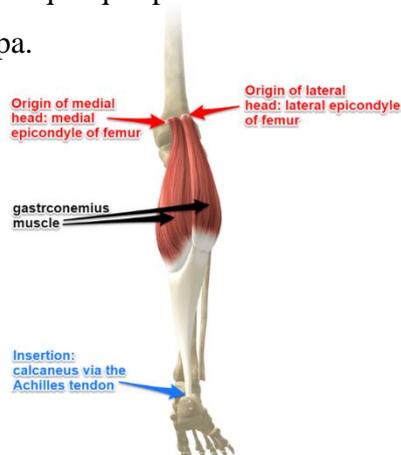


Figure IV.29: gastrocnemius muscle.

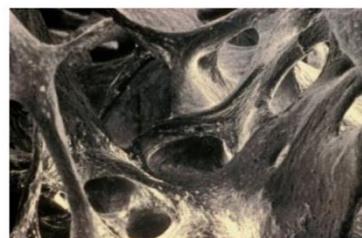


Figure IV.30: Os spongieux

IV.6. Analyse de la contrainte sur les quatre faces dans la Tige fémorale et le ciment polymère PMMA

Pour étudier l'effet de la technique chirurgicale, une analyse du niveau des contraintes a été effectuée sur les trous qui sont affectés par l'expérience des chirurgiens. Ces trous correspondent donc aux zones où le ciment chirurgical est en contact direct avec l'os cortical comme le montre la figure 31.

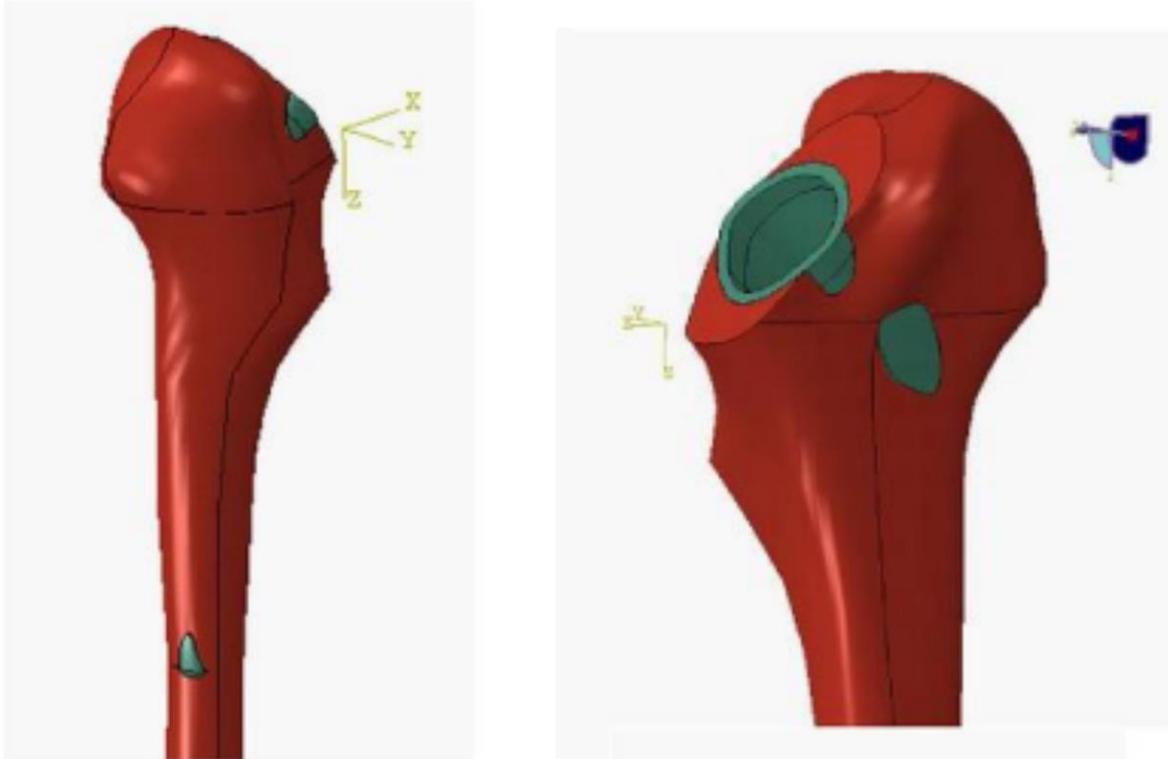


Figure IV.31: les trous chirurgicaux

Cette analyse passe, dans un premier temps, par contacts directs. Les contraintes ont été déterminées le long des chemins créés sur les Figures en bas. Ces chemins traversent quatre zones du ciment orthopédique ou le ciment polymère PMMA et la tige fémorale : frontale, arrière, gauche, droite. C'est dans ces zones où le ciment est en contact direct avec l'os cortical et la tige fémorale contact direct avec la tige fémorale.

