

République Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique

UNIVERSITE DJILLALI LIABES
SIDI BEL-ABBES
FACULTE DES SCIENCES DE L'INGENIEUR
Département de Génie mécanique



Mémoire pour l'obtention du diplôme de magister

Option : mécanique des solides et structures

Présenté par :

Mr. BELGHERRAS MOHAMMED ELNEDHIR

**Comportement mécanique du ciment
orthopédique sous chargement dynamique**

Devant la commission d'examen :

Président :

Mr. BACHIR-BOUIDJRA Professeur Université de Sidi Bel-Abbés

Directeur de mémoire :

Mr. BOUALEM SERIER Professeur Université de Sidi Bel-Abbés

Examineurs :

Mr. KADOURI KACEM Maître de conférence Université de Sidi Bel-Abbés
Mr. BENBAREK SMAIL Maître de conférence Université de Sidi Bel-Abbés
Mr TABETI M. E Maître de conférences U.D.L de S B A
En orthopédie

Invitée :

Mr. BOUZIANE M. MOKHTAR Maître de conférence Université de Sidi Bel-Abbés

Remerciements

Je remercie Dieu qui a éclairé ma route et qui m'a donné la foi et le courage de persévérer en dépit de bon nombre d'obstacles.

Je remercie mon directeur de thèse, Monsieur BOUALEM SERIER, Professeur à l'université DJILLALI LIABBES de sidi Bel-Abbés et Directeur du laboratoire LMPM, de m'avoir proposé un thème aussi intéressant, pour ces conseils, et d'avoir mis à ma disposition tout les moyens nécessaires afin d'accomplir ce travail.

Je tiens à exprimer ma reconnaissance à Monsieur BOUZIANE MOHAMED MOKHTAR, maître de conférences à l'université de sidi Bel-Abbés, pour la confiance qu'il m'a donné tout au long de ce travail.

Je tiens à exprimer toute ma reconnaissance à Monsieur BELABBES BACHIR-BOUIDJRA Professeur à l'université DJILLALI LIABBES de sidi Bel-Abbés, qui a bien voulu présider le jury. Ainsi à Monsieur BENBAREK SMAIL, Maître de conférence à l'université de sidi Bel-Abbés et Monsieur KADOURI KACEM, Maître de conférence à l'université de sidi Bel-Abbés, qui ont accepté d'examiner ce travail.

Je tiens à remercier Mr TABETI Mohamed Essadek H : Maître de conférences en orthopédie à U.D.L de S B A, qui a accepté de faire partie du jury.



DEDICACES

*Je dédie ce mémoire à tous ceux qui m'ont encouragé tout au long
de ce travail :*

❖ *Mon père particulièrement pour ces conseils et sa présence à
mes côtés, ma mère pour son soutien moral et mes deux
petites sœurs.*

❖ *L'ensemble du personnel de la Direction de l'Energie et des
Mines de Ain Temouchent et tous particulièrement l'ensemble
du service SEI et notre directeur Mr BAHLOUL MOKHTAR.*

❖ *l'ensemble d'association TAFNA de BENISAF et à tous mes
Amis.*



Sommaire :

Introduction générale	1
<i>Chapitre I : notion et principe en Anatomie de la hanche</i>	
I-1-l'os de la hanche	3
I-2-l'articulation coxo-fémorale	4
I-2-1-Le fémur :	4
I-2-2-Diaphyse	4

I-2-3-Epiphyse proximal:	4
I-2-3-1:Tête fémorale :	5
I-2-3-2: col de la tête fémorale :	5
I-3: Au niveau de L'Os Coxal	6
I-3-1-Cotyle :	7
I-4-Ligament :	7
I-5: Mouvements de la hanche	8
I-5-1-Flexion	8
I-5-2-Extension	8
I-5-3-Abduction	9
I-5-5-Rotation	9
I-5-6- Axe de travail de la hanche	10
I-6-Composition et structure du tissu osseux	10
I-7-Caractéristiques Mécaniques de l'os:	11
I-7-1Moyen d'étude :	11
I-7-2-Résultats des essais sur l'os	12
I-7-2-1- en traction	12
I-7-2-2- en compression:	14
I-7-2-3 au cisaillement	15
I-7-2-4- en flexion	15
I-7-2-5- en torsion	16
I-7-3-Anisotropie	16
I-7-4-Viscoélasticité	17
I-7-5-Autres propriétés	18
I-7-6-Contraintes supportées par les os	18
I-7-7-Poutres composites os-muscle:	19
I-7-8-Application au traitement des fractures:	19

Chapitre II- L'arthroplastie totale de la hanche

II-1-GENERALITE SUR LES PTH	22
II-1-1- La Biomécanique	22
II-1-2-définition et but d'arthroplastie	22
II-1-2-1-Indications d'une arthroplastie totale de la hanche	22
II-1-2-2- Contre-indications d'une arthroplastie totale de la hanche	23
II-2-PROTHESE TOTALE DE LA HANCHE (PTH)	23

II-2-1-HISTORIQUE	23
II-2-2-Définition de PTH	24
II-2-3-Composition de PTH	25
II-2-4-Les différents types de prothèses	26
II-2-4-1- Les prothèses sans ciment	26
II-2-4-2- Les prothèses totales de hanche cimentées	27
II-2-4-3-Le choix entre prothèse cimentée et non cimentée	27
II-2-4-3-1-Résultats des prothèses non cimentées	27
II-2-4-3-2-Résultats des prothèses cimentées	27
II-2-5-Matériaux utilisés pour les implants	29
II-2-5-1-Les biomatériaux	29
II-2-5-2-Matériaux constitutifs des implants prothétiques	29
II-2-5-2-1-Les alliages métalliques	29
II-2-5-2-1-Les alliages métalliques	29
II-2-5-2-2-Les polymères	31
II-2-5-2-3 Les céramiques	32
II-2-6-Processus d'implantation de PTH	35
II-2-6-1-Etape préopératoire	35
II-2-6-2-Etape peropératoire	35
II-2-6-3-Etape postopératoire	37
II-2-7-PROBLEME DES PTH	37
II-2-7-1-usure	37
II-2-7-2- descellement	37
II-2-7-3- Durée de vie des prothèses	38
II-2-8-Cahier des charges PTH	38
II-3- CIMENT ORTHOPEDIQUE	39
II-3-1-Historique	39
II-3-2-le Rôle de ciment	41
II-3-3-Le Comportement du Ciment	41
II-3-4-Conditionnement du ciment	42
II-3-5-Les propriétés du ciment	43
II-3-5-1-Propriétés chimiques	43
II-3-5-1-1. Composition du Matériau et Polymérisation des Radicaux	43
II-3-5-1-2. Température de Polymérisation	44

II-3-5-1-3. Contraction de Volume	46
II-3-5-1-4. Monomère Résiduel	47
II-3-5-1-5- les Antibiotiques	47
II-3-5-1-5-1 Risque des antibiotiques	49
II-3-5-2-PROPRIÉTÉS PHYSIQUES du Ciment	51
II-3-5-2-1-Temps de prise ou de durcissement	51
II-3-5-2-2- Chaleur dégagée	52
II-3-5-2-3- La Porosité	53
II-3-5-3-PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES	54
II-3-5-3-1-Résistance mécanique	54
II-3-5-3-2-Effet d'environnement in vivo sur le ciment acyclique	55
II-3-5-3-3 Viscosité	56
II-3-5-4- TECHNIQUES DE MISE EN OEUVRE DU CIMENT	56
II-3-5-5-Avantages et inconvénients d'un ciment	58
II-3-5-6- Les différent type de ciment	59
II-3-5-6-1- en composition chimique	59
II-3-5-6-1-3-en viscosité	60

Chapitre III étude dynamique de la prothèse totale de la hanche type CMK3

III -1-INTRODUCTION	61
III -2-étude de mouvement de patient	61
III -2-1-le mouvement dynamique de la hanche	61
III -2-2 -Activités	62
III -2-3- Etude des charges appliquées au fémur	63
III-3-MODÉLISATION AUX ÉLÉMENTS FINIS	67
III-3-1 MODÉLISATION DE L'ENSEMBLE (Os Cortical –ciment–implant)	67
III-4-Application de la MEF au modèle biomécanique	69
III-4-1-Présentation du logiciel	69
III-4-2-caracteristique de model	70
III-4-2-1-le Maillage	70
III-4-2-2-Caractéristiques mécaniques	70
III-4-3 Description du modèle « CMK3 »	71
III-4-Résultat et analyses	74

III-4.1 Analyse des contraintes dans le ciment	74
III-4-2-Analyse des contraintes dans l'implant CMK3	83
III-5-3 Contrainte de Von Mises dans l'os cortical	88
III-5-4- Analyse de contraintes dans le Ciment	92
Conclusion générale	103
Résumé	105
Bibliographie	107

Résumé :

En chirurgie orthopédique et plus particulièrement en arthroplastie totale de hanche, La fixation des implants s'effectue généralement au moyen d'un ciment chirurgical constitué essentiellement de polymère (PMMA), Il est nécessaire de connaître les forces appliquées au droit de l'articulation prothétique au cours des activités courantes exercées par le patient dans leur vie quotidienne afin de pouvoir établir la distribution des contraintes dans le système (os – ciment – implant).

L'objet de ce travail est analysé tri dimensionnellement numériquement par la méthode des éléments finis le niveau et la distribution des contraintes induites dans le ciment orthopédique d'une prothèse totale de hanche soumis à des efforts dynamiques, les efforts simulent les mouvements du patient. Nous avons retenu 5 activités les plus fréquents pour le patient tels que les mouvements quotidiens (la marche, monter des escaliers, assoie sur chaise...ex).

A cet effet, nous avons modélisé la prothèse totale de la hanche, en trois dimensions afin d'analyser la répartition des contraintes pour chaque partie. Le maillage est généré de façon à avoir plus de précision possible dans les limites des capacités de stockage de la machine. Le système de charge considéré est l'effort extrême subi par la prothèse (effort appliquer par le patient).

Mots clés : implant fémoral, ciment orthopédique, os, biomécanique, contraintes, dynamique, mouvement de patient.

Abstract:

In orthopedic surgery, especially in total hip arthroplasty, fixation of implants is usually done through a surgical cement consisting essentially of polymer (PMMA), it is necessary to know the forces applied to the right of the prosthetic joint during routine activities performed by the patient in their daily lives in order to determine the stress distribution in the system (bone - cement - implant).

The aim of this work is tridimensional numerically analyzed, by the finite element method, the level and distribution of the stresses in the bone cement in a total hip prosthesis subjected to dynamic forces, the efforts simulate the patient motion. We selected five most common activities for the patient such as daily movements (walking, climbing stairs, sit on chair ... ex). To this end, we modeled the total hip prosthesis, in three dimensions to analyze the stress distribution for each part. The mesh is generated to be as accurate as possible within the storage

capacity of the machine. The charging system is considered extreme stress suffered by the prosthesis (effort applied by the patient).

Keywords: femoral implant, bone cement, bone, biomechanical, stress, dynamic movement of the patient.

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 de l'équilibre, du fait de l'allongement de la durée de vie de la population, un accroissement considérable des besoins en biomatériaux se fait d'ores et déjà ressentir, notamment pour ceux utilisés comme implants médicaux en chirurgie orthopédique et dentaire (annuellement sont implantées 80000 prothèses de hanche et 30000 prothèses de genou)

Le terme prothèse désigne le remplacement ou la consolidation d'un membre, d'une partie de membre ou d'un organe par un appareillage approprié mais aussi le dispositif qui est implanté dans l'organisme pour suppléer un organe défaillant ou manquant permettant de restaurer une fonction qui est compromise. 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 la tête fémorale sur le fémur.

Il existe deux types d'arthroplastie totale de la hanche (ATH), soit la cimentée et la non cimentée . Selon le registre suédois des ATH, sur une période de 19 ans, 7.1% des patients ayant subi une ATH cimentée auront besoin d'une seconde chirurgie (révision) pour remplacer la première. Ce chiffre est de 13% pour les patients ayant subi une ATH non cimentée. La raison principale des révisions des ATH est le descellement aseptique avec 71% des cas, suivi de l'infection avec 7.5% (*Herberts et Malchau, 2000*). Selon le RCRA, 55% des cas nécessitent une révision due à un descellement aseptique. De plus, les interventions chirurgicales subséquentes ne réussissent jamais aussi bien que la première car le tissu osseux n'est jamais d'aussi bonne qualité que lors de la première intervention ,aussi l'amélioration des techniques de préparation et de mise en œuvre du ciment ainsi que des méthodes d'implantation contribue à ce succès. Néanmoins, des progrès restent à faire. Le comportement mécanique en rupture de la prothèse totale de hanche, lié à celui du ciment et les états de contraintes ainsi que leur niveau et leur distribution dans les trois matériaux (ciment-os-implant) constituant la prothèse ont été jusqu'à l'heure actuelle relativement peu étudiés.. Malgré ces améliorations, les débris de ciment qui se créent suite au descellement de l'interface ciment-implant demeurent le problème principal qui mène au

descellement total des ATH cimentées. Puisque les ATH sont de plus en plus effectuées sur des patients plus jeunes et plus actifs, le prolongement de la durée de vie des ATH est essentiel afin d'éviter des révisions aux patients.

Notre travail sera divisé en 3 chapitres :

➤ Le premier chapitre nous avons présentés la biomécanique de l'articulation fémorale, les différents organes constituant l'articulation naturelle de la hanche, la morphologie des os (fémur, os iliaque), la composition de l'os et les propriétés mécaniques de l'os

➤ Le deuxième chapitre est destiné pour présenter l'arthroplastie de la hanche, les biomatériaux utiliser en ATH et leur mode d'emplacement « cimenter ou non cimenter », et les conditions d'utilisation.

➤ Le troisième chapitre nous avons fait une analyse numérique utilisant la méthode des éléments fini pour étudier le model PTH de pied gauche cimenter de type CMK3 (*charnly-carboul*), à l'aide de logiciel ABAQUS nous avons analysé les contraintes agissent sur le système durant le mouvement dynamique du patient pour les activités quotidien tell que la marche, monter d'escalierex).

Chapitre I

**NOTION ET PRINCIPE EN
ANATOMIE DE LA HANCHE**

I-1-l'os de la hanche :

La hanche est la région du corps humain qui unit le tronc au membre inférieur. Elle comprend une articulation appelée *articulation coxo-fémorale*, (figure I-1) liée avec des muscles qui lui permettent de bouger. Cette articulation coxo-fémorale sera le siège des principales pathologies de cette région. Elle relie le bassin (*os iliaque*) au fémur (*tête fémorale*). C'est une articulation de solidité, de très forte stabilité mais avec des mouvements d'amplitude limitée. La surface acétabulaire reçoit la tête de fémur et l'englobe totalement [1].

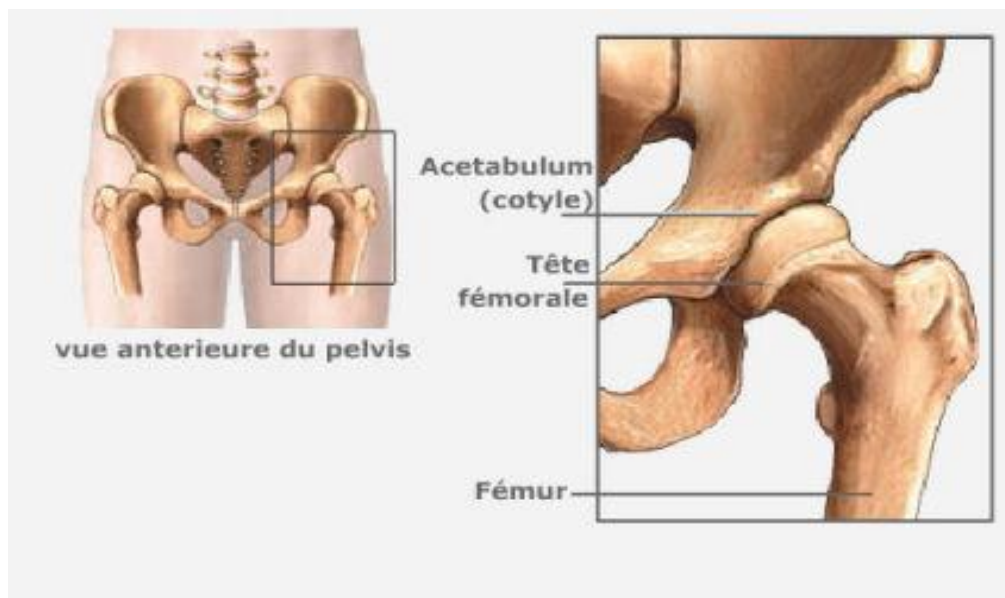


Figure I-1: Articulation coxo-fémorale

Dans l'articulation naturelle de la hanche, ou articulation coxo-fémorale, la tête du fémur et l'acétabulum sont rendus solidaires par le ligament de la tête fémorale, la capsule articulaire (figure I-2) qui ferme l'articulation et assure son étanchéité.

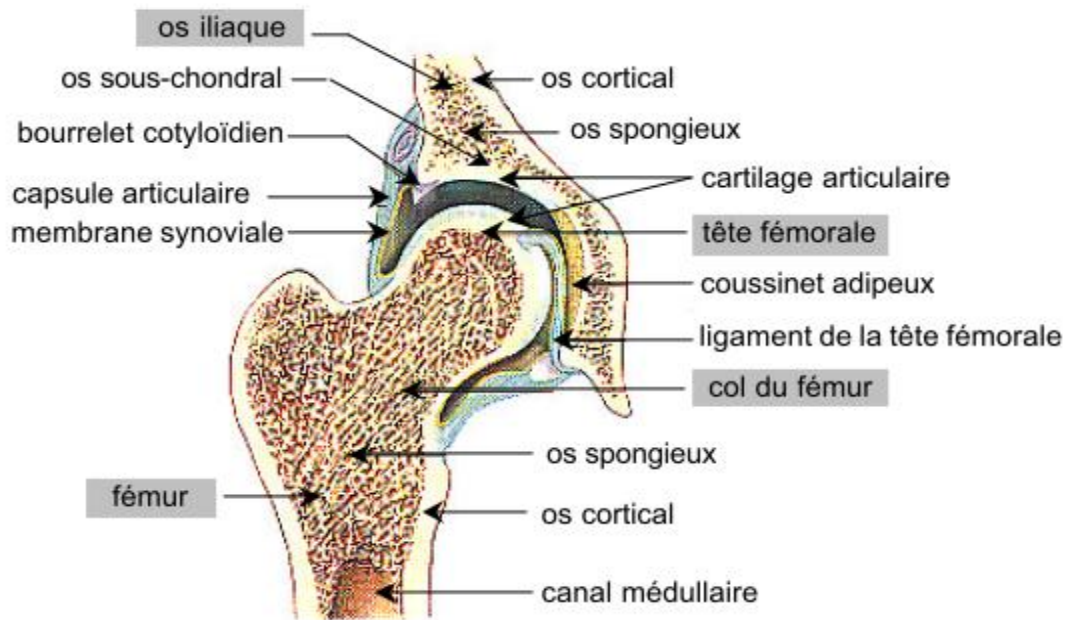


Figure I-2: Coupe frontale de l'articulation coxo-fémorale.

I-2-l'articulation coxo-fémorale :

I-2-1-Le fémur :

Le fémur forme le squelette de la cuisse. Il s'agit d'un os long, pair et non symétrique. Il est articulé avec l'os coxal en haut, la rotule et le tibia en bas. L'os est partagé inégalement entre ces deux articulations. Le fémur est divisé en trois Régions : Une diaphyse et deux épiphyses, proximale et distale. Nous nous intéressons principalement aux caractéristiques de l'articulation coxo-fémorale.

I-2-2-Diaphyse :

La diaphyse (Figure I-3-1) est une région prismatique triangulaire, incurvée en avant et possède trois faces (antérieure, postéro-latérale et postéro-médiale) et trois bords (latéral, médial et postérieur). La diaphyse est la partie la plus longue du fémur et elle relie les extrémités de l'os.

I-2-3-Epiphyse proximale :

L'épiphyse proximale (Figure I-3-2) est irrégulière, elle comprend : la tête fémorale, le col du fémur, le grand et le petit trochanter unis par la ligne et la crête trochantériens [3].