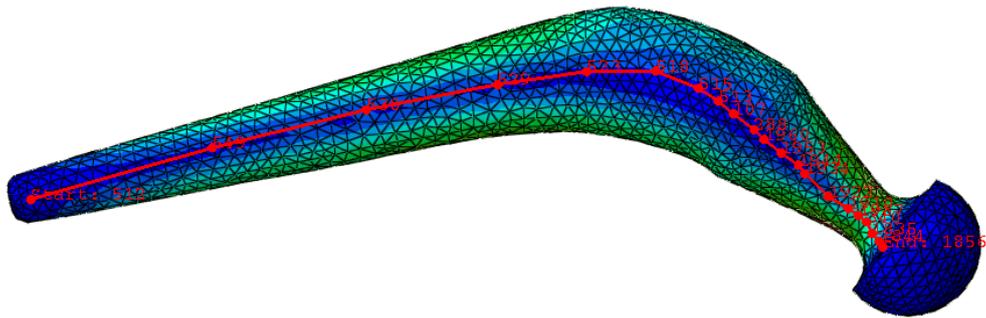


Figure IV.36: chemin frontale de la tige fémorale

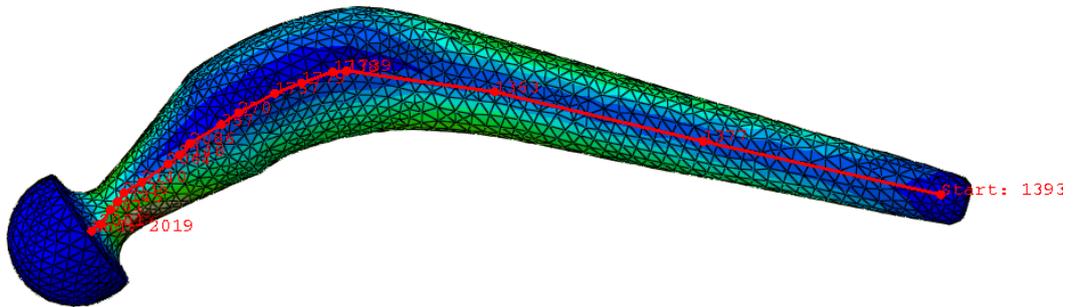


Figure IV.37: chemin arrière de la tige fémorale

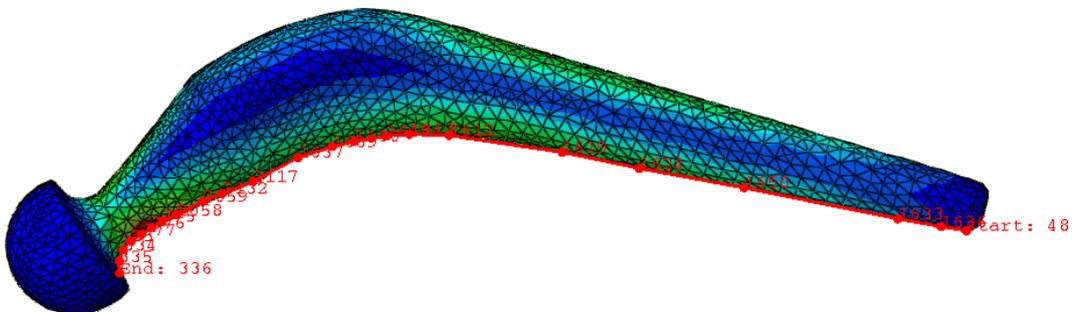


Figure IV.38: chemin droite de la tige fémorale

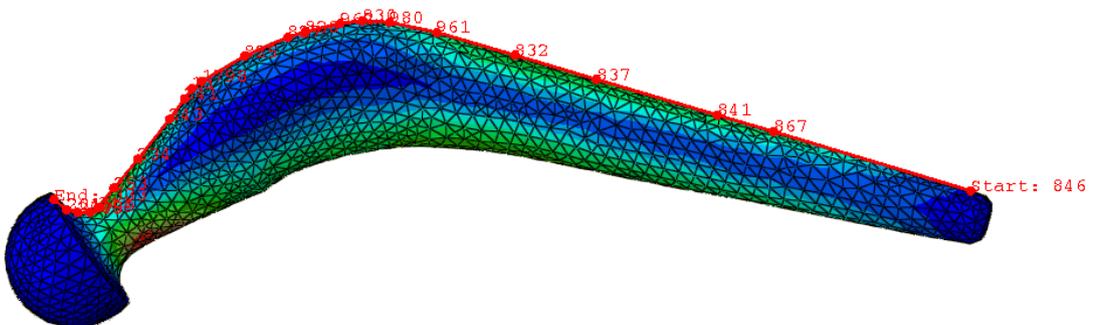


Figure IV.39: chemin gauche de la tige fémorale

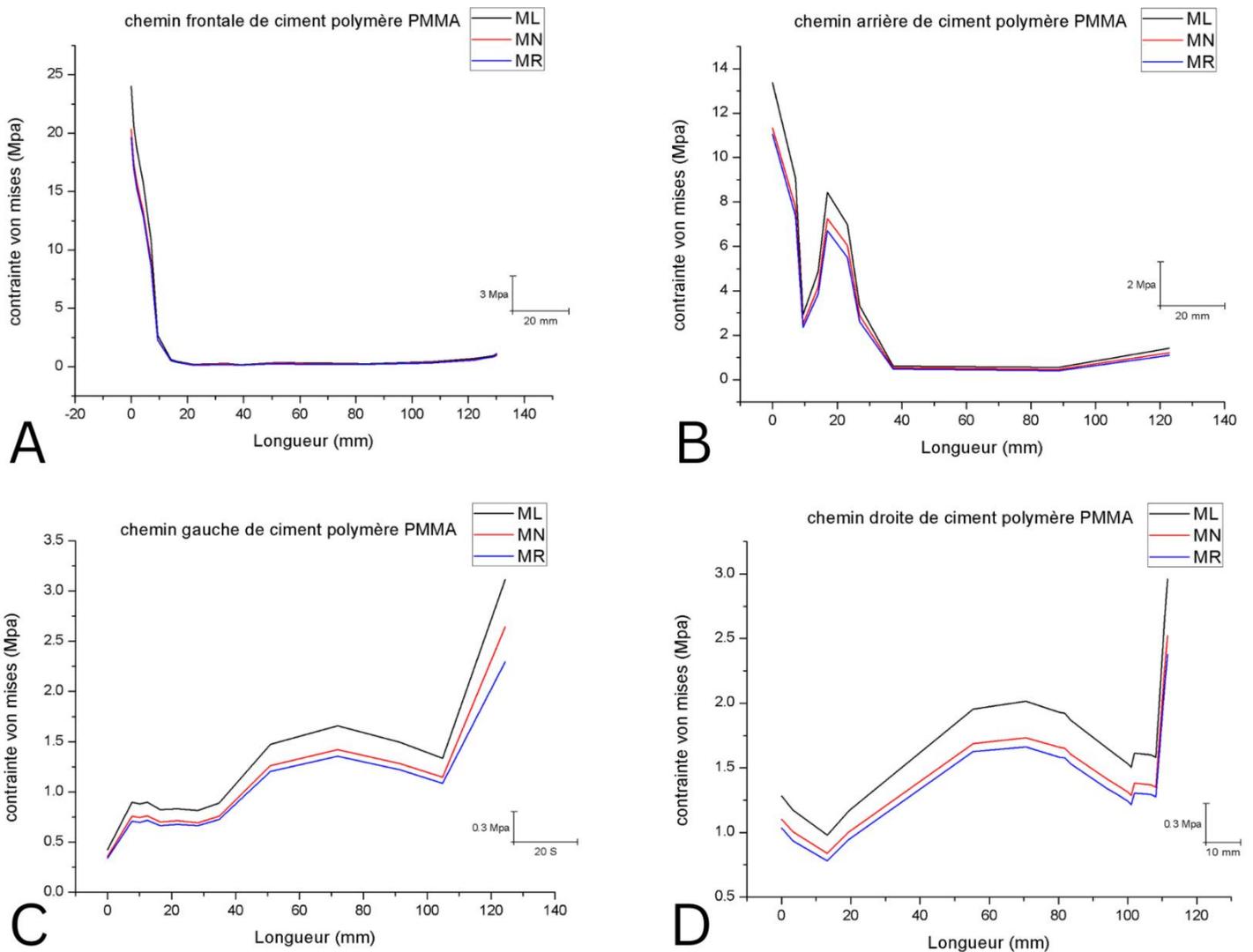


Figure IV.40: la variation de la contrainte longueur de chemins passant par quatre faces sur le ciment polymère PMMA