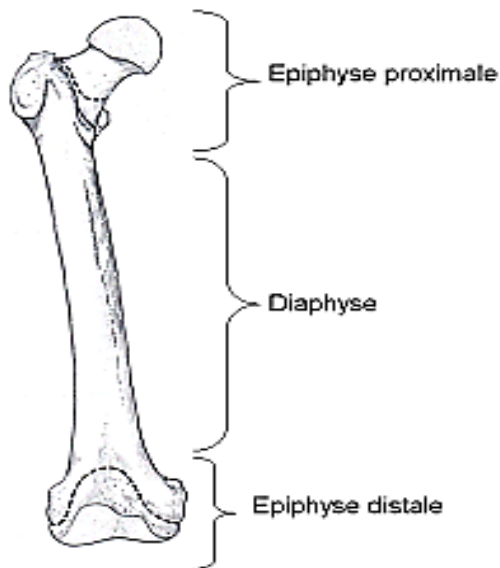


Figure I-3-1 composition de fémur :

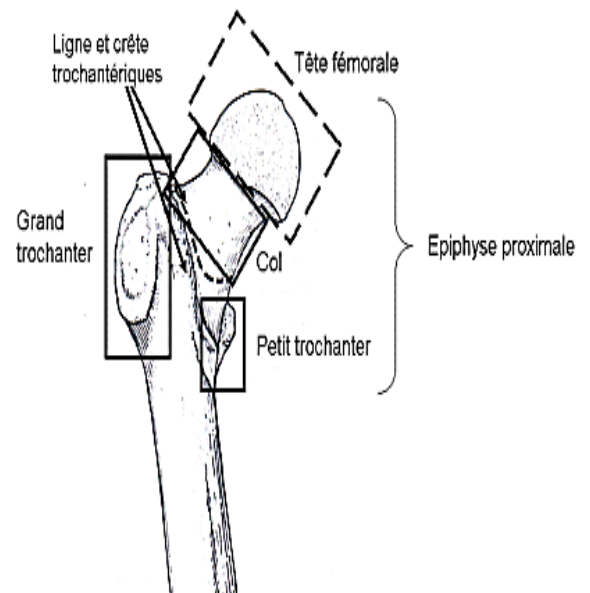


Figure I-3-2 : différentes composantes de l'épiphyse proximale

I-2-3-1: Tête fémorale :

La tête fémorale est une surface articulaire située dans la partie super-médiale, répondant à la surface semi-lunaire de la cotyle, à son ligament transverse et au bourrelet cotyloïdien. Elle est de type sphéroïde et congruente. Sa forme représente les 2/3 d'une sphère de 4 à 5 cm. de diamètre.

I-2-3-2: col de la tête fémorale :

Le col de la tête fémorale supporte la tête et la sépare des tubérosités. Il forme un angle sur le plan frontal avec la diaphyse qui est l'angle diaphysaire (Figure I-4), d'environ 123 à 137°, il se dirige vers l'avant, représentant un angle d'antéversion avec le plan frontal sur le plan transversal de 15° chez l'adulte.

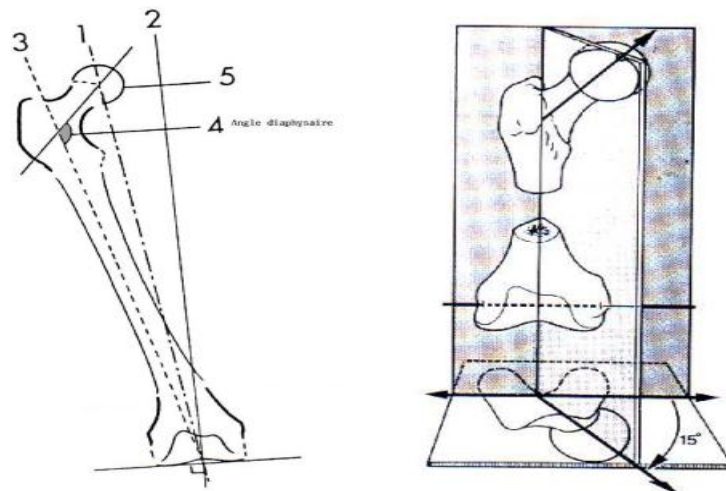


Figure I-4: Angle diaphysaire et angle d'antéversion du fémur.

I-3: Au niveau de L'Os Coxal :

L' os coxal c'est l'os de l'articulation de la hanche, symétrique, il représente environ 80% de la masse osseuse, qui forme la paroi ventro-latérale du bassin osseux, pair, de forme complexe qu'on peut assimiler grossièrement à une hélice à deux pales et qui résulte de la soudure dans l'adolescence de trois os distincts naissant de trois points d'ossifications et se fusionnant au niveau du cartilage en "Y" au centre de la fosse acétabulaire (figure I-5)

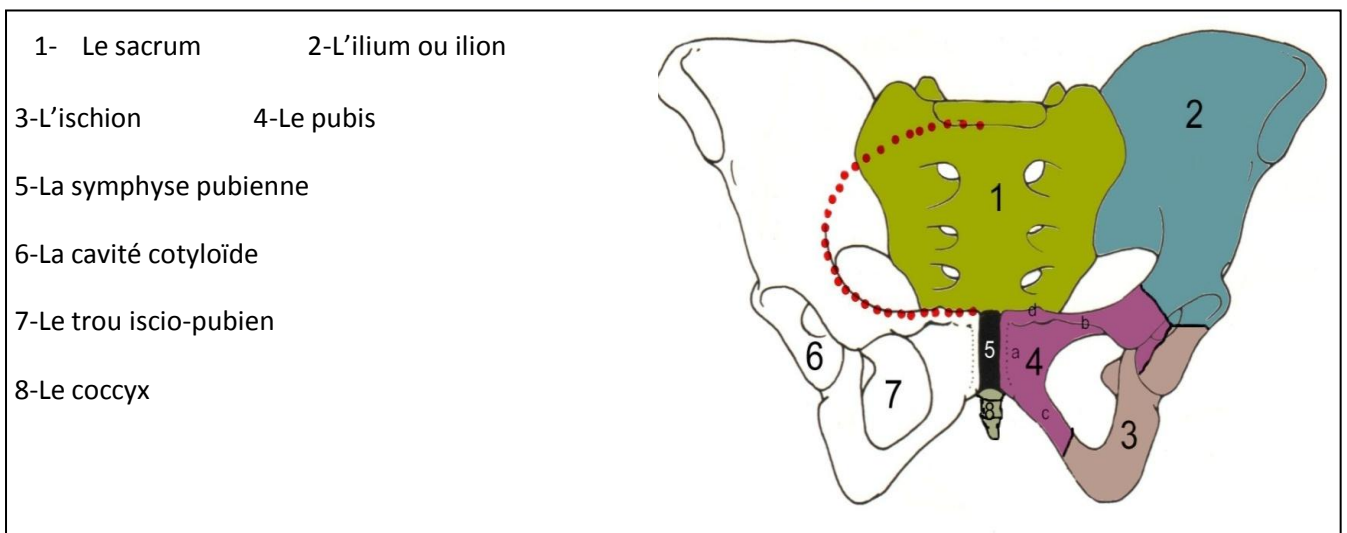
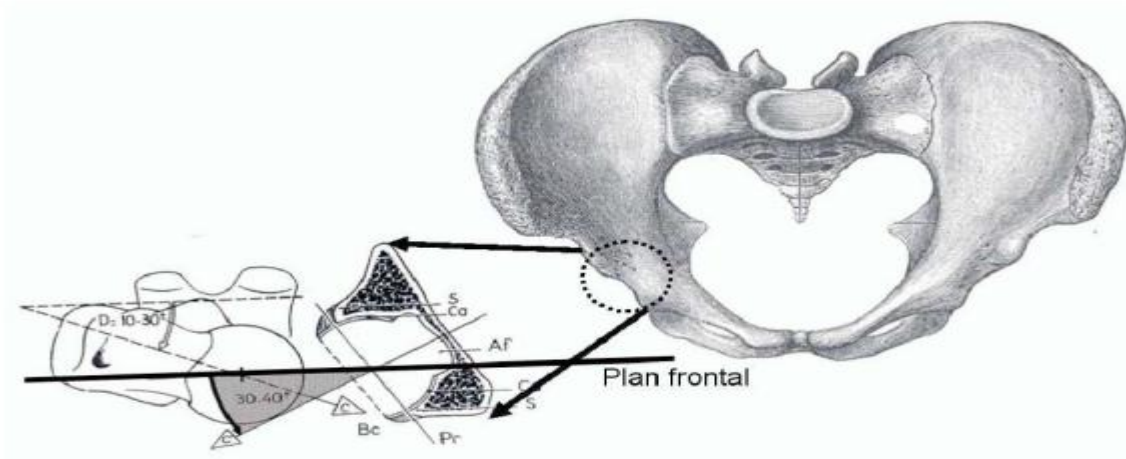


Figure 1-5: Structure du bassin

I-3-1-Cotyle :

Le cotyle est une excavation profonde sphéroïde ; il s'articule avec la tête fémorale. Il est orienté vers l'avant et vers le bas. L'orientation vers l'avant est bien visible sur une coupe transversale,

L'axe du cotyle forme un angle de 30° à 40° avec un plan frontal. L'orientation vers le bas est bien visible sur une coupe frontale (Figure I-6) Ceci implique que la partie supérieure de la cotyle déborde la tête en dehors ; ce débord est mesuré par l'angle de recouvrement W, qui normalement, est de 30°.



FigureI-6: Vue supérieure de la cotyle et du fémur.

I-4-Ligament :

Les surfaces articulaires sont maintenues en contact par une capsule articulaire ; un manchon fibreux très solide étendu entre l'os iliaque et la base du corps fémoral d'une part, par des ligaments antérieurs et postérieurs qui renforcent cette capsule d'autre part et par les muscles péri-articulaires. La disposition de l'orientation des fibres de cette capsule et de ses ligaments assure une bonne solidité tout en permettant une mobilité de cette articulation [4].

La hanche contient le ligament le plus puissant du corps humain, le ligament ilio-fémoral ou ligament de Bertin. Ce ligament a une résistance à la traction d'environ 350 kg. La hanche compte avec cinq autres ligaments, dont quatre sont extra-capsulaires et un est intra-capsulaire (figure I-7)

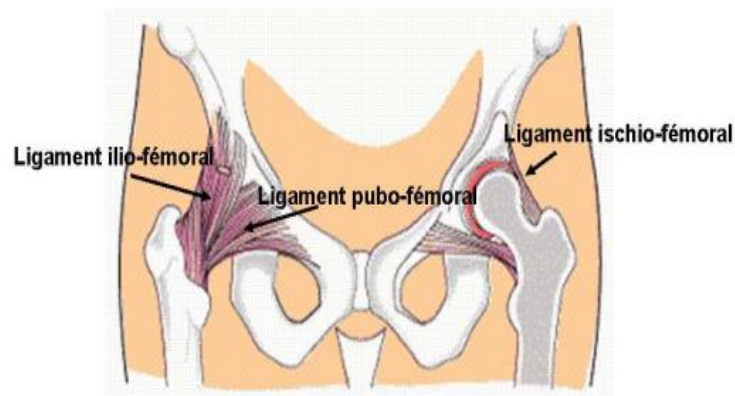


Figure I-7: Liaison de ligament coxo-fémorale

1-5: Mouvements de la hanche :

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

1-5-1-Flexion :

La flexion de la hanche (Figure I-8) est le mouvement qui porte la face antérieure de la cuisse à la rencontre du tronc. La cuisse et l'ensemble du membre inférieur se trouvent reportés en avant du plan frontal passant par l'articulation. Lorsque le genou est étendu, la flexion n'est que de 90° , tandis que lorsque le genou est fléchi, elle atteint ou dépasse 120° .

1-5-2-Extension :

L'extension (Figure I-8) porte le membre inférieur en arrière du plan frontal. Lorsque le genou est étendu, l'extension est de 20° ou plus. Lorsqu'il est fléchi, elle est de 10° .

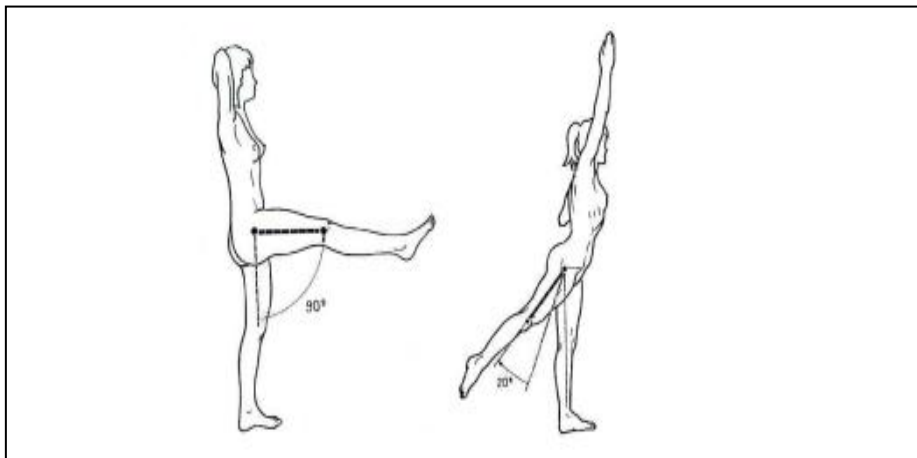


Figure I-8: Mouvements de flexion (gauche) et d'extension (droite) de la hanche.

1-5-3-Abduction :

L'abduction (Figure I-9) porte le membre inférieur directement en dehors et l'éloigne du plan de symétrie du corps, en pratique l'abduction d'une hanche s'accompagne automatiquement d'une abduction égale dans l'autre hanche. Ceci est net à partir de 30° d'amplitude pour laquelle on commence à apprécier une inclinaison du bassin.

1-5-4-Adduction :

L'adduction (Figure I-9) porte le membre inférieur en dedans et le rapproche du plan de symétrie du corps, il n'existe pas de mouvement d'adduction pure. L'amplitude maximale de l'adduction est de 30° .

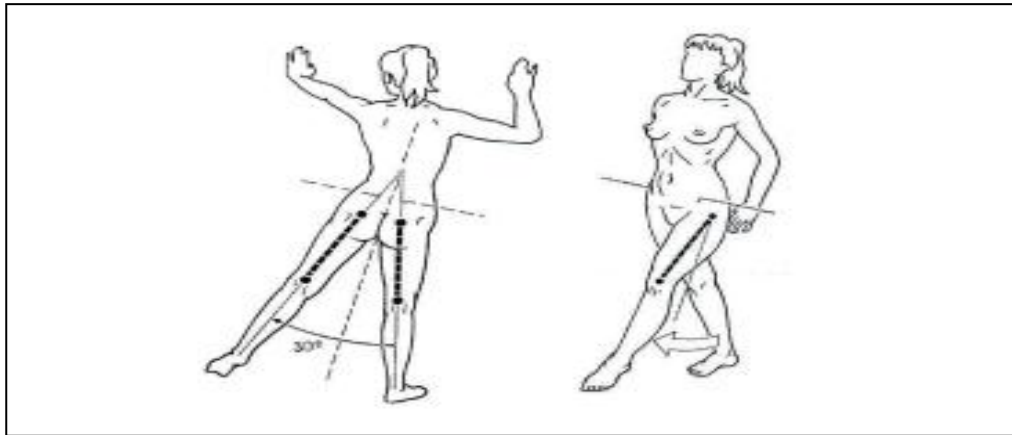


Figure I-9: Mouvements d'abduction (gauche) et d'adduction (droite) de la hanche.

I-5-5-Rotation :

Le mouvement s'effectue autour de l'axe mécanique du membre inférieur. Dans ce cas la rotation externe est le mouvement qui porte la pointe du pied en dehors, L'amplitude totale de la rotation interne est de 30° à 40°. L'amplitude totale de la rotation externe est de 60°. L'amplitude des rotations dépend de l'angle d'antéversion du col fémoral (figure I-10).

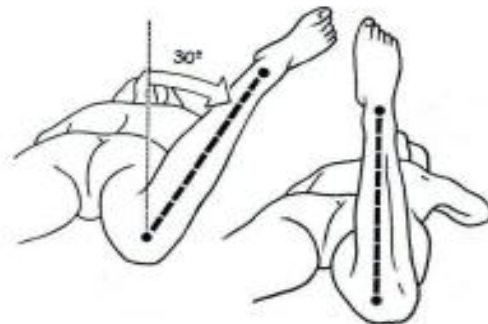


Figure I-10: Mouvement de rotation de la hanche.

I-5-6- Axe de travail de la hanche :

L'axe mécanique qui va du milieu de la tête fémorale au milieu du genou comme le montrer la figure I-11.

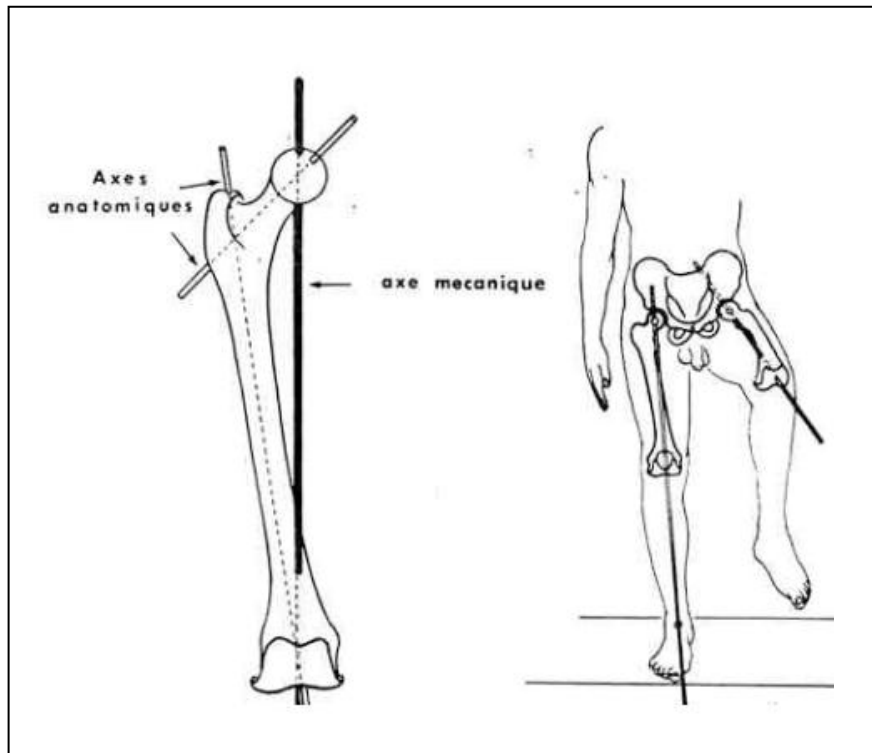


Figure I-11: Axe de travail de la hanche

I-6-Composition et structure du tissu osseux :

L'os est un matériau composite de nature organique / céramique, contenant essentiellement du phosphate et de calcium (69% en poids) sous forme de cristaux d'hydroxyapatite et de phosphate de calcium amorphe, des fibres de collagène (20% en poids) et de l'eau (9%).

D'autres matières organiques, telles que les protéines, les polysaccharides et les lipides, sont également présentes en faibles quantités. Le réseau de microfibrilles de collagène, dont le diamètre varie de 100 à 2.000 nm, constitue la matrice. Les cristaux d'hydroxyapatite (environ 40 à 60 nm de longueur, 20 nm de largeur et 1,5 à 5 nm d'épaisseur), sous forme de plaques ou d'aiguilles, sont déposés sur les microfibrilles de collagène, parallèlement à celles-ci, de manière que la dimension la plus grande des cristaux coïncide avec celle de l'axe longitudinal des fibres.

L'os est entouré d'une membrane richement innervée et vascularisée (figure I-12): le périoste. Sous celui-ci, se trouve une couche de tissu osseux semblable à de l'ivoire: l'os cortical, compact et de densité élevée à cellules fermées et à structure lamellaire, correspondant aux régions de contraintes élevées. Les lamelles osseuses sont disposées en systèmes de Havers, ou ostéons, centrés sur le canal de Havers.