Nous remarquons que là où la ligne d'analyse des contraintes coïncide avec une surface de contact direct avec l'os cortical, il y a automatiquement apparition d'un pic de contrainte. Autrement dit, ces pics sont les conséquences d'un contact direct intime entre l'os cortical et le liant. Le niveau maximum de ces contraintes analysées le long de la ligne est représenté sur la Figure 40. Sur cette figure, les quatre pics de contraintes, engendrés dans le ciment en contact direct avec l'os cortical, sont clairement définis. Cette figure indique que c'est du contact direct ciment du col fémoral - os qui résultent les contraintes les plus intenses. Ces dernières, de par leur niveau élevé, peuvent constituer un risque de rupture par amorçage et propagation de fissures de fatigue. Ce risque est d'autant plus fort que cette zone du ciment contient des défauts (pores, poche de sang, débris d'os etc...) qui peuvent être le siège de concentration de ces

contraintes par effet d'entaille. Dans notre cas, et selon nos résultats le ciment du col fémoral est la zone la plus exposée au risque d'endommagement et donc de descellement de la prothèse totale de hanche.

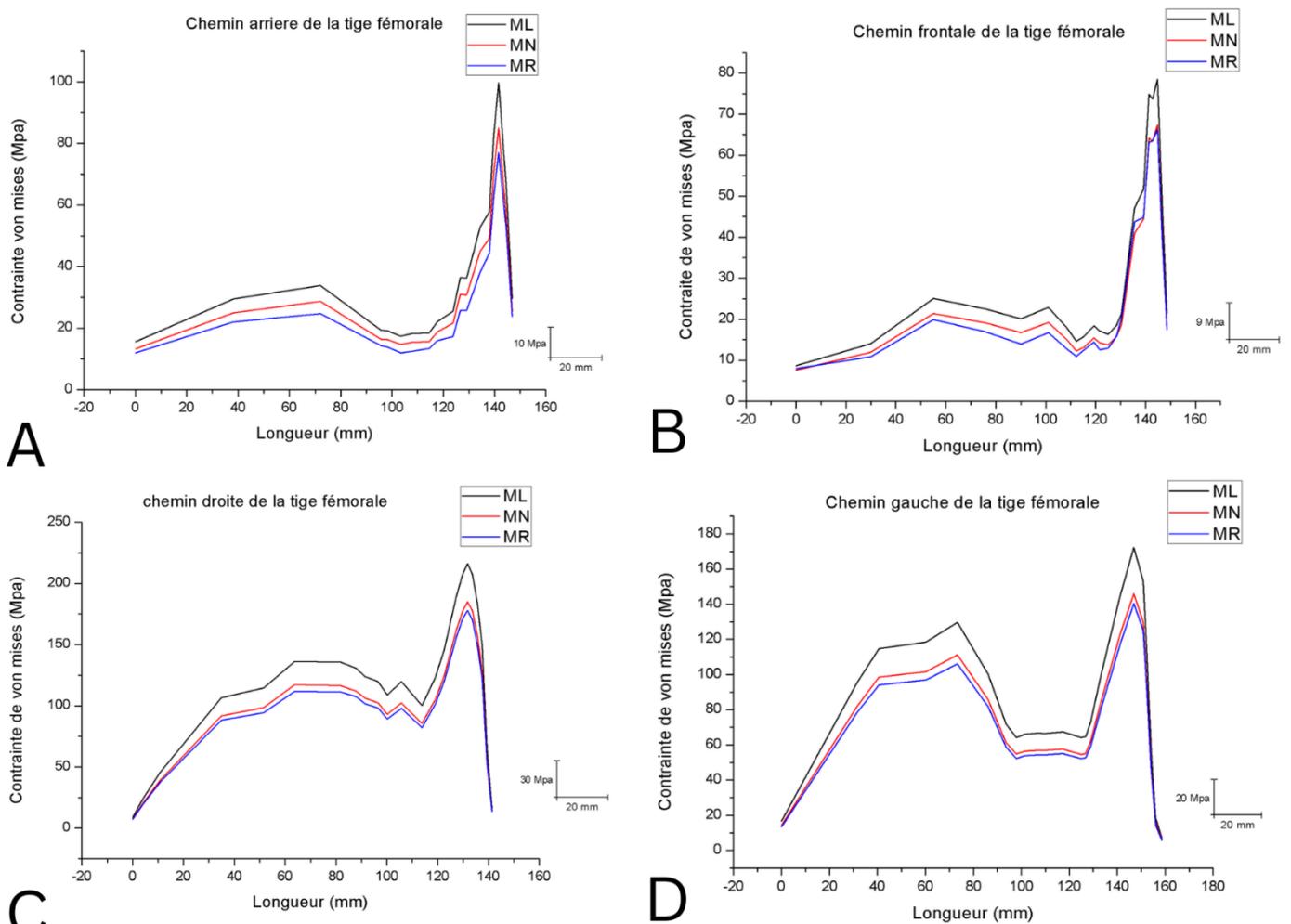


Figure IV.41: la variation de la contrainte longueur de chemins passant par quatre faces sur La tige fémorale

Au niveau des figures illustrées ci - dessous sont représentées les différentes variations des contraintes surgies au niveau de la tige fémorale pendant le moment qui coïncide avec le chargement maximal, issues de la simulation numérique. Pour mieux étudier la cartographie nous avons tracé quatre lignes de prélèvement de contraintes qui sillonnent toute la longueur de la tige fémorale, appelé (stress paths) dans le progiciel de calcul. Suite à cela, il a été remarqué que les sollicitations sont réparties d'une façon non homogène, en effet, durant le pic du chargement, plus précisément quand $t = 0.3$. Les lignes de prélèvement de contraintes (nommées

aussi chemins de prélèvement) tracées sur la zone frontale et celle arrière ont montré que la tige fémorale a été fortement sollicitée au niveau de la partie proximale exactement niveau de la gorge situé sous la tête de la tige fémorale, dans cette zone la contrainte a atteint 95 Mpa, quand a la partie proximale et celle distale de la tige a été très faiblement sollicité, un niveau de contrainte ne dépassant pas 38 Mpa. Les deux autres lignes de prélèvement de contraintes (in de prélèvement), soit celles représentant la zone intérieur et extérieur (aussi appelé respectivement zone gauche et droite) ont montré un comportement plus différent (figure IV.41 C et D). En effet, le niveau de sollicitation est plus répartie que celui des zones frontale et arrière (figure IV.41 A et B), et ce c'est principalement due à l'apparition de la contrainte de flexion qui induit à son tour une de compression située à l'intérieur de la tige fémorale, accompagnée d'une contrainte de traction dans la zone extérieur. Cependant, la partie distale des deux zones (intérieur et extérieur) reste faiblement sollicitée.

Loin de la contrainte limite de rupture, la contrainte maximale observée durant la simulation n'a pas dépassée 210 Mpa et ce dans le cas le plus défavorable, soit dans la partie intérieure de la gorge. Par conséquent, la tige fémorale a accompli la bio - compétence tout en assurant le transfert du chargement (soit forces et moments résultant sur la tête fémorale) de la cupule du pelvise vers le ciment orthopédique.

Conclusion générale

Conclusion générale

Grace au progrès technologique nous avons pu étudier le comportement élastique de la prothèse totale de hanche avec la meilleure fidélité qui peut être atteinte de nos jours, et ce et du principalement à l'utilisation des technologies les plus avancées de cette ère, dans le domaine médicale (à citer les techniques de imagerie médicale et la prothèse de hanche instrumentée) et aussi dans les technologies d'informations qui nous a permis de simuler un modèle numérique composé de plusieurs constituants dont leur géométrie et loin d'être simple. En effet, ce travail nous a permis de tirer les conclusions suivantes :

- ✚ En addition de la compression qui est dû au chargement du poids corporel et aux forces musculaires, tous les composants de la PTH sont sollicités aussi en flexion, et ce est la conséquence de la géométrie particulière du fémur et donc de la tige fémorale qui contiens un port à faut induisant une zone de compression située a la partie intérieure (appelé zone gauche dans le quatrième chapitre) et une traction sur la partie extérieure (zone droite).
- ✚ L'activité de la marche lente représente le chargement le plus important et mène à une sollicitation plus élevée des composants de la prothèse de hanche, et ce comparativement aux autres activités étudiée (soit marche normale, et celle rapide). D'où noter comme recommandation la marche normale vers rapide des patients porteur des PTH.
- ✚ Le contact direct entre le PMMA et l'os - cortical peut facilement représenter un risque de fissuration ou bien au moins un amorçage de ces derniers, qui conduira à son tour vers un décèlement de la tige fémorale invoquant un ré-intervention sur cette articulation.
- ✚ D'après la visualisation des différents résultats et notamment la distribution des contraintes nous pouvons en perspectives proposer une meilleure conception de l'implant orthopédique (appelé dans ce travail tige fémorale) qui permis d'avoir une durée de vie plus poussé ainsi que plus de liberté de mouvement au niveau de l'articulation.
- ✚ Nous pouvant tirer comme conclusion que dans les trois activités étudiées, la prothèse totale de hanche nouvellement installée peut accomplir son rôle en ce qui concerne la

bio compétence , autrement dit , assurer les fonctions des transfert de charges de la cupule du pelvice et vers le ciment orthopédique .