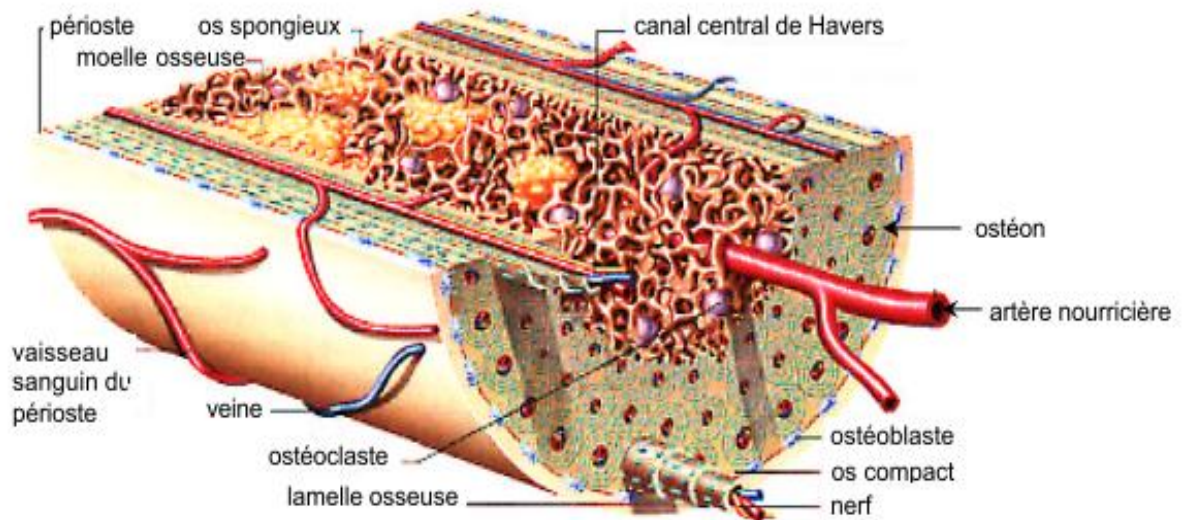


Figure I-12: Coupe de l'os vivant

I-7-Caractéristiques Mécaniques de l'os:

La connaissance des caractéristiques mécaniques de l'os est indispensable pour la compréhension du mécanisme des fractures et pour le choix des techniques thérapeutiques. Parmi les auditeurs se trouvait *Culmann*, ingénieur et mathématicien de renom, celui-ci fut frappé par la disposition trabéculaire ordonnée de l'os; Cette extrémité osseuse avait les mêmes caractéristiques qu'une grue de type Fiarbain dont les lignes de contraintes maximales étaient connues, ces lignes correspondaient au système de travées osseuses. *Culmann* proposa aux biologistes une loi à confirmer : le squelette est élaboré de manière à supporter le maximum de matériel [5]. L'idée fut acceptée et en 1870 *Wolff* énonçait sa fameuse loi selon laquelle l'os se forme en fonction des contraintes auxquelles il est soumis.

I-7-1Moyen d'étude :

Ce n'est que depuis la deuxième guerre mondiale que les caractéristiques mécaniques de l'os ont fait l'objet de nouveaux travaux. Différentes techniques ont été utilisées :

- Tests mécaniques tels que ceux que nous avons évoqués à propos des matériaux ;
- Technique des « vernis craquelant » par observation des déformations du revêtement d'un os au cours de l'application de charge;
- Jauges de contraintes ;
- Photoélasticité : technique qui utilise les modifications de la diffraction de la lumière dans certains plastiques en fonction des contraintes qu'on leur fait subir. Cette technique que les auteurs ont utilisée à de nombreuses reprises, a encore un intérêt didactique;

- Modelés mathématiques complexes;
- Plus récemment, analyse par éléments finis qui permet de prévoir les contraintes dans une structure complexe. *Rohlmann et al.* [6] ont démontré que cette technique peut donner des renseignements sur des données simples telles que la distribution des contraintes résultant de l'application d'une force isolée. Elle reste en revanche très approximative dans des conditions physiologiques, en particulier sur le plan quantitatif ;
- Techniques de microscopie acoustique très performantes pour définir les différents constants élastiques de l'os dans les différents plans de l'espace.

I-7-2-Résultats des essais sur l'os :

Les caractéristiques mécaniques de l'os révélées par les tests, varient en fonction de nombreux paramètres tels que le mode de conservation, l'humidité, l'orientation du prélèvement... La dessiccation augmente la rigidité de l'os, et l'os mort n'est plus résistant que l'os vivant [7] mais il est plus cassant.

I-7-2-1- en traction :

L'os est élastique et suit la loi de Hooke. Il s'allonge proportionnellement à la contrainte en traction qu'il subit.

Dès 1847, *Wertheim* évaluait le module d'élasticité (module de Young) de l'os frais entre 1819 et 2638 kgf / mm². En 1876, *Rauber*[8] l'estimait entre 1982 et 2099 kgf / mm². Jusqu'à une époque très récente, on a considéré que le module d'élasticité de l'os cortical était d'environ 2000 kgf /mm² et celui de l'os spongieux de 650 kgf /mm², les choses sont beaucoup plus complexes et le module de Young varie fortement d'un point de la corticale à l'autre.

En 1978, *Bonfield* a repris ces expériences avec *O'Connor* [9]. Ils ont retrouvé un module d'élasticité très bas 0.8 kgf /mm à 1.2 kgf /mm² [10] (Figure I-13);

- Pour des contraintes très faibles en dessous de la limite élastique, l'os a un comportement élastique linéaire classique (courbe **A**);
- Quand la limite élastique vient d'être dépassée, les courbes de charge et de décharge coïncident seulement aux niveaux de contraintes maximum et minimum. La courbe (**B**) a un aspect de boucle fermée en hystérésis. Cet aspect avait déjà été signalé par l'un des auteurs en 1976 [11];
- Pour des contraintes élevées, les courbes de charge et de décharge ne coïncident pas par absence de contrainte lors de la décharge. Elles laissent persister une déformation résiduelle et un aspect de boucle ouverte en hystérésis (courbe **C**).

La déformation non élastique disparaît lentement après la décharge, à condition d'attendre assez longtemps (jusqu'à 40 minutes).

Les os de l'enfant ont un module d'élasticité plus bas que ceux de l'adulte et ils absorbent plus d'énergie avant de se fracturer [12]. Il existe chez l'enfant une large zone de déformation non élastique.

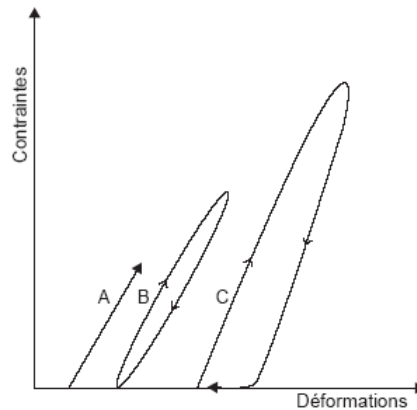


Figure I-13: Les trois types de cycles de chargement-déchargement de l'os

(D'après *Bonfield et O'Connor*).

Le module d'élasticité varie avec le degré de minéralisation de l'os. La contrainte de rupture de l'os cortical est très proche de sa limite élastique.

Selon *Rauber*, [47] cette contrainte de rupture varie entre 9.25 et 12.41 kgf/mm². *Pur Marique*, celle du fémur est de 12.5 kgf/mm². *Evans* [13] l'évalue en moyenne entre 6.35 et 10.57 kgf/mm². La contrainte de rupture de l'os cortical est environs de 10 kgf/mm². Elle augmente pour l'os sec.

En 1967. *Comtet et al.* [14] ont constaté sur des radius frais une résistance en traction de 20 kgf/mm². A titre de comparaison, celle de l'acier est d'environ 100 kgf/mm²; celle du cuivre de 13, du chêne de 10, du pin de 6 et du béton de 2. La traction de l'os est donc supérieure à celle du bois et à celle du béton. La résistance en traction (P) d'un os entier est donnée par la formule simple : $P = SK$ (S étant la surface de l'os et K la contrainte de rupture de l'os en traction). Il est ainsi simple de calculer la charge à la rupture des os du squelette, qui est de 1500kg pour l'humérus et de 2300kg pour le fémur. Mais comme le soulignent *Comtet et al*, il serait faux de croire que cela représente la véritable résistance en traction de ces os.

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

Des études micromécaniques, réalisées par *Ascenzi et Bonucci* [15] sur des ostéons isolés de l'os cortical, ont révélé que la courbe contrainte-déformation dans les ostéons est très fortement dépendante de l'orientation des paquets de fibres de collagène.

I-7-2-2- en compression :

Lorsque deux forces s'appliquent sur un corps en direction opposée, dirigées l'une en direction de l'autre, le corps est en compression. Il devient plus large et finit par s'écraser.

La formule d'application est la même que pour la résistance en traction soit $P = SK$, mais cette fois K est la charge de rupture en compression, différente de celle en traction. La contrainte de résistance en compression de l'os cortical varie suivant les auteurs de 12.56 à 25kgf /mm² soit deux fois plus que le bois. Nous retiendrons une moyenne de 15 kgf /mm².

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

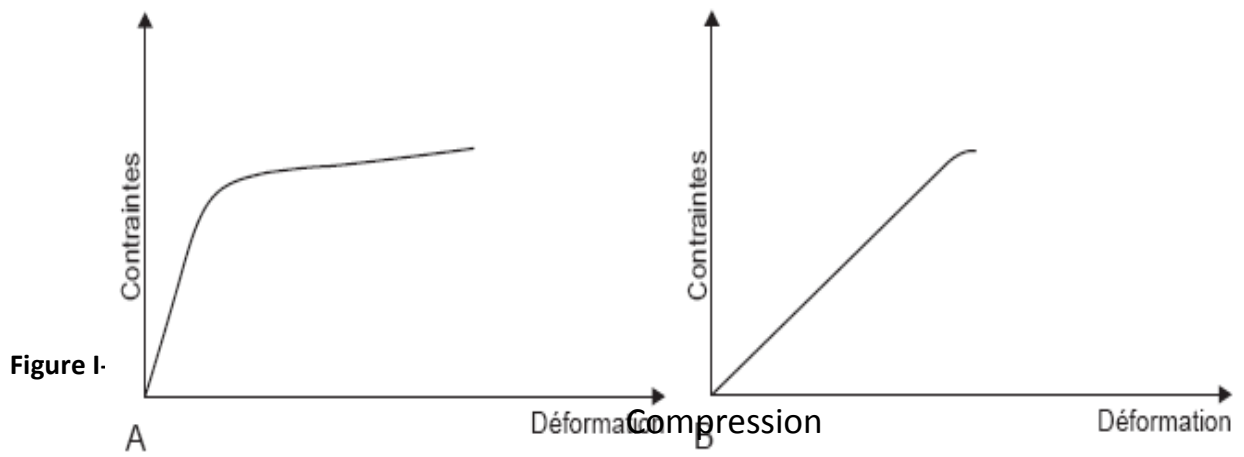
L'os spongieux a une résistance en compression beaucoup plus faible, de 1 kgf /mm² aux condyles fémoraux et de 2 à 3 kgf /mm² dans certaines zones de l'extrémité supérieure du fémur.

Dans l'ensemble, l'os spongieux est dix fois moins résistant en compression que l'os cortical [16]. C'est en son sein que se produisent les fractures en compression. Cette résistance diminue encore avec l'âge.

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

En 1972, *Burstein et al* [15] ont montré que l'os a un comportement plastique en traction mais pas en compression. Pour ces auteurs, la présence d'une zone de déformation plastique en tension est comparable à celle que l'on observe avec les polymères et correspond à la création de vides.

Pour d'autres, elle est due à la formation de micro-fractures dans la corticale. En compression la courbe reste linéaire, c'est à-dire que l'os se rompt brutalement sans déformation plastique (Figure I-14).



I-7-2-3 au cisaillement :

Le cisaillement survient lorsqu'un groupe de forces tend à faire glisser une partie du corps sur lequel elles sont appliquées, sur la partie voisine ;

La résistance au cisaillement varie suivant les auteurs de 7 à 11 kgf /mm² pour l'os spongieux. En gros, l'os cortical est 20 fois plus résistant en cisaillement que l'os spongieux.

I-7-2-4- en flexion :

La résistance en flexion de l'os cortical varie de 10 à 20 kgf /mm². Elle augmente avec le moment d'inertie de l'os. Celui-ci augmente avec la distance qui sépare la masse osseuse de l'axe neutre. Cela explique l'élargissement du canal médullaire du sujet âgé qui donne une résistance équivalente avec moins de masse osseuse. Cela explique également les constatations de Blaimont [17] lorsqu'il a mesuré la micro-dureté des diaphyses.

La partie la plus dure est logiquement la plus éloignée de l'axe neutre (Figure I-15). L'os n'est donc pas homogène mais son hétérogénéité est organisée.

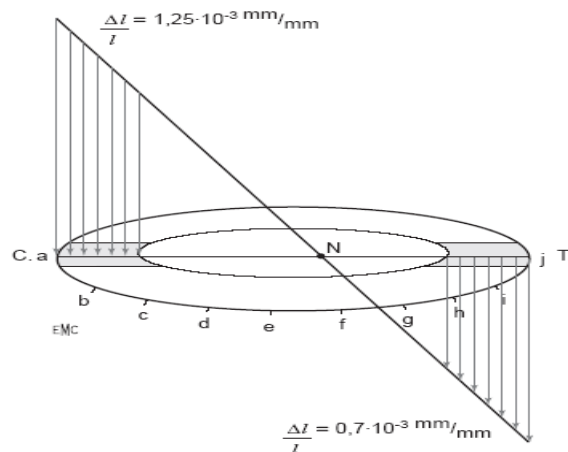


Figure I-15 : Variation de la micro-dureté (d'après Blaimont). Déformation pour P=100kg.

I-7-2-5- en torsion :

Pour *Rauber* [8], la résistance à la torsion de l'os varie entre 4 et 9.3 kgf /mm², avec une moyenne de 7 kgf /mm² sur éprouvettes. *Comtet* [14] ne trouve que 5 à 6 kgf /mm² sur l'os entier. Il attribue cette différence aux micro-défauts de surface qui existent sur l'os.

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

La formule des contraintes en torsion que nous avons vue à propos des matériaux nous apprend que plus l'os est long, moins il est résistant en torsion. Cela explique que les fractures spiroïdales surviennent sur les os longs. Plus l'os a un gros diamètre, moins il est vulnérable.

Si le bras de levier est long. Comme par exemple un humérus tordu par l'intermédiaire de l'avant-bras, la force nécessaire pour rompre l'os est moindre (fracture au cours de concours de « bras de fer »). Le site des fractures en torsion ne coïncide pas avec le siège d'application de torsion.

I-7-3-Anisotropie :

Matériau composite élastique, l'os a de nombreuses autres caractéristiques. En 1958, *Evans* [14] a montré qu'il est anisotrope, c'est à-dire qu'il n'a pas les mêmes propriétés dans toutes les directions.

Les résistances en traction que nous avons indiquées sont celles qui s'appliquent suivant l'axe longitudinal de l'os. (Figure I-16)

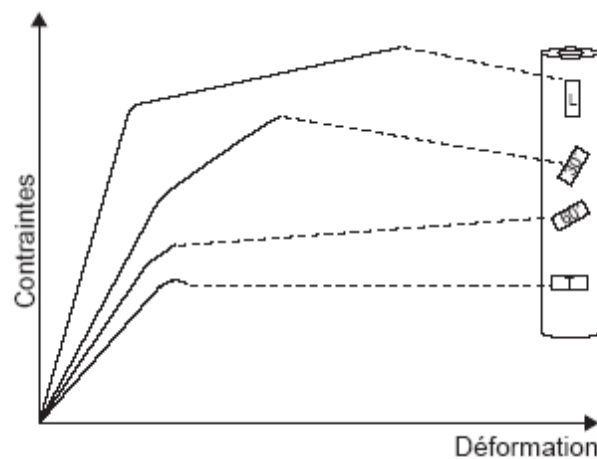


Figure I-16: Anisotropie de l'os. Tests en traction dans quatre directions sur de l'os corticale fémorale : Traction longitudinale (L), à 30° de l'axe de l'os, à 60°, et traction transversale (T) (d'après *Frankel et Burstein*).

Les Sections correspondant aux contraintes les plus élevées, En 1975 *Reilly et Burstein*[18] ont présenté la première étude systématique de l'os. Ils ont montré que le module d'élasticité longitudinal était en moyenne 50 % plus élevé que le module transversal. *Konirsch* [19] a montré, grâce aux extensomètres électriques à grande amplification, que le module d'élasticité varie notablement suivant la face de l'os et suivant qu'on l'étudie en traction longitudinale, en compression ou en flexion.

L'os étant plus résistant en compression qu'en traction, c'est de préférence sa face soumise à des contraintes en traction qu'il faut renforcer lors d'une ostéosynthèse. Fort heureusement, les métaux utilisés comme implants pour l'ostéosynthèse possèdent une bonne résistance en traction.

1-7-4-Viscoélasticité :

L'os vivant est viscoélastique. Ses propriétés mécaniques varient avec la vitesse d'application de la charge. Il perd cette propriété à l'état sec. Grâce à cette caractéristique, il résiste mieux aux efforts rapides lents. La viscoélasticité de l'os lui permet de mieux s'adapter aux contraintes : [20]

- Si on applique une charge sur un os, il se déforme instantanément ; si la charge est maintenue, l'os continue à se déformer pendant 55 jours ;
- Après 55 jours, la déformation atteint 153 % de celle qui avait été obtenue après les 2 premières minutes.

1-7-5-Autres propriétés :

Tissu vivant, l'os a en outre deux propriétés considérables qui le distinguent des autres matériaux :

- En réponse à des demandes fonctionnelles, il peut changer ses propriétés mécaniques locales et les adapter aux contraintes. Il existe une « fenêtre d'admissibles » ; si l'os est soumis à un excès de contrainte, il va s'adapter en augmentant de volume et en modifiant sa texture. Si les contraintes deviennent excessif, il se nécrose ou se fracture (fracture de fatigue). Si au contraire il est soumis à un niveau de contrainte insuffisant, il va s'amincir et devenir plus fragile. C'est le phénomène du *stress-shielding* que l'on observe au contact de prothèses massives très rigides parfaitement et directement fixées à l'os. Ce phénomène est également préoccupant en mission de longue durée ;
- L'os a la possibilité remarquable de se réparer lui-même. Ces propriétés sont le résultat de l'action combinée de processus biologiques et mécaniques complexes.

Les mesures de *Burstein* ont montré qu'avec l'âge se produit une diminution de la déformation maximum avant rupture, atteignant 5 % tous les 10 ans au niveau du fémur et 7 % tous les 10 ans pour le tibia.

I-7-6-Contraintes supportées par les os :

Les connaissances dans ce domaine sont récentes et demeurent limitées. Dans l'activité quotidienne, un ensemble complexe de forces est appliqué sur les os.

L'application de ces forces provoque des déformations microscopiques. Ces déformations dépendent de l'importance des contraintes, de la géométrie de l'os, c'est-à-dire de sa longueur, de ses courbes, de son diamètre et de ses propriétés mécaniques.

Chez l'homme, le centre de gravité du corps est situé devant la deuxième vertèbre sacrée.

La position latéralisée des membres inférieurs par rapport au centre de gravité produit des forces additionnelles asymétriques qui s'ajoutent au poids du corps.

Le squelette des membres inférieurs est ainsi soumis à une compression asymétrique, Il en résulte des contraintes en flexion qui sont en torsion sur le côté convexe et en compression sur le côté concave.

La forme des os est adaptée pour diminuer les contraintes en flexion. Les os sont courbes, de telle sorte qu'ils sont dans l'axe de la résultante des forces qui agissent sur eux. Cette courbure augmente les contraintes de compression qui sont les mieux tolérées et diminue en revanche les contraintes de flexion.

I-7-7-Poutres composites os-muscle :

Comme l'ont souligné *Rabischong et Avril* en 1965,[21] os et muscles s'associent pour augmenter la résistance d'un segment déterminé à des efforts parfois considérables. Ils forment ensemble une poutre composite beaucoup plus résistante que les os isolés. Les poutres composites sont l'association de deux matériaux différents unis solidairement et qui partagent les contraintes en fonction de leur module d'élasticité et de leur moment d'inertie.

Reprenons l'exemple de *Rabischong*, c'est-à-dire les contraintes qui s'exercent sur les deux os de l'avant-bras lorsqu'une charge de 20kg est placée dans la main. Si l'on considère que le coude est maintenu plié à 90° par les fléchisseurs du coude comme les câbles d'une grue, les contraintes de traction-compression dans les deux os de l'avant-bras sont de 2.5t, ce qui est très supérieur à la résistance du squelette. Les muscles n'agissent donc pas sur les leviers squelettiques à la façon des câbles d'une grue, mais forment avec eux une poutre composite. Le

muscle en contraction modifie ses dimensions et son module de Young. Il vient se plaquer étroitement sur le squelette.

Le plan osseux passe en arrière d'une ligne neutre se déplaçant et travaille en compression. Le calcul indique alors une contrainte qui n'est plus que de 1.30 kgf /mm^2 , ce que l'os peut parfaitement supporter.

1-7-8-Application au traitement des fractures :

✓ A-Contraction musculaire :

Elle joue un rôle très important dans la prévention des fractures [22]. On peut illustrer ce rôle par l'exemple de la chute en skis vers l'avant. Le tibia du skieur vient s'appuyer en avant sur le bord de la chaussure avec un effet de flexion. Le cortical postérieur du tibia est soumis à des contraintes de traction très élevées qui ont de fortes chances d'entraîner une fracture. Heureusement, la contrainte réflexe du triceps va provoquer des contraintes de compression postérieure qui vont neutraliser les contraintes de traction, protéger le tibia et éviter la fracture.