Références bibliographiques

- [1] Lebras A, Laporte S, Bousson V, Mitton D, Guise JA, Laredo JD, Skalli W. 3D Reconstruction of the Proximal Femur with Low-Dose Digital Stereoradiography. *Computer Aided Surgery* 2004. 9: 51-57.
- [2] Wikipedia, Muscle grand adducteur — Wikipédia (wikipedia.org)
- [3] Tortora GJ and Grabowski SR. *Principes d'anatomie et de physiologie*. 3ème édition ed. De Boeck Université 2001.
- [4] Kamina P, Anatomie, Maloine EE. *Introduction à la clinique* 1986. 61-64.
- [5] Breusch S. Les conditions de la cimentation pour les PTH, *Maîtrise orthopédique* 2003. 126.
- [6] Ameziane L, Ouazzani N, Berrada MS, Yaacoubi M, Wahbi S, El Bardouni MM, Hermas M, El Manouar M. La prothèse totale de hanche dans les nécroses aseptiques de la tête fémorale.
- [7] Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation, *Lancet* 1961. 1-7187:1129-32.
- [8] Harris WH. A new lateral approach to the hip joint. *J Bone Joint Surg Am* 1967. 49- 5: 891-8.
- [9] Charnley J. Total prosthetic replacement of the hip. *Triangle* 1968. 8, 6: 211-6.
- [10] Harris, WH. A New Total Hip Implant. *Clin Ortho p Relat Res* 1971. 81: 105-13.
- [11] Moore AT. The self-locking metal hip prosthesis. *J Bone Joint Surg Am* 1957. 39-4: 811-27.
- [12] Hardinge K. The direct lateral approach to the hip. *J Bone Joint Surg Br* 1982. 64: 17-9.
- [13] Judet J. and Judet H. Anterior approach in total hip arthroplasty. *Presse Med* 1985. 1418: 1031-3.
- [14] Zywił M et al. Survival of Hard-on-Hard Bearings in Total Hip Arthroplasty: A Systematic Review. *Clin Ortho p Relat Res* 2011. 469-6: 1536-46.
- [15] Girard J et al. Total hip arthroplasty revision in case of intra-pelvic cup migration: Designing a surgical strategy. *Ortho p Traumatol Surg Res* 2011.
- [16] Prothèses totales de la hanche : évaluation du choix de la prothèse et des techniques opératoires, ANAES, octobre 2001.

- [17] Ilchmann T, Markovic L, Joshi A, Hardinge K, Murphy J, Wingstrand H. Migration and wear of long-term successful Charnley total hip replacements, The journal of bone and joint surgery 80B N°s, May 1998.
- [18] Davidson DC. The Predictable performance of thin polyethylene inserts in PCA acetabular cups, the journal of bone and joint surgery 79B supp 4, 1997.
- [19] Yves Volette, Anatomie de la hanche, la prothèse de hanche, www.planete-ortho.com
- [20] http://www.soo.com.fr/soo_site/p_protec/aos5/As5 - J.SYN/As5 - J.SYN.htm
- [21] Synave J, Rosset P. Tige fémorale de reprise avec revêtement complet d'hydroxylapatite, service orthopédie, C.H.U. Tours.
- [22] Munson FT, Heron DF: Facial reconstruction with acrylic resin. Am J Surg 1941; 3: 291-50.
- [23] Charnley J: Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. J Bone Joint Surg 1960; 42-B: 28
- [24] Charnley J: The bonding of prostheses to bone by cement. J Bone Joint Surg 1964 ; 46-B : 518
- [25] Bergmann G, Graichen G, Rohlman A: Hip joint loading during walking and running measured in two patients. J Biomech 1993 ; 26 : 969-90
- [26] Doriot, J.-M., Baïlon, J.-P., & Masounave, J. Des matériaux (2e ed.). Montréal: Édition de l'École Polytechnique de Montréal, 1999. 733 p
- [27] Lee, H. B., Khang, G., & Lee, J. H. "Polymerie Biomaterials". Dans: Biomaterials-Princip/es and Applications, J. B. Park & J. D. Bronzino (Eds.). CRC Press, 2003. P. 55-77
- [28] Burdairon, G. Abrégé de biomatériaux dentaires. Paris: Masson, 1981. 292 p
- [29] Lewis, G. "Properties of acrylic bone cement: State of the art review". Journal of Biomedical Materials Research. Vol. 38, n° 2, 1997. P. 155-182.
- [30] Larson, R. G. (October 1998) The Structure and Rheology of Complex Fluids, 1st edition, Oxford University Press, New York.
- [31] Macosko, C.W. (August 1994) Rheology: principles, measurements, and applications, "VCH Publishers, Inc, New York.

- [32] Schneider, M. et al. (June 2002) High solids content emulsions. I. A study of the influence of the particle size distribution and polymer concentration on viscosity. *Journal of Applied Polymer Science*, Volume 84, n°10, p. 1878-1896.
- [33] Gulmus, S.A. and Yilmazer, U. (October 2005) Effect of volume fraction and particle size on wall slip in flow of polymeric suspensions. *Journal of Applied Polymer Science*, Volume 98, n°1, p. 439-448.
- [34] Olhero, S.M. and Ferreira, J.M.F. (January 2004) Influence of particle size distribution on rheology and particle packing of silica-based suspensions. *Powder Technology*, Volume 139, n°1, p. 69-75.
- [35] Greenwood, R. et al. (July 1997) the effect of diameter ratio and volume ratio on the viscosity of bimodal suspensions of polymer lattices. *Journal of Colloid and Interface Science*, Volume 191, n°1, p. 11-21.
- [36] Hernandez, L. et al. (April 2006) Influence of powder particle size distribution on complex viscosity and other proper-ties of acrylic bone cement for vertebroplasty and kyphoplasty. *Journal of Biomedical Materials Research Part B-Applied Biomaterials*, Volume 77B, n° 1 p. 98-103.
- [37] Lewis, G. and Carroll, M. (April 2002) Rheological properties of acrylic bone cement during curing and the role of the size of the powder particles. *Journal of Biomedical Materials Research*, Volume 63, n° 2, p. 191-199.
- [38] Nzihou, A. et al. (September 1998) A rheological, thermal and mechanical study of bone cement - from a suspension to a solid biomaterial. *Powder Technology*, Volume 99, no 1, p. 60-69.
- [39] Kuhn, K.-D. (June 2000) *Bone cements: Up-to-date comparison of physical and chemical properties of commercial materials*, 1st edition. Springer, New York.
- [40] Pascual, B. et al. (March 1996) New aspects of the effect of size and size distribution on the setting parameters and mechanical properties of acrylic bone cements. *Biomaterials*, Volume 17, n° 5, p. 509-516.
- [41] Ginebra, M.P. et al. (Jun1996) Relationship between the morphology of PMMA particles and properties of acrylic bone cements. *Journal of Materials Science-Materials in Medicine*, Volume 7, n° 6, p. 375-379.

- [42] CHARNLEY J. (1989): Low friction arthroplasty of the hip. Theory and practice
- [43] LING R. S. LEE J. C. M.: Porosity reduction in acrylic cement is clinically irrelevant: 1998 249-253
- [45] D. CHAREF, The mechanical behavior of total hip prosthesis under dynamic loading, PhD thesis sidi Bel - Abbés Technology University, 2008
- [46] Barinov , S.M. , (2010) : Calcium phosphate - based ceramic and composite materials for medicine . Russian Chemical Reviews 79, 13-29.
- [47] DERBYSHIRE B. , FISHER J. , DOWSON D. , HARDAKER C. , BRUMMITT K. (1994) : Comparative study of the wear of UHMWPE with zirconia ceramic and stainless steel femoral heads in artificial hip joints : 229-236 . 7- GACON G. (1998) : A propos des tiges fémorales cimentées en alliage de titane. 24-27
- [48] GACON G. (1998) : A propos des tiges fémorales cimentées en alliage de titane. 24-27
- [49] J. Charnley. Acrylic Cement in Orthopaedic Surgery. Williams and Wilkins Company, Baltimore, 1970.
- [50] P.M. Frost. Cardiac arrest and bone cement. Br Med J, 3:524, 1970.
- [51] D.J. Peebles, R.H. Ellis, S.D. Stride, and B.R. Simpson. Cardiovascular effects of methylmethacrylate cement. Br Med J, 1(5796):349–51, 1972.
- [52] D.S. Bright, H.G. Clark, and D.E. McCollum. Serum analysis and toxic effects of methylmethacrylate. Surg Forum, 23:4557, 1972.
- [53] C.A. Homsy, H.S. Tullos, M.S. Anderson, N.M. Diferrante, and J.W. King. Some physiological aspects of prosthesis stabilization with acrylic polymer. Clin Orthop, 83:317–28, 1972.
- [54] G. Schlag, H.J. Schliep, E. Dingeldein, A. Grieben, and W. Ringsdorf. Does methylmethacrylate induce cardiovascular complications during alloarthroplastic surgery of the hip joint? Anaesthesist, 25:60–7, 1976.
- [55] J. Christie, R. Burnett, H.R. Potts, and A.C. Pell. Echocardiography of transatrial embolism during cemented and uncemented hemiarthroplasty of the hip. J Bone Joint Surg (Br), 76:409–12, 1994.