La contrainte musculaire automatique au cours d'une chute protège le squelette. Chez le vieillard en revanche, la rapidité de la réaction musculaire n'est plus suffisante.

✓ B-Fracture de fatigue

Une fracture peut survenir si la contrainte supportée par l'os est supérieure à la résistance maximum de l'os, mais elle peut également survenir à la suite de l'application répétée de contraintes beaucoup plus basses. Ce sont les fractures de fatigue. Elles font l'objet d'un article particulier.^[33]Elles surviennent soit après application peu fréquente de contraintes élevées, soit après application très fréquente de contraintes relativement faibles.

La fréquence des sollicitations joue également un rôle, car le remodelage osseux peut aller plus vite que le processus de fracture spontanée et éviter celle-ci. La fatigue musculaire intervient dans la survenue des fractures de fatigue en supprimant la protection du squelette.

✓ C-Fracture et niveau d'énergie :

On peut classer les fractures en trois catégories, basées sur la quantité d'énergie libérée à leur niveau :

- Fracture à basse énergie : ce sont les fractures survenues à la suite d'une chute banale ;
- Fracture à haute énergie : elles se produisent à l'occasion d'un accident de la route et sont comminutives avec lésion des parties molles ;
- Fractures à très haute énergie : causées par projectile de guerre à grande vitesse, elles correspondent à de véritables explosions osseuses avec pertes de substance des parties molles.

✓ D-Fracture et contrainte :

La survenue d'une fracture est en fait une question de distribution de contraintes et d'énergie mécanique. L'énergie nécessaire pour fracturer un tibia humain normal est seulement de $1/100000^{\text{e}}$ de l'énergie cinétique d'un skieur de 80kg se déplaçant à 45km/h. [23] Le désastre survient seulement quand l'énergie cinétique est brutalement concentrée et convertie en travail pour déformer le tibia.

Les fractures sont le résultat de contraintes excessives en tension. Celles-ci ne sont en général pas causées par des forces de traction mais plutôt par des forces de flexion ou de torsion.

Les fractures en « bois vert » sont pour *Radin* [23] la combinaison de micro-fractures de la cortical d'un os peu calcifié à bas module d'élasticité.

▪ Fracture en traction

Elles surviennent généralement dans l'os spongieux. La fracture de la base du cinquième métatarsien par traction du court péronier latérale et du calcaneum par traction du tendon d'Achille est de bons exemples. Le meilleur exemple est réalisé par les fractures-tassements des vertèbres.

▪ Fracture en cisaillement

On les rencontre habituellement dans l'os spongieux en particulier aux condyles fémoraux ou aux plateaux tibiaux.

▪ Fracture en torsion

Les contraintes de tension les plus élevées sont à 45° des contraintes de cisaillement. Le trait de fracture suit un plan en spirale pour suivre cet angle. Il n'y a pas de meilleur exemple que la fracture spiroïdal du skieur.

▪ Fracture en flexion

Les fractures diaphysaires transversales ou en « aile de papillon » relèvent de ce mécanisme. La fracture commence sur la surface convexe, sur les fibres les plus extérieures qui supportent le plus de contraintes en tension. S'il existe sur cette face une entaille ou une rainure, la fracture commence à ce niveau.

Chapitre II

L'ARTROPLASTIE TOTALE DE LA HANCHE

II-1-GENERALITE SUR LES PTH

II-1-1- La Biomécanique :

La biomécanique est une discipline de la bio-ingénierie, ayant pour but l'application des principes de l'ingénierie et des procédures de conception à la médecine.

La biomécanique considère le squelette et les muscles du corps humain comme une structure mécanique capable de subir certains déplacements. Elle comporte l'analyse de la démarche humaine et l'étude des contraintes subies par les tissus et les os au cours des accidents.

L'ingénierie biomécanique s'intéresse également à la circulation sanguine, aux mécanismes de la respiration, et aux échanges d'énergie dans l'organisme.

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.

L'utilisation de biomatériaux n'a été rendue possible qu'une fois la mise au point de techniques de stérilisation et de désinfection efficaces lors des opérations chirurgicales.

II-1-2-définition et but d'arthroplastie :

Une arthroplastie est une opération destinée à restituer le mouvement à une articulation et leur fonction aux muscles, ligaments et autres structures constituées de tissus mous qui contrôlent cette articulation en créant un nouvel espace articulaire. Elle a pour objectifs de soulager le patient d'une douleur invalidante, de lui redonner un mouvement stable, et parfois, de corriger une malformation. A cette intervention majeure sont associées un certain nombre d'indications et de contre-indications [24].

II-1-2-1-Indications d'une arthroplastie totale de la hanche :

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

Après le succès remarquable de l'opération qu'a été rapportée pour des patients souffrants d'arthrite rhumatoïde, d'arthrose (ostéoarthrite, arthrite hypertrophique), de nécrose vasculaire de la tête fémorale, de fracture du col du fémur, après l'acquisition d'une expérience plus

grande de la procédure chirurgicale introduisant des modifications de celle-ci, les indications se sont étendues à d'autres affections.

Aux patients plus jeunes atteints des mêmes lésions, incluant la luxation congénitale de la hanche et les pathologies rhumatismales, ainsi qu'aux patients ayant eu une hanche infectée, se sont ajoutés à un certain nombre de sujets chez lesquels la procédure de reconstruction de l'articulation, y compris l'arthroplastie totale, a échoué et qui requièrent une révision. La révision consécutive à l'échec d'une arthroplastie totale de la hanche est maintenant une opération courante, mais souvent difficile [24].

II-1-2.2- Contre-indications d'une arthroplastie totale de la hanche :

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

- ◆ Une infection active de l'articulation de la hanche ou un foyer infectieux actif (vessie, peau, dentaire, des voies respiratoires ou de toute autre région),
- ◆ Une pathologie neurotrophique (Tabès): les patients souffrant de cette pathologie ont généralement une destruction osseuse extensive et une tendance à la formation d'ossifications exubérantes,
- ◆ L'absence ou l'insuffisance des muscles abducteurs,
- ◆ Une pathologie neurologique progressive.

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

II-2-PROTHESE TOTALE DE LA HANCHE (PTH) :

La prothèse orthopédique est un dispositif mécanique adapté de manière à reproduire la forme et autant que possible la fonction d'un membre perdu ou absent. Le remplacement du membre par un substitut artificiel est réalisé par un chirurgien spécialisé.

II-2-1-HISTORIQUE :

Dans les années 1850, les médecins tentèrent de remplacer l'os fémoral par du bois ou de l'ivoire. On ne s'attardera pas sur le suivi de ces opérations qui ont pratiquement toutes entraîné la mort des patients opérés. L'introduction de l'acier inoxydable dans les années 1930 a permis de réussir la première implantation de prothèse de hanche.

Deux types de fixation de prothèse de hanche existent à partir des années 1970. Le premier consiste à insérer un implant directement dans l'os fémoral et le second à insérer l'implant avec un ciment chirurgical, servant d'interface entre l'os spongieux et la surface du matériau. C'est Sir *John Charnley* qui a mis au point le premier protocole de pose de prothèse totale de hanche cimentée. A ce stade, il était donc possible d'insérer une prothèse de hanche en acier inoxydable avec ou sans ciment chirurgical. Par la suite, d'autres matériaux ont été développés pour la construction de prothèses de hanche.

L'utilisation des biomatériaux a suivi la même évolution que l'aéronautique dans le sens où on a cherché à utiliser un matériau mécaniquement plus résistant que l'acier inoxydable. De plus, le problème de l'acier est qu'il est sensible à la corrosion dans un environnement physiologique.

La très bonne résistance à la corrosion de l'alliage de titane lui confère une excellente biocompatibilité.

Un alliage de cobalt et de chrome est aussi utilisé pour fabriquer des prothèses de hanche. Ce matériau est très difficile à forger et à laminier. Dans un premier temps, il a été moulé mais sa structure est apparue très hétérogène. Il a été intéressant, pour obtenir un matériau très homogène permettant d'obtenir un bon état de surface, de le synthétiser par la métallurgie des poudres dans les années 1960. Ce matériau est aussi utilisé pour sa plus grande dureté que l'acier inoxydable donc une meilleure résistance à l'usure.

Les développements consistent à améliorer les propriétés mécaniques par effet d'alliage. Depuis les années 1970, les céramiques ont été utilisées pour remplacer le métal dans le couple de frottement métal/polyéthylène des prothèses de hanche, au niveau de la jonction tête-cupule. En effet, l'usure du polyéthylène est 20 fois inférieure, en frottement, contre des têtes fémorales en alumine, à celle contre des têtes en alliage cobalt-chrome. Nous avons donné quelques éléments pour comprendre l'évolution des différents matériaux pour remplacer une articulation coxo-fémorale [25].

II-2-2-Définition de PTH :

On entend par prothèse de hanche le fait de changer l'articulation endommagée par une articulation artificielle composée d'une pièce fémorale, d'une pièce cotyloïdienne (inscrite dans le bassin) et d'une pièce intermédiaire entre les deux. La cupule, qui est la prothèse cotyloïdienne sur la hanche et la tige qui est la prothèse fémorale (Figure II-1).

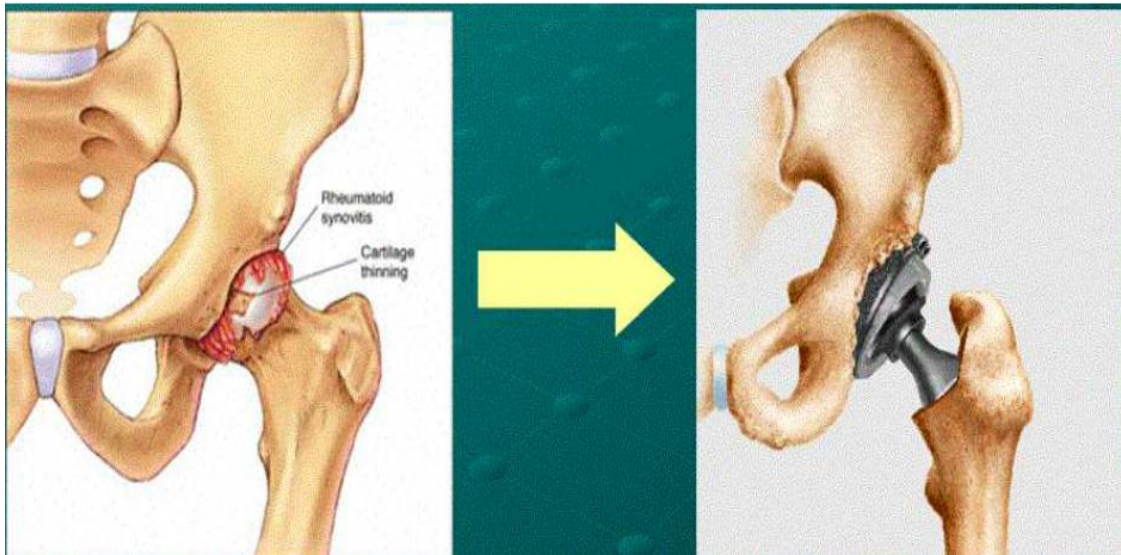


Figure II.1: PTH : Remplacement de l'articulation coxo-fémorale endommagée par deux surfaces articulaires artificielles.

II-2-3-Composition de PTH :

Une P.T.H se compose de 3 parties: la cupule, la tige fémorale et la tête fémorale intercalée entre la cupule et la tige [26] (figure II -2):

- La cupule: est 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: 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 leurs diamètres : 22mm, 28mm, 32mm et leurs compositions (couple de frottement).
- La tige fémorale: est la 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.

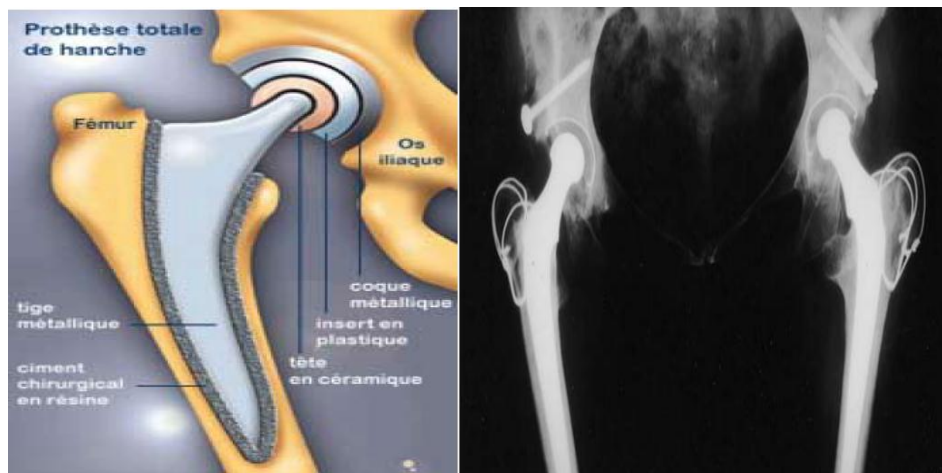


Figure II-2 : Prothèse totale de hanche cimentée et cliché de radio d'un PTH implanté

II-2-4-Les différents types de prothèses :

Le choix de la prothèse est fait en fonction des caractéristiques du patient. Ces Caractéristiques comprennent par exemple : sa morphologie, son activité et son âge.

Elles influent alors dans le type de la prothèse : matériel, forme, taille, couple de frottement et méthode de fixation [27] (Figure II-3).

II-2-4-1- Les prothèses sans ciment :

La fixation de ce genre de prothèses est assurée par le remplissage optimum de la cavité osseuse par l'implant tant au niveau du cotyle que du fémur. Les prothèses (tige ou cupule), sans ciment, se stabilisent dans un délai de 6 à 12 semaines par un phénomène de repousse osseuse. Leurs zones de contact avec l'os font l'objet de traitement de surface pour assurer cette repousse osseuse (rugosité, couche de cristaux de calcium...). Par ailleurs les implants présentent un traitement de surface qui favorise l'ostéogénèse endostale. Celle-ci assure une véritable fixation biologique de l'implant assurant une liaison intime avec l'os receveur. 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. Parfois la prothèse se recale et finit par se fixer, parfois une reprise chirurgicale est nécessaire. A l'inverse, la qualité de cette fixation peut rendre l'ablation des pièces prothétiques difficile voire périlleuse lorsqu'une reprise est envisagée pour un autre motif que le descellement.

II-2-4-2- Les prothèses totales de hanche cimentées :

La majorité des prothèses posées sont cimentées, c'est à dire que la fixation de la prothèse fémorale et cotyloïdienne est assurée par du ciment. Le ciment chirurgical et un polymère acrylique qui durcit en 15 minutes durant l'intervention, la fixation est immédiatement solide et permet en théorie une charge complète (notamment pour la tige). 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. A long terme, le ciment perd ses qualités mécaniques, et les descellements peuvent apparaître imposant une reprise chirurgicale.

II-2-4-3-Le choix entre prothèse cimentée et non cimentée :

Il dépend des tendances individuelles et des écoles. Le type de prothèse et les techniques utilisées pour la pose d'une P.T.H dépendent de plusieurs facteurs : l'âge du patient, le type de l'os et sa forme, le niveau d'activité et le coût. Tout ceci devant être pris en considération afin de choisir la prothèse appropriée suivant le patient. Aussi, toute pose de P.T.H doit être ou pourrait être planifiée afin d'effectuer le meilleur choix pour le patient [28].

D'une façon générale, les fixations cimentées requièrent des révisions chirurgicales dont 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 [29].

II-2-4-3-1-Résultats des prothèses non cimentées :

Les 5559 P.T.H non cimentées représentent une faible part des P.T.H implantées, 3.6%. Leurs résultats de survie à 10 ans sont globalement de 85.8% [30].

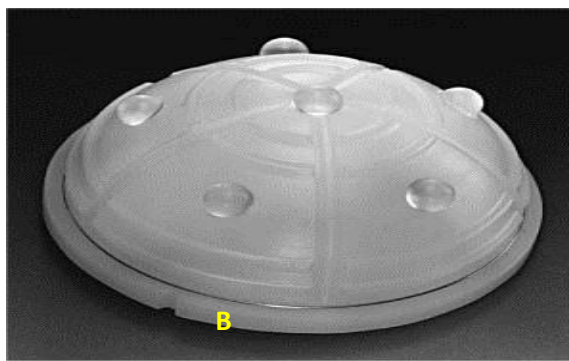
Les prothèses non cimentées doivent être rugueuses (effet de surface) pour avoir une bonne fixation. On utilise également de l'hydroxyapatite qui a été utilisée dans la majorité des cas.

II-2-4-3-2-Résultats des prothèses cimentées:

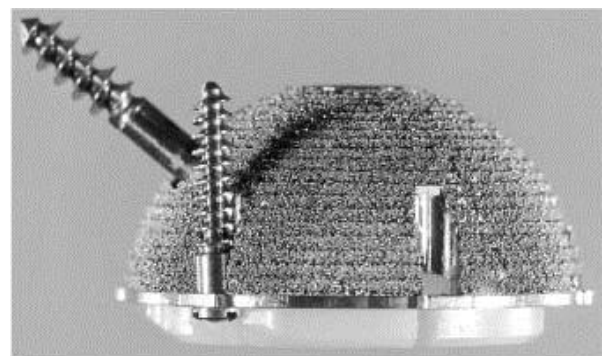
Pour les prothèses cimentées, les résultats sont présentés selon deux périodes en fonction de la méthode de cimentation [30]. En effet selon les auteurs, à partir de 1988 la technique de cimentation a été sensiblement modernisée. Avec un recul de 10 ans, les taux de survie des prothèses cimentées sont globalement de 94.6% en utilisant des

méthodes modernes de cimentation apparues après 1988. Les taux de survie des prothèses cimentées à un recul de 17 ans varient globalement entre 80 et 87%. Certains implants affichent même une survie de 90.7% à 15 ans. Les résultats des deux types de prothèses les plus utilisées se situent dans la moyenne, la prothèse **Charnley** et **Lubinus IP** (à 19 ans, la survie est encore de l'ordre de 83%). Aussi, en utilisant une technique moderne de cimentation, on peut estimer que 95% des patients âgés n'auront pas besoin de reprise. Selon ces mêmes auteurs, l'amélioration de la technique de cimentation a conduit à une diminution des taux de reprises pour descellement et ce, quel que soit le modèle de prothèse.

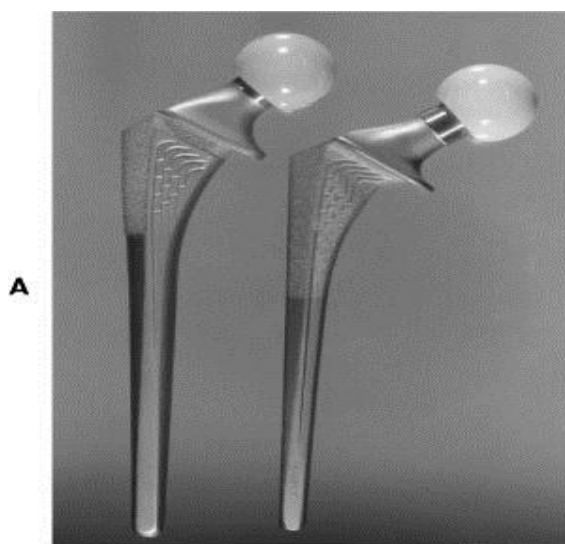
Dans le but d'améliorer la qualité des résultats au niveau de la fixation, certains auteurs se sont également intéressés au type de revêtement (lisse ou rugueux). Il apparaît que les tiges lisses sont les meilleures.



Mosby, Inc. items and derived items
copyright © 2003, Mosby, Inc. All rights reserved.



Mosby, Inc. items and derived items
copyright © 2003, Mosby, Inc. All rights reserved.



Mosby, Inc. items and derived items
copyright © 2003, Mosby, Inc. All rights reserved.

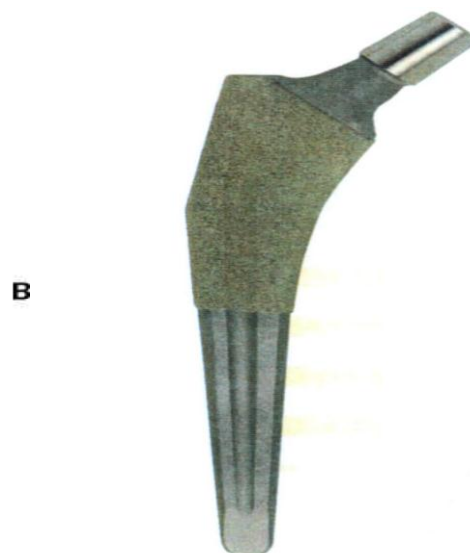


Figure II-3: Prothèse cimentée (A) et non cimentée (B)

II-2-5-Matériaux utilisés pour les implants :

Les matériaux destinés à être en contact permanent ou provisoire avec les systèmes biologiques doivent obéir à des règles très strictes, notamment de biocompatibilité et de biocompétence, pour pouvoir être utilisés en pratique médicale.