- [56] J. Parvizi, A.D. Holiday, M.H. Ereth, and D.G. Lewallen. Sudden death during primary total hip arthroplasty. *Clin Orthop*, 369:39–48, 1999
- [57] A.J. Donaldson, H.E. Thomson, N.J. Harper, and N.W. Kenny. Bone cement implantation syndrome. *Br J Anaesth*, 102(1):12–22, 2009
- [58] H. Gray, P. L. Williams, and L. H. Bannister. *Gray’s Anatomy: The Anatomical Basis of Medicine and Surgery*. Churchill Livingstone, Philadelphia, 38th edition, 1995.
- [59] National Joint Registry, UK. National Joint Registry for England and Wales, 7th Annual Report 2010. Technical report, National Joint Registry UK, 2010.
- [60] D. Foucat, Effets de la presence d’un grillage métallique au sein du ciment de scellement des cupules des prothèses totales de hanches: Etude mécanique et thermique, Thèse de doctorat, Université de Strasbourg, 2003.
- [61] B. Bachir Bouiadjra , A. Belarbi, S. Benbarek, T. Achour, B. Serier, FE analysis of the behaviour of microcracks in the cement mantle of reconstructed acetabulum in the total hip prosthesis, *Elsevier;Comput Mater Sci*, 2007, 40:485–91.
- [62] MEFTEH KAMEL. Cours : Introduction général au logiciel Abaqus université de Biskra. 2013.
- [63] MEFTEH KAMEL. Présentation Abaqus. Formation des masters ; université de Biskra .2014.
- [64] ABAQUS. Formation sur le code de calcul ABAQUS – module Explicit, élève ingénieur ; université de Nantes. 2007.
- [65] Wikipedia.org, types of mesh
- [66] Abaqus 6.13 Documentation
- [67] Oliveira AL. Influence of the manufacturing process in performance concerning wear of total hip prostheses. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering* 2014. 36: 787-795.
- [68] Cameron B, Galatz L, Williams JR, G.R. Factors affecting the outcome of total shoulder arthroplasty . *The American Journal of Orthopedic* 2001. 30: 613-623.

- [69] Young TH, Cheng CK, Lee YM, Chen LY, Huang CH. Analysis of ultrahigh molecular weight polyethylene failure in artificial knee joints: thermal effect on longterm performance. *Journal of Biomedical Materials Research* 1999. 48: 159-164
- [70] Kubo T. Inoue S. Maeda T , Arai Y , Hirakawa K , Wu Y , Suehara H , Ogura T , Hirasawa Y Cementless lord total hip arthroplasty : cup loosening common after minimum 10 - year follow - up of 103 hips . *Acta orthopaedics Scandinowa* 2001. 72: 585-590.
- [71] Rajesh BR. Anwar KJ, Ravikumar Fractured cement spacers - a report of two cases. *The Iowa Orthopaedic Journal* 2009. 29: 17-18.
- [72] Saini M, Singh Y, Arora P. Arora V, Jain k Implant biomaterials: A comprehensive review *World J Clin Cases* 2015. 3-1: 52-57.
- [73] S. Benbarek, B. Bachir Bouiadjra, T. Achour, M. Belhouari, B. Serier, Finite element analysis of the behaviour of crack emanating from microvoid in cement of reconstructed acetabulum, *Materials Science and Engineering A*, 2007, 457, 385–391.
- [74] G. Bergmann, “HIP98”, Free University, Berlin, ISBN, 3-9807848-0-0. (2001)
- [75] G. N. Duda et al, Influence of Muscle Forces on Femoral Strain Distribution. *Journal of Biomechanics*, Vol. 31: 841-846. (1998)
- [76] A. Rohlmann et al, Finite element analysis and experimental investigation in a femur with hip endoprosthesis. *Journal of Biomechanics*, Vol. 16: 727–742. (1983)
- [77] - SCZEPANSKI TL, GROSS MT, DUNCAN PW, CHANDLER JM. (1991): Effect of contraction type, angular velocity, and arc of motion on EMG ratio 256-62
- [78] LLOYD, D. G., & BESIER, T. F. (2003). An emg - driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *Journal of Biomechanics*, 36, 765-776.
- [79] Larry L. Hench: Bio ceramics: from concept to clinic. *Journal of American ceramics society* 1991 Vol . 74, 7 pp. 1487-510.