II-2-5-1-Les biomatériaux :

Les biomatériaux représentent des enjeux économiques et sociaux gigantesques si l'on se réfère, d'une part au marché mondial estimé à plus de 25 milliards d'euro par an (avec un taux de croissance annuel estimé à 12%) et d'autre part, à la population concernée. En effet, leurs champs d'application sont nombreux : ophtalmologie, odontologie, chirurgie orthopédique, chirurgie cardiovasculaire... et sont appelés à se développer du fait, en particulier, de l'allongement de la durée de vie et de l'exigence de plus en plus grande d'une bonne qualité de vie.

Qu'appelle-t-on biomatériau ? La conférence de Chester de la Société Européenne des Biomatériaux a, en 1986, retenu la définition suivante : « Matériaux non vivants utilisés dans un dispositif médical destiné à interagir avec les systèmes biologiques ».

Au-delà de toute définition formelle, la notion de biomatériaux est entièrement contenue dans la prise en compte du contact de ces matériaux avec des tissus ou fluides vivants. Cet aspect de contact, qui est évident dans le cas d'implants, doit être étendu aux contacts intervenant à la surface ou à l'extérieur du corps comme ceux, par exemple, qui se produisent dans l'hémodialyse ou avec la cornée dans les lentilles de contact. A la limite, il devrait même être étendu aux ustensiles de diagnostic (microplaques, supports de culture,...) et aux matériaux pour biotechnologie, qui sont au contact de cellules vivantes.

II-2-5-2-Matériaux constitutifs des implants prothétiques:

II-2-5-2-1-Les alliages métalliques:

Ils constituent l'ensemble des tiges fémorales, certaines têtes fémorales et la plupart des coques externes des cupules lorsqu'elles existent :

II-2-5-2-1-1 Aciers Inoxydables :

Seuls sont utilisés les aciers austénitiques (Glossaire) qui sont amagnétiques et résistants à la corrosion. L'alliage **316L** contenant 0,03% de carbone constitue le meilleur acier orthopédique. Il est particulièrement destiné à la fabrication d'implants permanents comme les prothèses. Sa teneur en carbone améliore sa résistance à la corrosion en milieu biologique.

Sa teneur en chrome, égale à 12% au minimum, assure une passivation par une couche d'oxyde de chrome. Ses propriétés mécaniques sont les suivantes :

1. Le module de Young $E = 200$ GPa.
2. La limite élastique $e = 280$ MPa.
3. La contrainte à la rupture en traction $r = 520$ MPa.
4. La résistance à la fatigue $f = 250$ MPa.

L'acier inoxydable reste cependant sensible à la corrosion *in vivo* [32] avec relargage d'ions (Ni^{2+} , Cr^{3+} , Cr^{6+}) et ce d'autant plus qu'il existera des micromouvements de l'implant. Il est également très rigide [31].

II-2-5-2-1-2 Alliages à base de cobalt :

Leur utilisation fait suite aux résultats obtenus par les odontologistes dans la fabrication de prothèses dentaires. Ils sont bien tolérés, très durs et peu déformables. Ils peuvent être moulés selon le principe de la cire perdue (vitallium, vinertia, zimalloy, stellite HS 21) ou forgés (vitallium forgé, Protasul 2 (Cr, Co, Mo), Protasul 10 (Cr, Ni, Co, Mo)). Les alliages moulés, composés de 63 à 65% de cobalt, 26 à 30% de chrome, 4 à 7% de molybdène et de moins de 2,5% de nickel, sont difficiles à usiner mais, du fait de leur dureté, sont bien adaptés pour constituer des surfaces de frottement. La composition et les propriétés mécaniques des alliages forgés varient d'un alliage à l'autre. Citons pour mémoire celles du P.T.H.

Protasul 10 : $E = 220$ GPa, $e = 640$ MPa, $r = 835$ MPa, $f = 530$ MPa. [31]

II-2-5-2-1-3 Alliages à base de titane :

On les rencontre sous deux formes: le Protasul 64 WF ($Ti6Al4V$) et le Protasul 100($Ti6Al7Nb$) qui ne contient pas de vanadium. Le vanadium serait responsable de réactions d'intolérance. Ils sont caractérisés par une bonne résistance à la fatigue et par un module d'élasticité deux fois moins élevé que celui des aciers inoxydables et des alliages de cobalt-chrome : $E = 110$ GPa, $e = 1050$ MPa, $r = 1185$ MPa, $f = 650$ MPa. Leur dureté médiocre les rend inadaptés pour constituer des surfaces de frottement.

Il existe un risque d'abrasion de la couche de dioxyde de titane et de corrosion en présence de ciment. Sa rigidité est près de deux fois moindre que celle des alliages classiques, et notamment des stellites : ceci améliorerait la transmission des contraintes à l'os, encore que le rapport des élasticités de ces deux matériaux soit de l'ordre de 1 à 10. Sa compatibilité varie selon l'état du matériau. Elle paraît meilleure lorsque l'implant est sous forme massive, puisque

l'interface entre les tissus vivants et le métal est très fine, l'os venant au contact même du matériau. Par contre, sous forme de débris d'usure, la tolérance est moins bonne que celle des autres alliages, une quantité équivalente de débris entraînant une réaction microphagie plus intense, et une élévation plus élevée de la concentration des médiateurs de l'inflammation [25].

Mais c'est sa dureté qui est probablement le facteur prédominant dans les intolérances rapportées ; en effet cette dureté (évaluée par pénétration d'un poinçon sous une force donnée) est près de deux fois inférieure à celle de matériaux tels que les stellites. Cette faible dureté entraîne une grande importance de débris à l'occasion de la friction: l'usure induite par les petits déplacements de l'alliage de titane est particulièrement importante. Or, les prothèses de hanche de conception moderne comportent plusieurs assemblages soumis à ces petits déplacements. (Tableau II-1)

Propriétés	Titane	Ti-6Al-4V
Résistance à la traction MPa	240	1100
Résistance au cisaillement MPa	170	760
Module d'Young	105	110
Allongement	24	10
Coefficient de Poisson	0,37	0,31
<i>Dureté Hv</i>	122	390

Tableau II-1 : Propriétés mécaniques du titane et du Ti-6Al-4V

II-2-5-2-2-Les polymères :

Le principal polymère utilisé pour des applications orthopédiques est le polyéthylène de haute densité. Le polyéthylène actuellement retenu comme matériau des cupules est l'UHMWPE (Ultra High Moléculaire Wight Polyéthylène). C'est un matériau viscoélastique dont le module d'élasticité, voisin de 0,7GPa, est plus proche de celui du ciment et de l'os que les alliages métalliques ou la céramique.

Les principaux problèmes mal résolus avec les polymères actuellement mis en œuvre ne concernent pas que la biocompatibilité à l'interface matériau- tissu. Pour les polymères non résorbables on peut citer :

- Réactivité à certains types de médicaments.
- Effets biologiques des produits de dégradation.
- Effets de la stérilisation sur la biodégradabilité.
- Effets sur la cicatrisation.

II-2-5-2-3 Les céramiques :

Les céramiques se caractérisent par une température de fusion élevée et un comportement fragile, qui déterminent leurs domaines d'application. Elles incluent des oxydes, des sulfures, des borures, des nitrures, des carbures, des composés Inter métalliques.

Deux céramiques sont actuellement utilisées comme matériau des têtes fémorales : L'alumine Al_2O_3 et la Zircone ZrO_2 . Ils sont utilisés dans les têtes de prothèses de hanche, ainsi qu'en odontologie pour les implants dentaires. L'une des différences essentielles entre les métaux et les céramiques est le caractère «fragile» des céramiques.

Les céramiques ne peuvent pas s'adapter à une déformation de plus de quelques micromètres. Contrairement aux métaux, les céramiques ne présentent pas de plasticité (aptitude à la déformation). Elles se caractérisent par un comportement purement élastique, avec un module de Young élevé, et ce jusqu'à ce que la contrainte à rupture soit atteinte. Bien que les céramiques présentent une rupture de type «fragile», certaines d'entre elles peuvent résister à des contraintes très élevées et on ne peut plus alors les considérer comme des matériaux fragiles, même si leur absence totale de plasticité ne leur permet pas d'accommoder par déformation les concentrations de contraintes.

II-2-5-2-3-1- L'Alumine :

Les composants en céramique d'alumine ont été utilisés pour la première fois dans les années 1970. Plusieurs études ont clairement démontré que le taux d'usure du polyéthylène face aux têtes alumine était nettement inférieur au taux d'usure observé face à l'acier inoxydable ou aux alliages Co-Cr. *Semlisch* a démontré que l'usure du polyéthylène était 20 fois inférieure pour des têtes en alumine comparé aux têtes en alliage Co-Cr. Ce résultat a été confirmé par plusieurs résultats cliniques. En réponse aux problèmes liés à l'usure du polyéthylène, des chercheurs introduisirent le couple articulaire alumine – alumine, cette céramique doit répondre à un cahier des charges très précis: densité supérieure à 3,93 ; taille de grains inférieure à 6 micromètres ; résistance à la flexion 500 MPa ; résistance à la compression > 4 000MPa ; résilience – résistance aux chocs : 45 N/cm²

Ce matériau présente une excellente résistance à toutes les formes de corrosion, une bonne biotolérance sous forme massive et sous forme de particules, une densité élevée et une structure cristalline très fine permettant d'avoir un excellent état de surface après polissage, l'indice de rugosité Ra pouvant atteindre 0,01m, une mouillabilité et une dureté élevées. Ces propriétés lui confèrent des caractéristiques d'usure et de frottement remarquables [33].

Cependant, la différence importante entre les modules d'Young de l'alumine (380GPa), de l'os sous-chondral(0,2 à 2,2GPa) et du ciment (3GPa),de même que l'absence de propriétés d'amortissement de l'alumine peuvent être à l'origine, lorsqu'elle est utilisée comme matériau de la cupule E.W. *Fritsch et M.Gleitz* ont publié une étude plus large sur les fractures des têtes céramique dans les PTH, en analysant 4341 têtes en alumine associées, soit à des cotyles en polyéthylène (1464 cas) ou à des inserts en alumine (2693 cas). L'analyse couvre une période de 20 ans entre 1974 et 1994 et est résumée dans le Tableau II-2.

	Période d'implantation	Nombre d'implants	Nombre de fractures	Taux de fracture	Etendue
CERAMIQUE CERAMIQUE	1974-1994	5530	40	0,7 %	0-13%
CERAMIQUE UHMWPE	1974-1994	5170	12	0,2 %	0-1.6%

Tableau II-2 : Taux de fracture des couples céramique-céramique et céramique-polyéthylène

Ces données montrent clairement que, pour les séries considérées, le taux de fracture est nettement supérieur pour les couples céramique-céramique à celui des couples céramique-polyéthylène. L'une des raisons de cette différence pourrait être la forte réduction de la surface de contact tête/cupule dans le cas d'une cupule en céramique, entraînant des contraintes de traction plus importantes dans la tête céramique. Une modélisation par Analyse par Eléments Finis (FEA) a confirmé que les contraintes de traction dans les têtes céramique étaient plus élevées pour les couples céramique-céramique que celles observées pour les couples céramique-polyéthylène, conduisant ainsi à une probabilité de rupture plus élevée.[34]

II-2-5-2-3-2 La Zirconie :

La céramique de zirconie se caractérise par un mécanisme de renforcement par transformation de phase, qui est à l'origine de ses propriétés mécaniques exceptionnelles. La résistance à la rupture peut atteindre 4 fois celle de l'alumine. La zirconie est considérée comme le meilleur matériau céramique pour la résistance à la rupture. Ainsi, les propriétés mécaniques de la zirconie, associées à une excellente biocompatibilité et résistance à l'usure, font de ce matériau le meilleur candidat pour les PTH de nouvelle génération. Les têtes fémorales en zirconie sont maintenant couramment utilisées en orthopédie pour remplacer les têtes en alumine, grâce à leurs performances mécaniques élevées, on s'attend à un très faible niveau de rupture, mais aucune analyse n'a encore été publiée à ce jour.

On estime à plus de 350 000 le nombre de prothèses de hanche utilisant des têtes en zirconie qui ont été implantées dans le monde à ce jour, principalement en Europe et aux États-Unis. La production de Zirconium métal commence par sa réduction à partir du « sable » de zircon (figure II-4) un minerai (ortho silicaté de zirconium) provenant principalement des plages et dunes d'Australie occidentale ou de la côte sud-est des États-Unis.



Figure II-4: gauche : « sable » de zircon, droite : une tête de PTH en zirconium

elle possède une bonne résistance à toutes les formes de corrosion, de bonnes caractéristiques mécaniques (densité: 6,02; résistance à la flexion: 900MPa; module d'élasticité: 210GPa; résistance à la compression: 2 500MPa), une bonne résistance à l'usure et au frottement. Elle semble avoir une bonne biotolérance massive et sous forme de fines particules.

Enfin, nous pouvons résumer les principaux problèmes avec les métaux et alliages métalliques en ces quelques points: [25]

- Corrosion électrochimique et durabilité.

- Mécanismes de dégradation non électrochimiques incluant les interactions-protéine/métal.
- Réactions immunitaires et d'hypersensibilité.
- Adaptation des propriétés mécaniques.
- Propriétés de frottements et problèmes de débris.

II-2-6-Processus d'implantation de PTH [35]:

Trois étapes sont identifiées dans ce processus :(Figure II-5,6)

- 1– préopératoire ;
- 2– peropératoire ;
- 3– postopératoire.

II-2-6-1-Etape préopératoire :

L'étape préopératoire permet de sélectionner le type de prothèse qui convient le mieux au patient et de planifier son positionnement optimal.

De manière standard l'étude préopératoire est réalisée à partir d'une radiographie antéro-postérieure (Figure II-5) du bassin du patient. Elle permet de choisir la taille de la prothèse, la cotyle et la pièce fémorale adaptée

II-2-6-2-Etape peropératoire :

Dans l'étape peropératoire, le chirurgien réalise l'implantation des prothèses, Ce processus se fait en plusieurs temps (figure II-6)

- abord chirurgical ;
- luxation de l'articulation ;
- préparation de la cavité cotyloïdienne ;
- implantation de la prothèse cotyloïdienne ;
- préparation de la cavité fémorale ;
- implantation de la prothèse fémorale ;
- suture.

La technique d'implantation préopératoire permet d'améliorer la qualité de reconstruction de l'articulation.

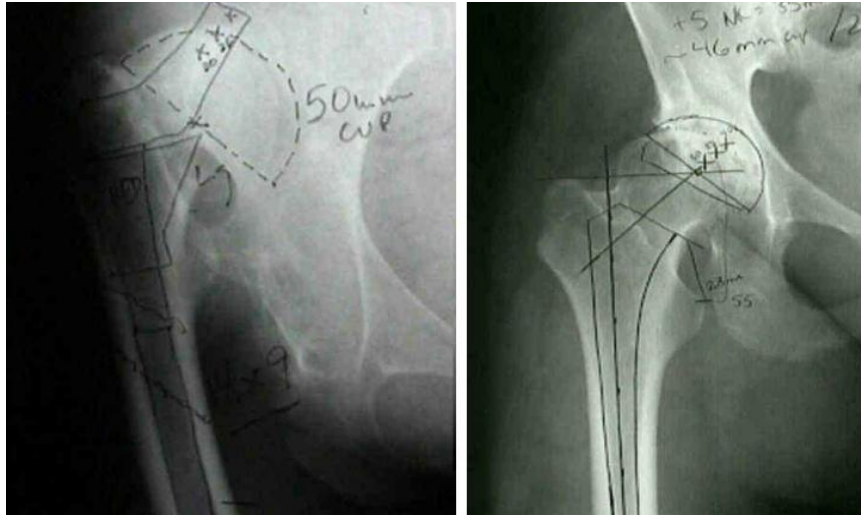


Figure II-5: Etude préopératoire radiographique. Sélection du type de prothèse et planification de son positionnement.

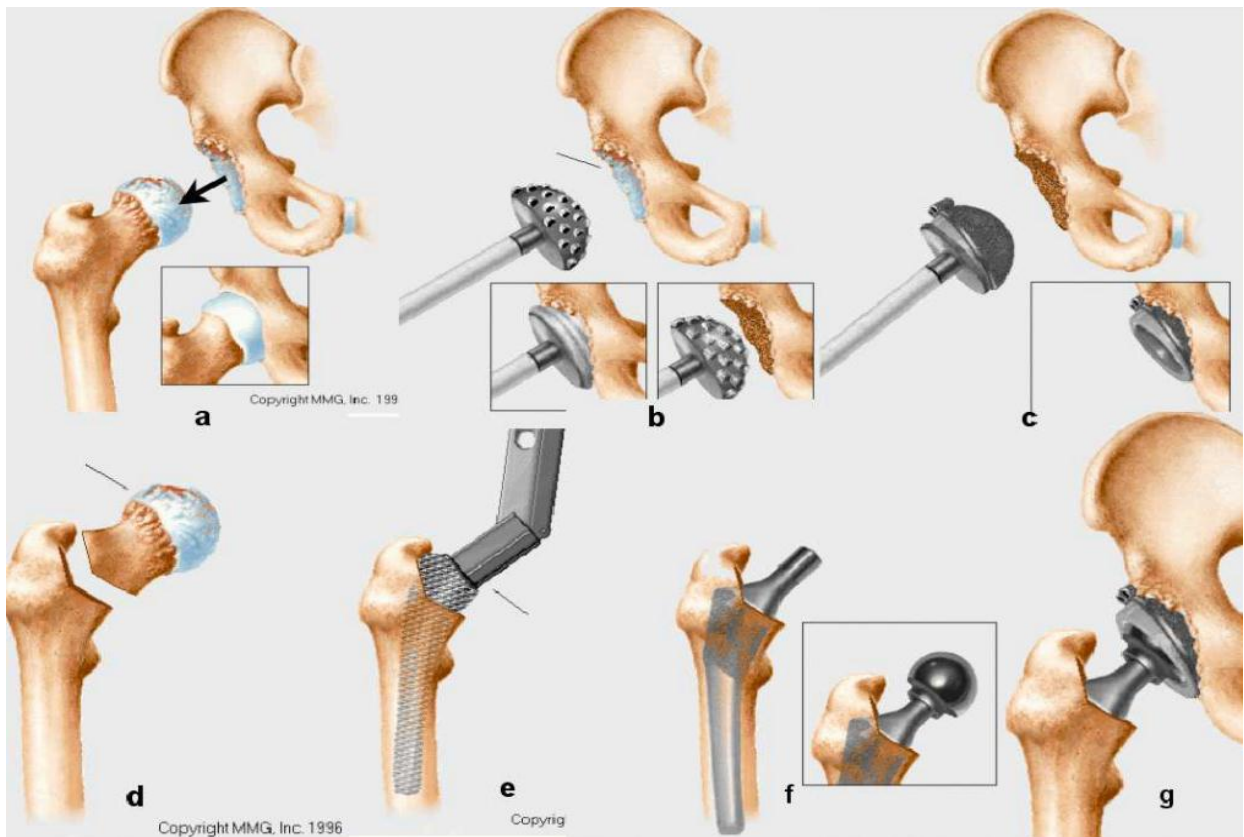


Figure II-6: Phases de l'étape peropératoire de la PTH : luxation de l'articulation (a), fraisage de la cavité cotyloïdienne (b), insertion de la prothèse cotyloïdienne (c) extraction de la tête fémorale (d), élargissement du fémoral (e), implantation de la prothèse fémorale (f) et assemblage des prothèses (g).

II-2-6-3-Etape postopératoire :

Finalement, dans l'étape postopératoire on détermine la qualité de la chirurgie effectuée en évaluant, entre autre, le positionnement final de la prothèse.

Le positionnement de la prothèse est évalué par l'étude de radiographies antéro-postérieure postopératoires (Figure II-7) du patient dont on mesure le positionnement de la prothèse cotyloïdienne.



Figure II-7 : Radiographie postopératoire du bassin pour la validation de positionnement.

II-2-7-PROBLEME DES PTH :

II-2-7-1-usure :

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

II-2-7-2- descellement :

Celui-ci provoque des micros-mouvements des pièces prothétiques qui ne sont plus fixées à l'os. Peu à peu cette micro mobilité va entraîner l'apparition de douleurs, Radiologiquement les pièces prennent du jeu et on voit apparaître un liseré qui témoigne du descellement. D'après les travaux de *Kerboull* [36], les causes de descellement aseptique sont essentiellement de deux ordres, mécanique et biologique

Les causes des descellements mécaniques des prothèses **cimentées** sont multiples. A partir de l'étude de 389 P.T.H de **Charnley** [36], on distingue deux modes de descellement :

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

II-2-7-3- Durée de vie des prothèses :

Théoriquement, la prothèse de hanche peut donner satisfaction plusieurs années. C'est le cas chez les personnes âgées, sollicitant peu leurs prothèses. Toutefois chez les sujets plus jeunes, très actifs, et dont l'espérance de vie est longue, il y a un risque sérieux de descellement de la prothèse à long terme. Ainsi après 15 ans, parfois moins, la réapparition de douleur de hanche doit faire craindre le descellement. Si celui-ci est symptomatique ou radiologiquement important, un changement de prothèse peut être nécessaire. Le résultat des "reprises" de prothèse de hanche est globalement bon mais souvent inférieur à celui des prothèses de première intention [27].

II-2-8-Cahier des charges PTH :

Les propriétés requises pour une implantation sont donc de plusieurs types :

➤ physiques : propriétés mécaniques proche de celles de l'os pour permettre le transfert des contraintes entre l'os et la prothèse (élasticité traduite par le module d'Young adéquate, résistance à l'usure). En effet, la densité de l'os est de l'ordre de $0.8-1.0 \text{ g/cm}^3$ et son module d'Young de l'ordre de 20GPa. Si le module d'Young est trop différent il y aura un mauvais transfert de contraintes entre l'os et la prothèse d'où une résorption de l'os.

➤ chimiques : résistance à la corrosion, inertie chimique par rapport au milieu (notamment le milieu salivaire pour les implants dentaires), biocompatibilité. Ces propriétés doivent être contrôlées pour conserver l'intégrité du matériau. En effet, le corps humain est un milieu agressif et corrosif du fait des concentrations en ions chlorure (113 mEq/l dans le plasma sanguin et 117mEq/l dans le liquide interstitiel, ce qui est suffisant pour corroder les matériaux métalliques) et en oxygène dissous. Pour les implants dentaires les conditions sont encore plus sévères puisque le milieu salivaire contient plus de produits soufrés qui le rendent plus corrosif.

Tous ces points du cahier des charges doivent être respectés sous peine de devoir remplacer la prothèse ou de constater des réactions qui mettent en danger la santé du patient. (Figure II-8).

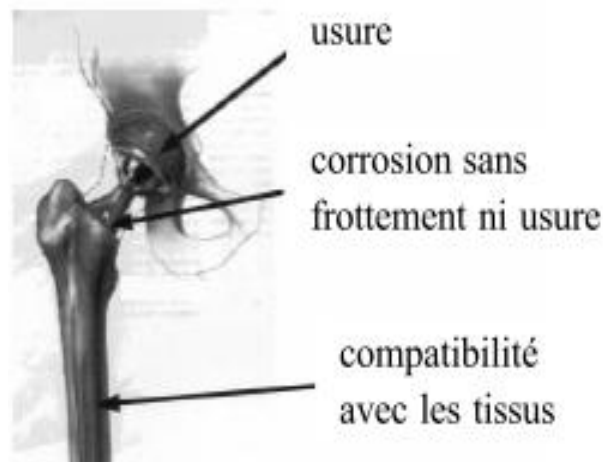


Figure II-8: Risques encourus lors de l'implantation d'une prothèse de la hanche

II-3- CIMENT ORTHOPÉDIQUE :

II-3-1-Historique :

Dès 1890 le chirurgien allemand expérimenta un mélange de colophane, de pierre ponce et de plâtre de Paris pour la fixation d'endoprothèses en ivoire, mais sans grand succès de réussite, Il y a plus de 70 ans Otto Röhm publia une thèse sur le sujet de la polymérisation des méthacrylates qui constituent le matériau de base pour les ciments osseux (Figure II-9).

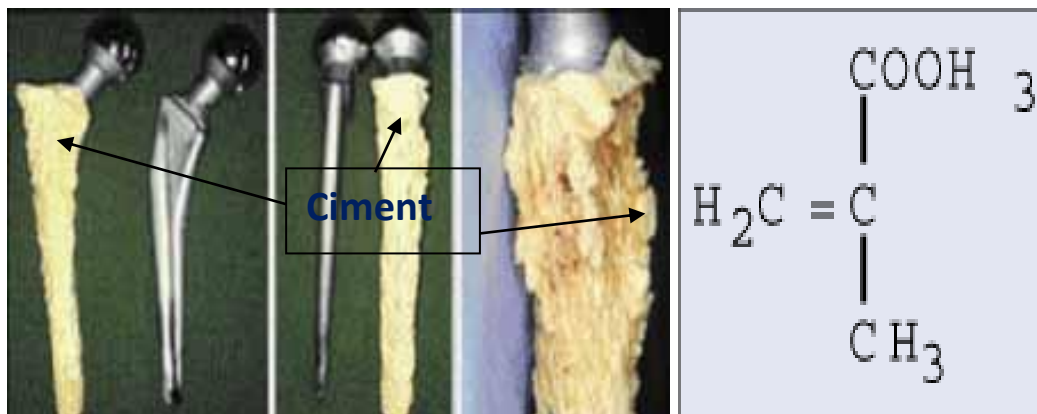


Figure II-9 : Molécule de méthylmétaacrylate (MMA) avec son double-lien polymérisable : substance de base pour les ciments acryliques.

A partir de cette date, les fabricants accélérèrent le développement de nouveaux polymères commercialisables. En 1936 la société *Kulzer* breveta une pâte thermodurcissable à partir d'un mélange de poudre de polyméthyl méthacrylate (PMMA, également connu sous la marque brevetée Plexiglas®), de liquide de méthylmétaacrylate (MMA) et d'un initiateur thermosensible.

En 1943 les sociétés *Degussa et Kulzer* développèrent le premier ciment thermodurcissable à froid. Ce matériau fut utilisé pour combler les défauts du squelette et pour fabriquer des plaques. En 1958 Sir *John Charnley* fut le premier à réaliser la fixation d'une prothèse céphalique sur le fémur avec du ciment auto-durcissable. *Sir Charnley* nomma ce matériau "ciment osseux à base acrylique", il décrivit ensuite une nouvelle technique opératoire, qui reste encore aujourd'hui une des procédures orthopédiques les plus fréquemment utilisées dans le monde.

En 1969 le Professeur *Buchholz* fit une première tentative pour ajouter des antibiotiques au ciment. Cette date marque le début des ciments avec antibiotiques. Quelques années plus tard ces essais amenèrent au développement du *Refobacin Palacos 'R'* par les sociétés *Kulzer et Merck*

Les premiers à avoir proposé un ciment phosphocalcique biomédical sont *Legeros et coll.* [1982], tandis que *Brown et Chow* [1985] déposaient un brevet il y a un peu plus d'une vingtaine d'années. Depuis, de nombreuses formulations ont été mises au point, étudiées et commercialisées [*Hanker et coll.*, 1986 ; *Monma et coll.*, 1988 ; *Mirtchi et coll.*, 1989 ; *Lacout et coll.*, 2000].

Cependant, ces ciments présentent chacun des limites et sont parfois réservés à des usages exclusifs, comme celui de la chirurgie dentaire pour *Brown et Chow*. La recherche sur le sujets' est donc intensifiée ces dernières années, comme en témoigne l'évolution exponentielle du nombre d'articles traitant des ciments phosphocalciques, en particulier dans les bases de données scientifiques biomédicales [*Bohner et coll.*, 2005-b]. Cet engouement pour les ciments hydrauliques est notamment dû à leur biocompatibilité, à leur bio-activité, à leur capacité à s'adapter à la forme du défaut osseux à combler et, de manière plus récente, à leur facilité de mise en œuvre et d'implantation.

II-3-2-le Rôle de ciment :

En chirurgie dentaire, les ciments sont surtout utilisés pour combler un défaut osseux au maxillaire ou à la mandibule. En général, l'objectif de ces greffes est d'augmenter ou de maintenir le volume osseux afin de pouvoir, par la suite, implanter une prothèse dentaire [*Chatainier*, 2007].

En chirurgie orthopédique, les ciments sont utilisés pour combler des défauts osseux, mais aussi pour fixer certaines prothèses : le premier remplacement prothétique cimenté a été décrit par *Gluck* en 1890 [*Goncalves*, 2001]. Cependant, les interventions par voies ouvertes sont lourdes. Elles nécessitent l'hospitalisation et une période de convalescence du

patient pendant des durées prolongées. C'est pourquoi, lorsque cela est possible, des techniques chirurgicales nouvelles et moins invasives sont privilégiées.

II-3-3- Le Comportement du Ciment :

La majorité des formulations commerciales, actuellement utilisées, ont des compositions voisines :

➤ La poudre :

- Poly-méthyle-méthacrylate (PMMA) 90%
- Peroxyde de benzoyle (initiateur ou catalyseur) 2 à 3%
- BaSO₄ ou ZrO₂ (produit de contraste) 4 à 8%

➤ Le liquide :

- -Méthyle-méthacrylate MMA (monomère) 83% (ou 98% en l'absence d'agent de liaison)
- Co-monomère : butyle-méthacrylate (agent de liaison) 15%
- Diméthyle- para-toluidine (activateur) 2 à 3%
- Hydroquinone (stabilisant ou inhibiteur) 50-100 ppm

L'hydroquinone agit comme stabilisant du monomère qui, en son absence, polymériserait à la lumière ou à la chaleur. Peu de temps après le mélange des deux composants, l'activateur (di-méthyle-para-toluidine) décompose le catalyseur (peroxyde de benzoyle) et initie des radicaux libres qui déclenchent la polymérisation du monomère.

La masse pâteuse qui se forme progressivement enrobe les billes pré-polymérisées dans une matrice de PMMA. La dureté du composé obtenu devient maximale un peu avant que la température maximale de polymérisation soit atteinte.

Le monomère et les additifs (peroxyde de benzoyle, di-méthyle-para-toluidine, hydroquinone) sont des substances potentiellement toxiques.

Les ciments chirurgicaux peuvent contenir des adjuvants comme:

- Des opacifiants radiologiques :
- sulfate de baryum, dioxyde de zirconium, tétra-oxyde de zirconium.
- Des antibiotiques (gentamicine, érythromycine et colistine).
- Des colorants (complexe chlorophylle-cuivre dans une solution d'huile de cacahuète. *Chlorophylle*) : la coloration verte donnée au ciment est destinée à le rendre visible dans le champ opératoire lors d'une intervention ultérieure

II-3-4-Conditionnement du ciment :

Les ciments sont proposés sous la forme de deux composants individuels, stériles et pré-mesurés, fournis en emballages unitaires, à mélanger au bloc opératoire au moment de l'implantation de chaque pièce prothétique :

La poudre pré-polymérisée de PMMA, sous la forme de microbilles dont la taille est de l'ordre de quelques dizaines de microns et diffère selon les formulations, conditionnée en sachets ou en flacons de 40 g environ pour 1 dose,

Le monomère liquide MMA, présenté en ampoules de 20 ml environ pour 1 dose, le ratio poudre / liquide étant approximativement de 2/1 pour tous les ciments.

La présentation sous cette forme, permet de réduire les effets négatifs, liés au seul monomère liquide, accompagnant la polymérisation in vivo du ciment acrylique qui sont:

- Une forte élévation de la température du ciment,
- Des variations de volume du ciment,
- La libération du monomère, toxique et volatil, n'ayant pas réagi. La

polymérisation n'est jamais complète. Il a été montré qu'il subsiste 2 à 5 % de monomère résiduel dans le ciment et que 1 à 2 % pénètrent progressivement dans les tissus. Le relargage du monomère résiduel se produit pendant la préparation du ciment, sa prise et jusqu'à la fin de la polymérisation, soit environ 30 jours après sa mise en place in vivo.

II-3-5-Les propriétés du ciment :

II-3-5-1-Propriétés chimiques :

II-3-5-1-1. Composition du Matériau et Polymérisation des Radicaux :

Les ciments osseux en PMMA sont composés par le mélange d'une poudre et d'un liquide. La poudre est composée de billes de polymère de Polyméthylmétacrylate (PMMA) ou de copolymères de Méthylmétacrylate (MMA) .La poudre contient également un initiateur nécessaire pour débiter la phase de polymérisation : le di-benzoyle peroxyde (BPO), un radio-opacifiant permettant de visualiser le ciment sur les radiographies, et de façon optionnelle un antibiotique ou un colorant. Le radio-opacifiant, les antibiotiques et le colorant ne participent pas au processus de polymérisation (Figure II-10).

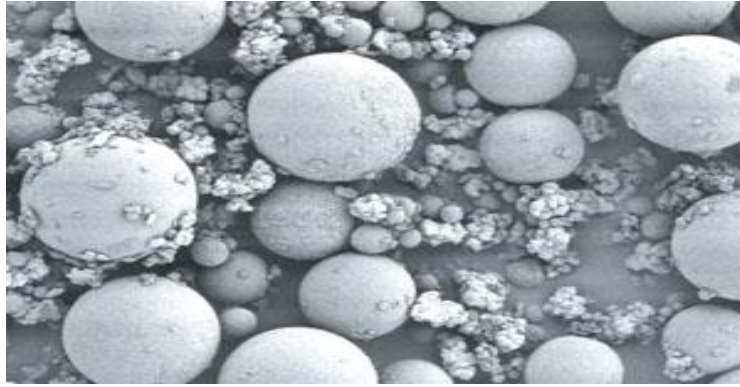


Figure II-10: Composition de la poudre : polymère polyméthylmétaacrylate

Le monomère est nécessaire à la phase de polymérisation en raison d'un terrain réactif : appelé un double-lien polymérisable. Certains composants liquides des ciments commercialement disponibles contiennent en plus du butyl-méthacrylate. Un activateur nécessaire à la polymérisation, le di-méthyl-para-toluidine (DmpT), est ajouté au liquide. Le liquide est stabilisé par une petite quantité d'hydroquinone dans le but de garantir un produit stable tout au long de sa période de stockage. Certains composants liquides sont teintés à la chlorophylle pour obtenir une couleur verte [37]. (Figure II-11).



Figure II-11: Composition du liquide : Monomère (méthylmétaacrylate, butyle méthacrylate). Activateur (DmpT : N, N-diméthyl-p-toluidine)

Au cours du mélange entre la poudre et le liquide, une réaction chimique entre l'initiateur BPO et l'activateur DmpT produit des radicaux. Ces radicaux permettent d'initier la polymérisation du monomère (MMA) et de compléter le double-lien polymérisable. Le début de cette phase de polymérisation est aussi le début de la phase de durcissement. En raison du nombre important de radicaux générés, il se forme de nombreuses chaînes,

rapidement croissantes, de polymères et il se produit une transformation rapide du MMA en PMMA. Quand deux chaînes de polymères se rencontrent, elles se combinent et résultent en une seule chaîne de polymères (Figure II-12: schéma de la réaction chimique).

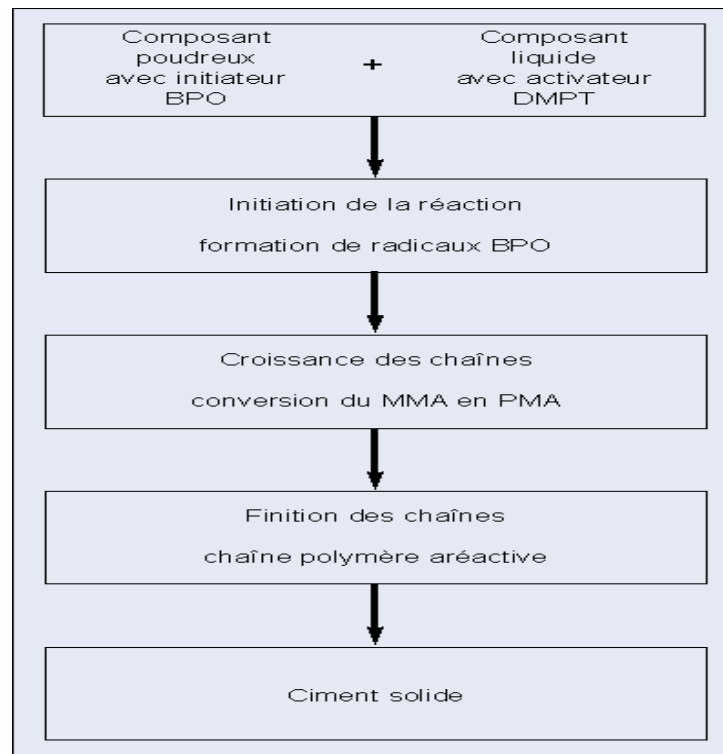


Figure II-12: Processus de réaction chimique.

II-3-5-1-2. Température de Polymérisation

La polymérisation du MMA est une réaction exothermique. Ce qui signifie qu'il se dégage une chaleur équivalente à 57 kJ par mole de MMA (une mole de MMA correspondant à approximativement 100g) et qu'il en résulte un accroissement de température dans le ciment pendant sa phase de durcissement. Cette exothermie varie en fonction de la composition chimique du ciment, du ratio poudre/liquide, et du radio-opacifiant.

La température maximum in vitro, selon la norme ISO 5833 dont dépendent les ciments osseux acryliques, oscille entre 60 et 80°C. Ce pic maximum, bien que de courte durée, a longtemps été considéré comme la cause principale de descellements d'implants en causant une nécrose osseuse. Mais la température réelle in vivo est très inférieure à ces valeurs. Des évaluations cliniques ont permis de mesurer des températures maximum comprises entre 40 et 46°C à l'interface ciment-os. Les températures supérieures ne sont mesurables que quand l'épaisseur du manteau de ciment excède 3mm. Les mesures in vivo restent inférieures en raison des épaisseurs réduites du ciment, de la vascularisation périphérique, et des échanges

thermiques avec l'implant et les tissus vitaux. Afin que la température de réaction exothermique ne dépasse la température de coagulation protéinique, il est conseillé de mettre en application une technique chirurgicale adéquate, et notamment en préservant de l'os spongieux, permettant ainsi l'échange thermique avec les fluides circulatoires et le large surface de contact de l'implant. [38] (Figure II-13)

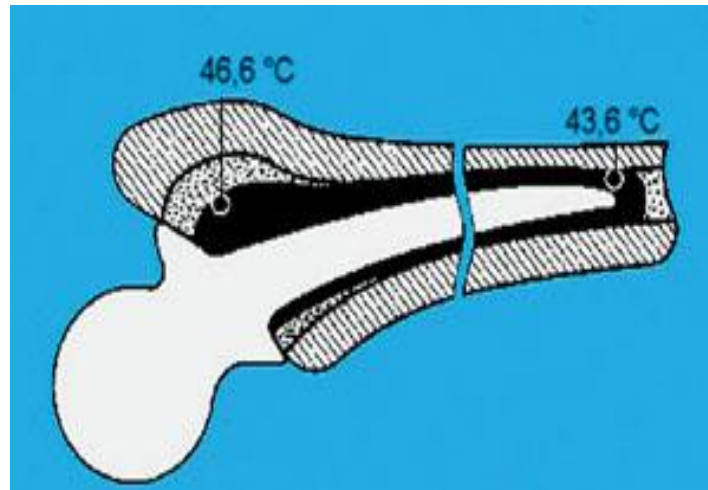


Figure II-13: Température maximum dans le fémur d'après Biehl.

II-3-5-1-3. Contraction de Volume :

La phase de polymérisation supposant la conversion d'un nombre important de molécules de monomère en un nombre plus réduit de molécules de polymère, il apparaît un phénomène de contraction du volume de ciment pendant le durcissement. L'explication de ce phénomène provient de la distance moléculaire qui tend à se réduire entre les molécules de monomère libres avant polymérisation, et la distance moléculaire des molécules reliées aux chaînes de polymères. Le méthylmétaacrylate (MMA) pur présente un rapport de contraction à peu près 21%. Ce qui signifie que la polymérisation de 100ml de MMA se transforme en 79ml de polyméthylmétaacrylate (PMMA) solide.

En utilisant une poudre pré-polymérisée, le MMA contenu dans les ciments normalement disponibles se réduit d'environ (1/3) de sa masse totale. De sorte que la contraction théorique de volume des ciments osseux varie entre 6 et 7%. Mais en pratique la contraction réelle est inférieure en raison des inclusions d'air dans la pâte en préparation [39] . Ceci est très compréhensible puisque les bulles d'air ne se contracteront pas sous l'effet de la polymérisation. En conséquence le rapport de contraction d'un ciment préparé manuellement

sera inférieur au rapport de compression d'un ciment préparé sous vide, puisque ce dernier ne devrait pas contenir de bulles d'air (Figure II-14).

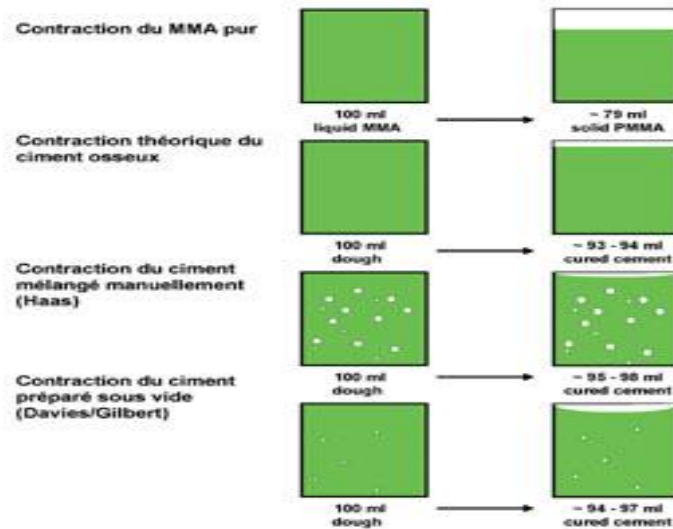


Figure II-14: Contraction du Volume.

En raison de la caractéristique légèrement hydrophile du ciment, la contraction sera compensée *in vivo* par la dilatation due à l'absorption de liquide. Et de plus, la contraction du matériau à l'interface ciment-os favorisera le comblement par de l'os néoformé.

II-3-5-1-4. Monomère Résiduel :

Généralement, la polymérisation fondamentale du MMA n'est jamais complète puisque la mobilité des molécules de monomère résiduelles est entravée par le rythme élevé de transformation des molécules. Il subsiste donc du monomère résiduel. La proportion de monomère résiduel après durcissement varie entre 2 et 6%. Dans un délai de 3 semaines ce taux tombe à 0,5%. La plus grande partie (à peu près 80%) du monomère résiduel se post-polymérise progressivement [40]. Une part plus réduite du monomère résiduel est relarguée puis métabolisée sous forme de dioxyde de carbone et d'eau dans le cycle d'acide citrique. Pendant un temps le MMA relargué était considéré comme responsable de complications respiratoires et circulatoires en peropératoire. Mais l'on sait désormais que ces complications sont plutôt causées par l'accroissement de la pression intra-médullaire et par des embolies graisseuses [41].

II-3-5-1-5- les Antibiotiques :

Toute opération endochirurgicale comporte un risque d'infection. Le ciment osseux peut être utilisé comme matrice d'antibiothérapie locale. En raison de la possibilité de concentrer de façon importante une antibiothérapie à la périphérie immédiate de l'implant, le ciment présente des avantages par rapport aux thérapies antibiotiques systémiques. Ainsi la probabilité de révision est significativement réduite, avec des taux mesurés de TEP inférieurs à 1%. Il a été démontré à partir du Registre Norvégien d'Arthroplastie qu'une administration antibiotique par voie systémique combinée avec l'utilisation de ciments chargés aux antibiotiques conduit à une probabilité réduite de révision [42].

L'implant est particulièrement sensible à la contamination bactérienne en raison de la réponse immunitaire du patient qui repousse les germes sur sa surface. La bactérie génère rapidement une muqueuse protectrice et mute dans un mode inactif, devenant ainsi peu sensible aux antibiothérapies systémiques : le traitement local devient alors très important ^[13]

La pharmacocinétique de relargage antibiotique à partir de la matrice est d'une importance clinique. Les taux atteints de concentration locale doivent clairement être au-dessus de la concentration inhibitrice minimale pour le germe concerné.

Tous les antibiotiques ne sont pas adaptés à une thérapie locale dans un ciment osseux. L'efficacité du traitement antibiotique doit inclure un niveau initial élevé, avec un relargage progressif et contrôlé sur les jours, voire les semaines suivantes.

✓ Les facteurs bactériologiques et physicochimiques suivants doivent être pris en considération :

- Spectre antibactérien large, y compris pour germes gram(+) et gram(-)
- Effet bactéricide même dans les basses concentrations
- Taux réduit de germes résistants primaires
- Développement réduit de résistances
- Liaison protéinique réduite
- Potentiel allergénique faible
- Incidence réduite sur les caractéristiques mécaniques du ciment
- Stabilité chimique et thermique
- Solubilité dans l'eau

- Potentiel de relargage à partir de la matrice ciment

A partir de ces contraintes, la Gentamicine est devenu l'antibiotique de référence pour les ciments osseux depuis le début des années 70 [43].

Le relargage répond aux lois de diffusion (Figure II-15). Il est à la fois proportionnel au potentiel hydrophile du ciment, et à sa surface. Les différents ciments disponibles commercialement démontrent des taux de relargage différents, principalement en raison des propriétés hydrophiles des composants polymères. Il est important de noter que le relargage antibiotique ne se fait qu'à partir d'une épaisseur superficielle du ciment.

La plus grande partie des antibiotiques restera confinée dans le ciment pour toute la durée de vie de l'arthroplastie. Il est également important d'obtenir un mélange homogène des antibiotiques dans le ciment, ce qui est le cas avec les ciments aux antibiotiques habituellement disponibles.

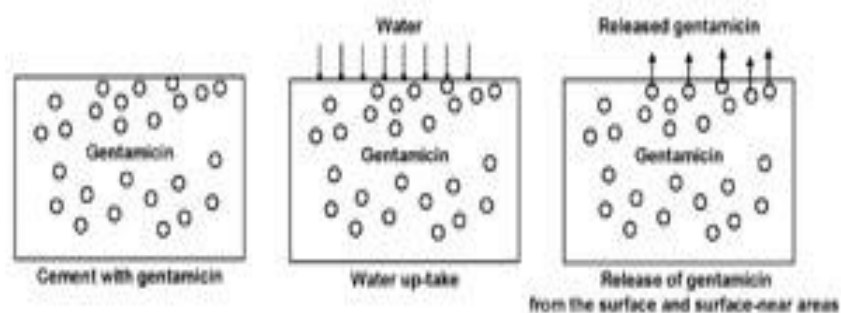


Figure II-15: Relargage antibiotique (EG. « gentamicine ») à partir des ciments osseux. Processus en 2 temps : 1er : absorption d'eau, 2ème : relargage

Les études portant sur la cinétique de relargage démontrent un taux initial relativement élevé, puis une réduction marquée pendant les jours suivants. Cette cinétique est typique à tous les ciments PMMA [37]. Cependant, même après 5 ans un relargage minime reste mesurable, ce qui laisse penser qu'un relargage aussi prolongé dans le temps pourrait favoriser le développement de résistances. A ce jour, après plusieurs décennies d'utilisation, aucune étude n'a pu valider ce postulat en pratique.

Une thérapie antibiotique induit toujours un risque de développer des résistances, ou une sélection de bactéries déjà résistantes. Concernant la gentamicine, et même après plusieurs années d'utilisation, cet antibiotique continue à être efficace, avec une sensibilité des germes

qui reste supérieure à 90%. Aujourd'hui nous en savons un peu plus sur les germes multi-résistants. Le problème clinique n'est pas tant les staphylocoques dorés, mais plutôt les formes résistantes des staphylocoques épidermes à coagulase (-), bien que ce problème reste rare dans les établissements à forte activité prothétique. C'est pourquoi les ciments osseux additifs d'une combinaison d'antibiotiques à l'instant du mélange en salle d'opération représentent une alternative intéressante de plus en plus utilisée. D'un point de vue légal le chirurgien n'est plus seulement l'utilisateur du produit, mais devient le fabricant d'un dispositif médical.

II-3-5-1-5-1 Risque des antibiotiques :

➤ A- Toxicité générale

Les mêmes auteurs ont montré que, malgré une concentration locale de gentamicine très élevée, la diffusion sérique reste très faible, tant sur des modèles expérimentaux chez l'animal (*Baker et Greenham* [11]) qu'en clinique humaine (*Eslon et al.* [48], *Wahlig et al* [49]) : ceci explique l'absence de toxicité générale. En particulier des aminosides les plus largement utilisés en pratique clinique. En revanche il existe toujours un risque de surdité et un risque d'insuffisance rénale en particulier lorsqu'il existe une association entre une libération locale et une antibiothérapie générale utilisant la gentamicine. Par ailleurs, l'effet de la gentamicine est cumulatif si le patient a reçu des doses de cet antibiotique quelques mois ou quelques années auparavant.

➤ B- Risque allergique :

Aucun accident allergisant n'a été décrit après utilisation de ciment additionné de gentamicine dans une large revue de la littérature (*Walenkamp* [50])

➤ C- Risque mécanique :

Il ne semble pas qu'il y a d'inconvénient d'ordre mécanique à l'utilisation du ciment additionné de gentamicine ou d'autres antibiotiques. Plusieurs études de laboratoire sur la résistance mécanique comparée des ciments standards et additionnés d'antibiotique, y compris des tests de fatigue qui sont le mieux à même de simuler le comportement à long terme du ciment, n'ont pas montré d'altération des propriétés mécaniques du ciment par l'adjonction d'antibiotique aux doses couramment utilisées en clinique

Une seule étude clinique prospective. Comparative et randomisée (*Joseffson et al.* [51]) et donc méthodologiquement irréprochable a été publiée, elle a montré que le taux de descellement aseptique de 1698 prothèses totales de hanche cimentées avec ou sans antibiotiques était similaire : 29 % avec ciment standard, 24 % avec ciment additionné d'antibiotiques.

➤ D- Risque bactériologique :

L'inconvénient potentiel le plus sérieux serait la sélection de souches microbiennes résistantes, dans la population globale par l'usage plus large des antibiotiques et chez un patient donné par la persistance in situ de faibles doses d'antibiotiques pendant plusieurs mois. La réponse à cette question se heurte à un problème méthodologique majeur dans les données de la littérature. Certains auteurs (*Hope et al.* [52]) ont décrit une plus grande fréquence des infections à germes résistants à la gentamicine après prophylaxie par ciment additionné de cet antibiotique, par comparaison à l'utilisation du ciment standard et soulève ainsi le danger d'une sélection de germes résistants. Mais cette constatation est une évidence.

Sachant que plus de 90 % des infections sur prothèses totales de hanche sont acquises au cours de l'intervention, même si elles sont parfois d'expression tardive (*Sanzen* [20]), il est clair que ces infections seront essentiellement dues à des germes résistants à l'antibioprophylaxie utilisée, quelle que soit sa technique : dans le cas contraire cela prouverait que cette antibioprophylaxie est inefficace !. Toutefois la majorité des infections secondaires sur prothèses sont tardives et liées à des bactéries en rapport avec un foyer infectieux intercurrent ; si nous considérons que la diffusion de l'antibiotique à partir du ciment n'est efficace que pendant environ 45 j, il est alors évident que l'effet prophylactique du ciment aux antibiotiques disparaît. En d'autres termes, les infections après prophylaxie par un antibiotique donné seront préférentiellement à germes résistants à cet antibiotique, que ce soit la gentamicine mélangée au ciment (*Hope et al.* [52]) d'autres antibiotiques mélangés au ciment (*Buchholz* [53]) ou des antibiotiques donnés par voie générale. Il est d'ailleurs probable que l'émergence sans cesse croissante, en France tout au moins, de souches de *Staphylocoque Aureus* multi résistantes aux antibiotiques est une conséquence de l'utilisation plus large de ces antibiotiques à but prophylactique ou thérapeutique (*Dornbusch et al.*[54]). La seule méthodologie acceptable pour juger de l'apparition de souches bactériennes résistantes est d'analyser dans le temps la résistance à l'antibiotique utilisé en prophylaxie dans une même unité de soins. *Dingeldein* [55] n'a trouvé aucune modification de la résistance à la

gentamicine utilisée localement dans une étude de 544 cas d'un même service sur 3 ans ; au contraire certaines souches bactériennes voyaient leur résistance à la gentamicine diminuer. *Laudat et al.* [56] ont en revanche montré une diminution dans le temps de la résistance bactérienne aux antibiotiques utilisés en prophylaxie par voie générale.

II-3-5-2-PROPRIÉTÉS PHYSIQUES du Ciment:

II-3-5-2-1-Temps de prise ou de durcissement :

C'est l'intervalle de temps compris entre le début du mélange des composants et le durcissement du ciment, lorsque celui-ci a atteint une température se situant à mi-chemin entre la température ambiante et la température maximale. D'abord liquide, puis gel plus ou moins pâteux, le ciment devient solide en polymérisant. La phase de repos qui suit la fin du mélange est nécessaire à la libération des radicaux libres qui permettent la polymérisation.

La phase de gel prend fin lorsque le ciment « ne colle plus aux doigts ». Commence alors la phase de travail, ou de mise en œuvre, du ciment qui est la plus intéressante du point de vue chirurgical. C'est celle que l'on aura tendance à vouloir allonger pour permettre la mise en place du ciment et l'insertion de la prothèse in vivo.

Le temps de prise varie d'une formulation commerciale à une autre en fonction de sa composition chimique. Mais il varie essentiellement avec la température ambiante : celle de la salle d'opération. Chaque fabricant préconise dans sa notice d'emploi du ciment chirurgical un minutage précis pour chacune des phases en fonction de la température ambiante afin d'optimiser la manipulation et les performances du ciment.

II-3-5-2-2- Chaleur dégagée :

Le processus de polymérisation s'accompagne d'un fort dégagement de chaleur (13,28Kcal/mole, soit approximativement 132,8 cal/g) proportionnel à la masse de monomère engagée dans la réaction. L'exo-thermicité de la réaction présente un double risque : biologique, par la nécrose des tissus avoisinants, et mécanique par la dilatation des bulles éventuellement incluses dans le ciment qui en augmente ainsi la porosité.

La température à l'interface os – ciment est fonction :

- De la quantité de chaleur produite par le ciment,

- De la vitesse à laquelle cette chaleur est produite,
- De la conductivité thermique et de la capacité calorifique de l'os, de la prothèse et du ciment,
- Des conditions initiales du système os– ciment– prothèse (température initiale et ambiante, préparation du ciment, etc..).

Pour diminuer les risques de nécrose osseuse par la chaleur, certains ont pu proposer la réfrigération préalable de l'implant ou des constituants du ciment, mais toutes les techniques visant à réduire la température ralentissent la polymérisation et conduisent à un relargage plus important du monomère toxique.

Le paramètre le plus important pour disperser la chaleur à l'interface est la conductivité de l'os alors que le refroidissement vasculaire n'a qu'une influence marginale sur la température à l'interface os– ciment.

Des études ont montrés que le risque de nécrose thermique osseuse est fonction de la conductivité thermique des matériaux constitutifs de la prothèse: il est plus élevé lors de la fixation d'un implant en polyéthylène, par exemple une cupule, que dans une fixation intra-médullaire utilisant un implant métallique.

L'exo-thermicité de la réaction dépend du rapport surface / volume du ciment, c'est-à-dire que la chaleur dégagée est moindre pour un même volume de ciment s'il est étalé et de faible épaisseur.

En fait, le seuil d'endommagement thermique est fonction non seulement de la température, mais aussi du temps d'exposition des tissus à cette température. Pour une température de l'os au-dessus de 60°C le risque de nécrose thermique est probable, et improbable pour une température inférieure à 48°C. Entre 48°C et 60°C, il dépend du temps d'exposition des tissus osseux à cette température.

II-3-5-2-3- La Porosité :

On distingue trois types de porosités :(Figure II-16-1,II-16-2)

➤ La porosité gazeuse : l'air emprisonné lors du mélange des constituants du ciment a tendance à s'échapper lors de la polymérisation. Ces bulles d'air sont toujours parfaitement régulières, à peu près sphériques. Les monomères de méthyl méthacrylate sont très volatils et s'évaporent à une température plus basse que celle de la prise du ciment. Le

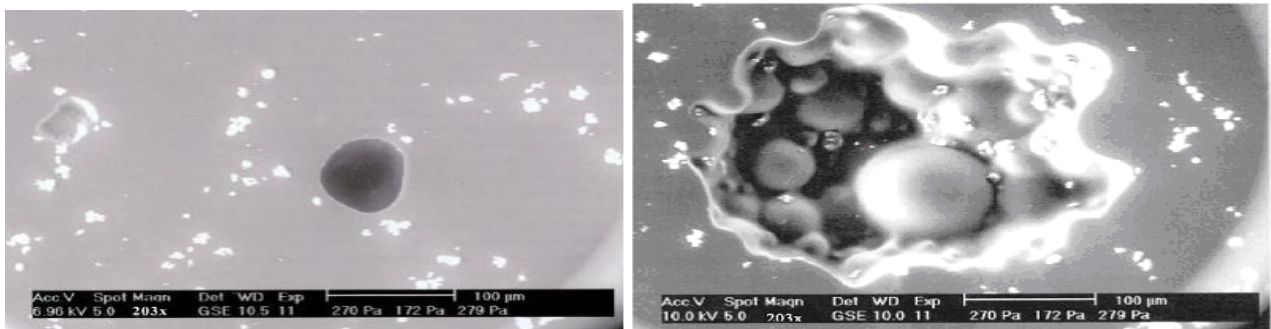
diamètre de ces cavités varie du millimètre à quelques micromètres : les macro-bulles doivent être attribuées à de l'air enfermé dans les échantillons au moment du mélange alors que les champs de petites bulles sont plus vraisemblablement liés à l'ébullition du monomère ;

➤ La porosité par vide ou retrait : ce type de porosité est lié au phénomène de retrait lors de la polymérisation in vivo. Il est à l'origine de cavités à surface intérieure boursouflée où l'on voit apparaître des sphères réalisant des empreintes en relief, correspondant à des billes de pré polymère, à l'intérieur de la cavité. Dans un certain nombre de cas, ces cavités sont moins régulières et peuvent initialiser les fissures dont le point de départ correspond vraisemblablement au phénomène de retrait.

➤ La porosité par inclusion de sang : de tissus mous ou osseux au cours du cimentage de l'implant.

La porosité semble être un facteur déterminant des performances mécaniques du ciment. *Merck* affirme qu'elle affecte essentiellement la résistance à la traction, qui est déjà un point faible du ciment, et à la fatigue, ce qui compromet son efficacité à long terme.

Le Plexiglas Ø (PMMA fabriqué industriellement) est préparé sans la moindre porosité. Pourtant, ce matériau est beaucoup moins performant lors des tests de fatigue que le PMMA de



qualité chirurgicale.

Figure II-16-1:

Figure II-16-

II-3-5-3-PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES :

II-3-5-3-1-Résistance mécanique :

Les ciments actuellement commercialisés ont sensiblement les mêmes performances mécaniques. Les différences qui peuvent apparaître dans la littérature sont surtout le fait de

variations dans les techniques de mesure. Malgré les efforts de normalisation réalisés depuis quelques années, ceux-ci concernent surtout les fabricants. Les équipes de recherche proposent souvent des tests adaptés à l'amélioration qu'elles souhaitent apporter au ciment, rendant ainsi la comparaison des résultats difficile. Parfois, des détails importants concernant la préparation des éprouvettes et la procédure d'essai ne sont pas rapportés. Par ailleurs, les tests réalisés en laboratoire reflètent plus l'effet d'un type de sollicitation (compression, flexion) qu'une combinaison d'actions à laquelle le ciment est soumis lors des activités du patient, comme la marche par exemple.

Les valeurs moyennes habituellement publiées sont de l'ordre de :

- Module d'Young est de 2 000 à 2 300 MPa
- Résistance à la rupture :- en traction 25 MPa
- au cisaillement 40 MPa
- en flexion 50 MPa
- en compression 80 MPa
- l'Allongement à la rupture est de 5%
- Résistance à la fatigue à 10 cycles 14 MPa

Le PMMA étant par nature un matériau viscoélastique, les valeurs présentées ne peuvent être comparées qu'en fonction du temps, c'est-à-dire pour des propriétés statiques en fonction des conditions de test (vitesse de déformation). Les propriétés viscoélastiques des ciments sont peu connues et le comportement à la fracture du matériau pour différentes vitesses de déformation et différents cas de charge a été peu étudié.

II-3-5-3-2-Effet d'environnement in vivo sur le ciment acyclique :

Il est possible que des réactions entre les tissus environnants et les constituants du ciment empêchent une liaison complète des billes pré-polymérisées avec le monomère. Il existe en effet une grande affinité entre le MMA et les graisses de la moelle osseuse qui «extraient» le monomère qui ne s'est pas encore lié aux billes pré-polymérisées à la surface du ciment, privant ainsi celle-ci d'une partie de sa matrice. Des billes isolées peuvent être observées sur une épaisseur d'environ 50 à 120 µm. L'oxygène, les acides aminés et le sucre sont connus pour être des inhibiteurs de la polymérisation du MMA. Ces substances réduisent la vitesse de polymérisation ainsi que le poids

moléculaire moyen du polymère résultant, parce qu'elles interrompent la croissance des chaînes de polymère et diminuent ainsi le taux de polymérisation.

Jaffee a conservé des échantillons de ciment pour os dans du sérum bovin pendant plus de 2 ans et n'ont constaté aucune détérioration dans le comportement statique ou en fatigue du ciment.

La conservation d'éprouvettes dans de l'eau augmente le WOF (Works Of Fracture) avec le temps. Défini comme le travail requis pour propager une fissure dans un matériau, le WOF mesure la résistance à la fracture due à l'accroissement d'une fissure et caractérise le comportement dynamique à la fracture du ciment.

Cette augmentation du WOF a été attribuée à l'effet plastifiant dû à la pénétration de l'eau dans le ciment. Les sels physiologiques ne semblent donc pas avoir d'effet sur le comportement à la fracture du ciment. La conservation d'éprouvettes de ciment dans des lipides augmente également la valeur du WOF, mais dans une moindre mesure que lorsque le milieu de conservation est de l'eau. Le monomère étant un puissant solvant des lipides, *Hailey et al* estiment que l'interaction monomère/lipides est responsable de ces valeurs de WOF.

II-3-5-3-3 Viscosité :

La seule liaison possible entre le ciment et l'os étant d'ordre mécanique, le ciment doit donc pénétrer le maximum d'interstices osseux pour assurer un verrouillage mécanique étroit entre la surface irrégulière de l'os et le PMMA. Plus un ciment est fluide, mieux il pénétrera dans les interstices de l'os, améliorant ainsi la fixation. Une pénétration profonde du ciment dans les cavités osseuses peut être obtenue par une faible viscosité du ciment. Les scientifiques préconisent d'utiliser un ciment fluide, et de viscosité inférieure à 100 N/s.m, Le ciment acrylique pour os se comporte avant prise comme un fluide non newtonien pseudo-plastique, c'est-à-dire que sa viscosité diminue lorsque la vitesse de cisaillement augmente.

Le ciment osseux est lent à « couler » différent après le mélange et sont ainsi classés en trois groupes :

1. Ciments à basse viscosité.
2. Ciments à viscosité standard (ou moyenne).
3. Ciments à haute viscosité.

II-3-5-4- TECHNIQUES DE MISE EN OEUVRE DU CIMENT :

De nouvelles techniques de mise en œuvre des ciments orthopédiques ont été élaborées avec l'objectif de réduire le taux de descellement aseptique. L'augmentation de la durée de vie d'une prothèse repose depuis environ 30 ans sur les aspects techniques améliorant la stabilité primaire, notamment par l'utilisation des procédés de mise en œuvre du ciment de deuxième et de troisième génération. Ils visent à obtenir :

Un ancrage mécanique solide du ciment dans l'os assurant la stabilité primaire de la prothèse en empêchant tout mouvement à l'interface ciment - os (techniques de deuxième génération),
Une amélioration de la résistance à long terme des ciments acryliques par diminution de la porosité et amélioration de la pressurisation du ciment lors de sa mise en place (techniques de troisième génération).

Le cimentage de deuxième génération se caractérise essentiellement par l'utilisation :

- D'un système de lavage sous pression des surfaces osseuses permettant d'éliminer les débris organiques résultant du fraisage et du râpage.
- D'un système d'irrigation permettant de maintenir asséché le site receveur et d'améliorer ainsi l'ancrage du ciment dans l'os.
- D'un bouchon à l'extrémité distale du canal fémoral permettant d'augmenter la pression du ciment dans la cavité osseuse lors de son injection.

La mise en application clinique des ciments de deuxième génération a permis d'augmenter considérablement la survie des implants fémoraux chez les jeunes patients, mais pas celle des implants acétabulaires. Certains auteurs ont suggéré d'améliorer la résistance à long terme des ciments acryliques en diminuant leur porosité.

Dans le cimentage de troisième génération, la diminution de la porosité est recherchée par :

- Le mélange sous vide du ciment,
- La centrifugation du ciment avant son application.
- La diminution de la température par refroidissement préalable des constituants du ciment.
- La pressurisation du ciment peut être obtenue en pratique clinique par :
- L'utilisation d'un obturateur distal et proximal au niveau fémoral,
- L'injection fémorale rétrograde du ciment à l'aide d'un pistolet,

- L'application d'une pression sur le ciment au droit de l'acetabulum avant mise en place de la cupule.

II-3-5-5-Avantages et inconvénients d'un ciment :

Le développement de ces techniques chirurgicales peu invasives nécessite l'élaboration de substituts osseux adaptés, c'est-à-dire injectables sous forme d'une pâte visqueuse durant l'intervention et capable de durcir in-situ pour développer rapidement des propriétés mécaniques. Cette propriété est l'un des avantages majeurs des ciments vis-à-vis des céramiques traditionnelles.

À l'heure actuelle, les chirurgiens préfèrent utiliser les ciments acryliques ou composites pour ce type d'applications, en partie parce qu'ils en ont l'habitude et que de nombreuses études à court et à long terme ont été réalisées avec ces ciments qui présentent des propriétés rhéologiques (au moment de l'implantation) et mécaniques (une fois implanté) adaptées pour ces techniques. Cependant, le débat de l'utilisation des ciments phosphocalciques, en particulier chez les patients jeunes, reste ouvert.

Le tableau II-3 rassemble les principaux avantages et les principaux défauts des ciments phosphocalciques. Les propriétés marquées d'un astérisque » sont spécifiques à certains ciments ; les autres sont communes à tous les ciments minéraux.

Avantages	Inconvénients
Biocompatibilité et bioactivité excellentes Bonne ostéoconduction	Propriétés mécaniques faibles, notamment pour les chargements mécaniques précoces
Facilité à préparer le ciment	* Manque de cohésion de la pâte possible → désagrégation du ciment en présence de fluides biologiques (« washout ») et une séparation des phases solide et liquide peut être observée au moment de l'injection (« filter pressing »)
* Injectabilité → possibilité de recourir à des techniques chirurgicales mini-invasives Forme adaptable → contact ciment-os optimum même dans des défauts à géométries complexes	Manque de macroporosité et de porosité interconnectée → limite la croissance osseuse
Prise in-situ et à température physiologique Le dégagement de chaleur lors de la réaction de prise se fait de manière lente et diminue les conséquences de l' exothermicité	* Biodégradation <i>in-vivo</i> plus lente que la croissance d'os néoformé
Coût faible Association possible d'antibiotiques, de facteurs de croissance, de protéines dans la formulation → libération des agents biologiques de manière locale	

Tableau II-3 : Principaux avantages et inconvénients des ciments phosphocalciques [DOROZHKIN ,2008]

II-3-5-6-Les différent type de ciment :

II-3-5-6-1- en composition chimique :

II-3-5-6-1-1. Le ciment CaCO_3 –CaP :

Le principe de base de ce ciment repose sur la réactivité d'un mélange bi-phasique de poudres incluant une variété métastable du carbonate de calcium associée à un sel de phosphate de calcium.

II-3-5-6-1-2. Le ciment CaCO_3 :

Le principe de ce ciment repose sur le mélange de deux phases polymorphes du CaCO_3 . La phase solide est en effet constituée pour un tiers de carbonate de calcium amorphe et pour deux tiers de vaterite, elle forme une pâte malléable. Tout comme pour le ciment

CaCO₃ -CaP, la réaction de prise a été étudiée in-vitro en plaçant le ciment dans une atmosphère saturée en eau dans une étuve à 37°C pendant 48 heures.

II-3-5-6-1-3-en viscosité :

- *A-Ciment osseux à viscosité élevée, utilisation manuelle*

Le ciment osseux à viscosité élevée cemSys1 est initialement plus ductile. C'est pourquoi il est recommandé de le mélanger à la main et de le malaxer.

Durée de prise moyenne de 7,5–8,5 minutes environ. 40 g de poudre et 14,4 g de liquide.

- *B-Ciment osseux à basse viscosité, utilisation avec seringue*

Le ciment osseux à faible viscosité cemSys3 est initialement plus liquide et convient donc parfaitement à la préparation sous vide ne nécessitant aucun refroidissement préalable.

Durée de prise moyenne de 9,5–10,5 minutes environ. 40 g de poudre et 16,4 g de liquide.

- *C-Ciment osseux à viscosité élevée contenant des antibiotiques (gentamicine sulphate), utilisation manuelle :*

Durée de prise moyenne de 7,5–9,5 minutes environ. 40,8 g de poudre et 14,4 g de liquide.

- *D-Ciment osseux à basse viscosité contenant des antibiotiques (gentamicine sulphate), utilisation avec seringue :*

-Durée de prise moyenne de 8–10 minutes environ. 40,8 g de poudre et 16,4 g de liquide.

Chapitre III

**ETUDE DYNAMIQUE DE LA
PROTHESE TOTALE DE LA
HANCHE TYPE CMK3**

III -1-INTRODUCTION :

Il est nécessaire de connaître les forces appliquées au droit de l'articulation prothétique au cours des activités courantes exercées par le patient dans leur vie quotidienne afin de pouvoir établir la distribution des contraintes dans le système (os – ciment – implant):

Plusieurs auteurs ont publié des valeurs de forces de contact coxo-fémorales établies à partir de l'analyse des différentes phases d'un mouvement et calculées en utilisant des modèles musculaires simplifiés ainsi que différents mouvements quotidiens. La plupart de ces études ont été limitées aux cas de la marche et de la montée des escaliers. Une des caractéristiques de ces calculs est qu'ils donnent des valeurs d'efforts plus importantes que celles mesurées *in vivo*. Certaines mesures effectuées *in vivo* ne couvrent que la période postopératoire immédiate, alors que les patients n'ont pas encore la possibilité de solliciter normalement leur articulation prothétique. Nous avons présenté une étude qui s'est basée sur le calcul par élément fini utilisant le logiciel (ABAQUS), pour des essais dynamiques réalisés sur un modèle réel de la hanche, et aux différentes phases du mouvement établie par Bergman après une arthroplastie totale de la hanche.

III -2-étude de mouvement de patient :

III -2-1-le mouvement dynamique de la hanche :

Bergman et al. [45] ont étudié 9 activités de la vie courante chez quatre patients âgés de 51 à 76 ans, dont le poids variait de 702 à 980N et la taille de 1,65m à 1,75m qui avaient subi une arthroplastie totale de la hanche en raison d'une coxarthrose (dans 3 cas) ou d'une nécrose vasculaire de la tête fémorale consécutive à une fracture (dans 1 cas). La posture pendant la marche et la mobilité étaient bonnes chez trois patients. Le quatrième avait une démarche légèrement dissymétrique et mal assurée du fait de douleurs dans l'articulation coxo-fémorale du côté opposé. A partir des valeurs moyennes établies pour chaque patient, les auteurs ont calculé des données moyennes pondérées pour un patient « type » d'un poids moyen de 836 ou 847N, selon le nombre de patients pris en compte dans le calcul de la moyenne, et mesurant environ 1,71m, les efforts étant exprimés en pourcentage du poids du corps.

III -2-2 -Activités :

Les efforts exercés sur la prothèse totale de hanche sont étroitement liés à la nature du mouvement effectué par le patient. C'est-à-dire par les activités du sujet. Le tableau III-1, établi à partir des données des auteurs, présente les efforts et leurs composantes pour chaque activité :

- ◆ Le nombre de patients avec lequel les données du patient type ont été calculées,
- ◆ l'amplitude minimale et maximale de la résultante et de ses trois composantes - F_{x1} , - F_{y1} et - F_{z1} dans le repère R1,
- ◆ La durée d'un cycle.

Activité	Nombre de patients	Effort (% du poids du corps)				Durée d'un cycle (s)	
			- F_{x1}	- F_{y1}	- F_{z1}		F
marcher lentement (3,5 km/h, soit 0,98 m/s)	3	min	16	-9	25	30	1,25
		max	51	36	235	243	
marcher normalement (3,9 km/h, soit 1,09 m/s)	4	min	9	-7	27	29	1,10
		max	54	32	225	233	
marcher rapidement (5,3 km/h, soit 1,46 m/s)	3	min	21	-9	35	41	0,95
		max	52	33	243	251	
monter des escaliers (hauteur de marche : 17 cm)	3	min	18	-7	33	37	1,59
		max	60	61	237	252	
descendre des escaliers (hauteur de marche : 17 cm)	3	min	19	-10	38	43	1,44
		max	60	39	253	261	
s'asseoir sur une chaise	3	min	12	-10	23	27	3,72
		max	43	8	150	156	

Tableau III-1 : Amplitude des efforts et durée d'un cycle pour chaque activité

Rappelons que dans ce cas, la marche est effectuée sur un sol horizontal. Des indications verbales sur la vitesse de marche étaient données aux patients. La montée et la descente des

escaliers se faisaient sans appui sur une main courante. Le patient maintenait ses bras croisés sur la poitrine lorsqu'il s'asseyait sur une chaise de hauteur 50cm ou se levait de celle-ci.

Les auteurs ont constaté des différences plus importantes encore pour des activités non cycliques telles que l'appui monomodal ou se lever d'une chaise. Ils émettent l'hypothèse que la marche, qui est l'activité la plus fréquente produisant des efforts de contact élevés au niveau de l'articulation. Parce que les efforts appliqués au niveau de l'articulation de la hanche lors des autres activités courantes pratiquées par les patients sont comparativement plus faibles. Ainsi, les auteurs recommandent de tester principalement les implants dans des conditions de chargement simulant la marche et la montée des escaliers (la descente des escaliers donne des valeurs du même ordre).

III -2-3- Etude des charges appliquées au fémur :

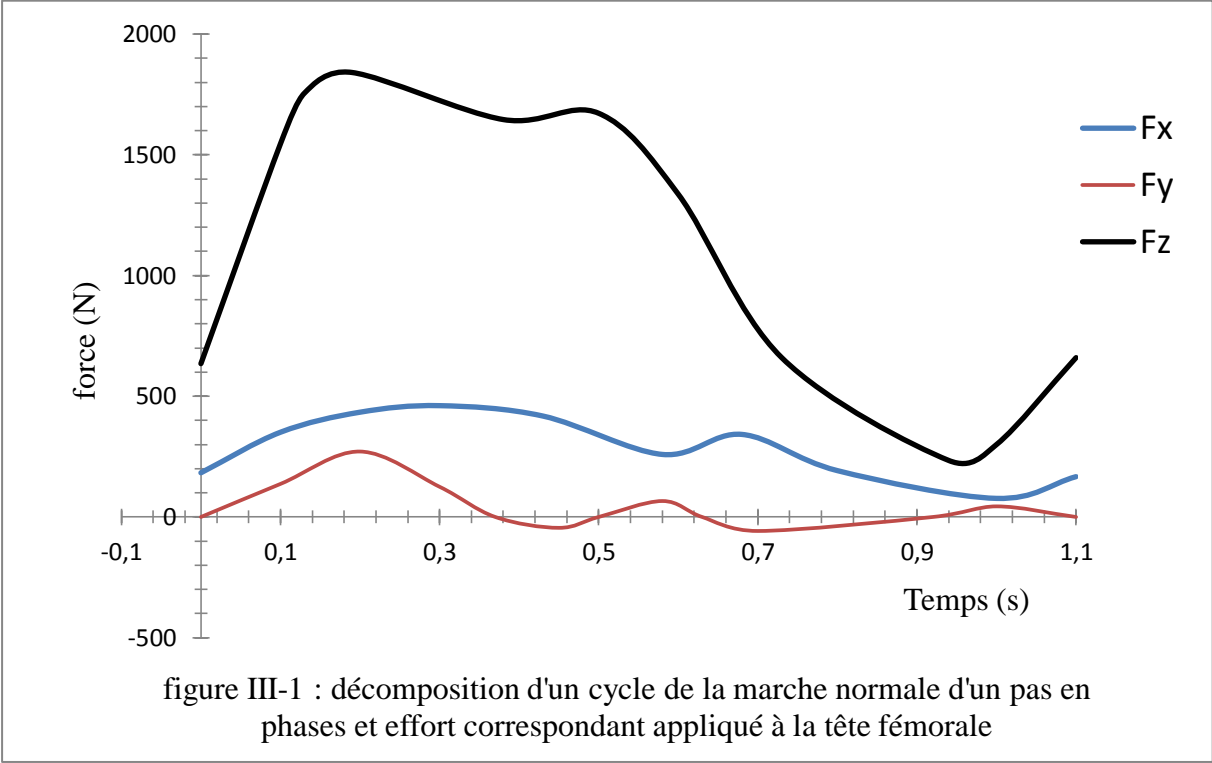
Le système électronique de mesure était constitué d'une carte d'acquisition multicanaux et d'un circuit électrique compact télémétrique permettant la transmission sans fil du signal depuis l'intérieur du corps. Il était soudé à trois jauges de contraintes insérées dans le col de prothèse scellé par un plateau fixé par soudure laser et contenant une antenne à l'intérieur de la tête fémorale de diamètre 32mm. Un système de transmission des données comportant des fils aurait contraint à effectuer les mesures justes après l'intervention chirurgicale

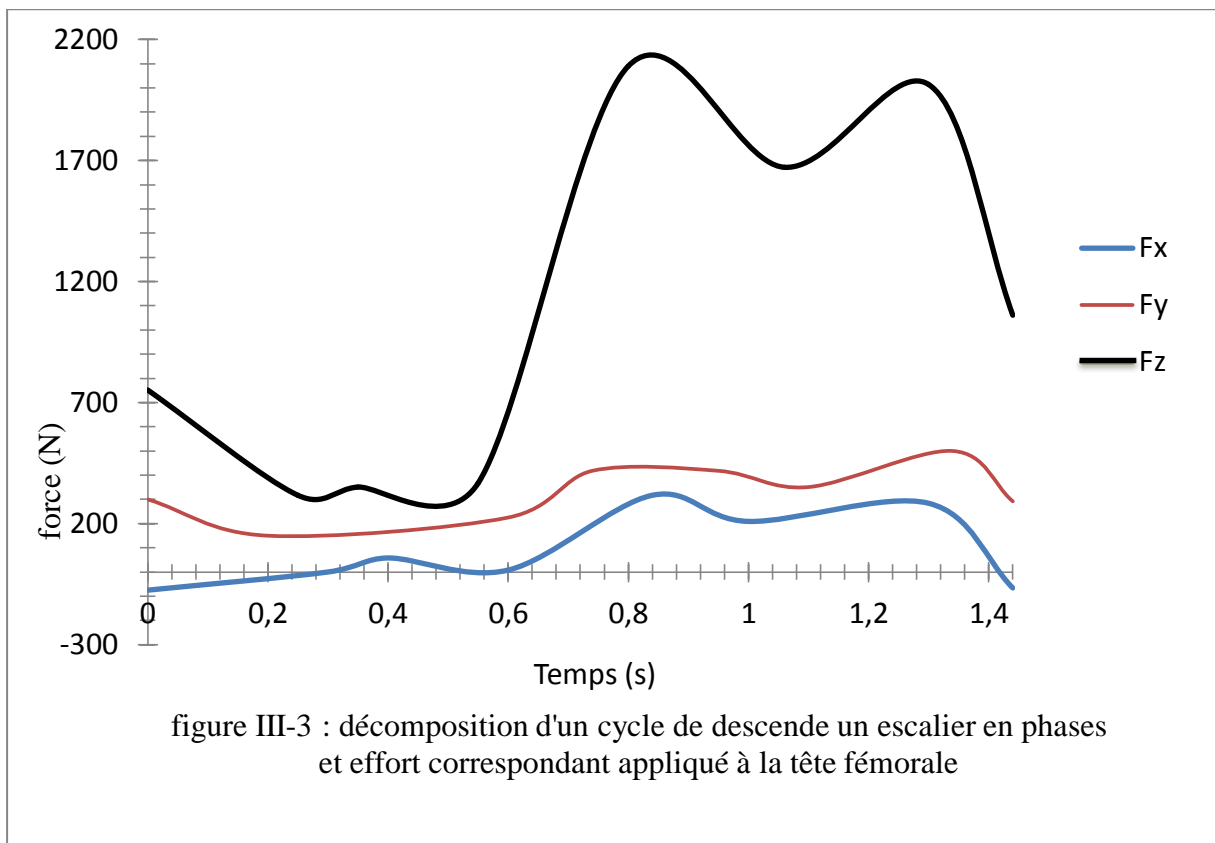
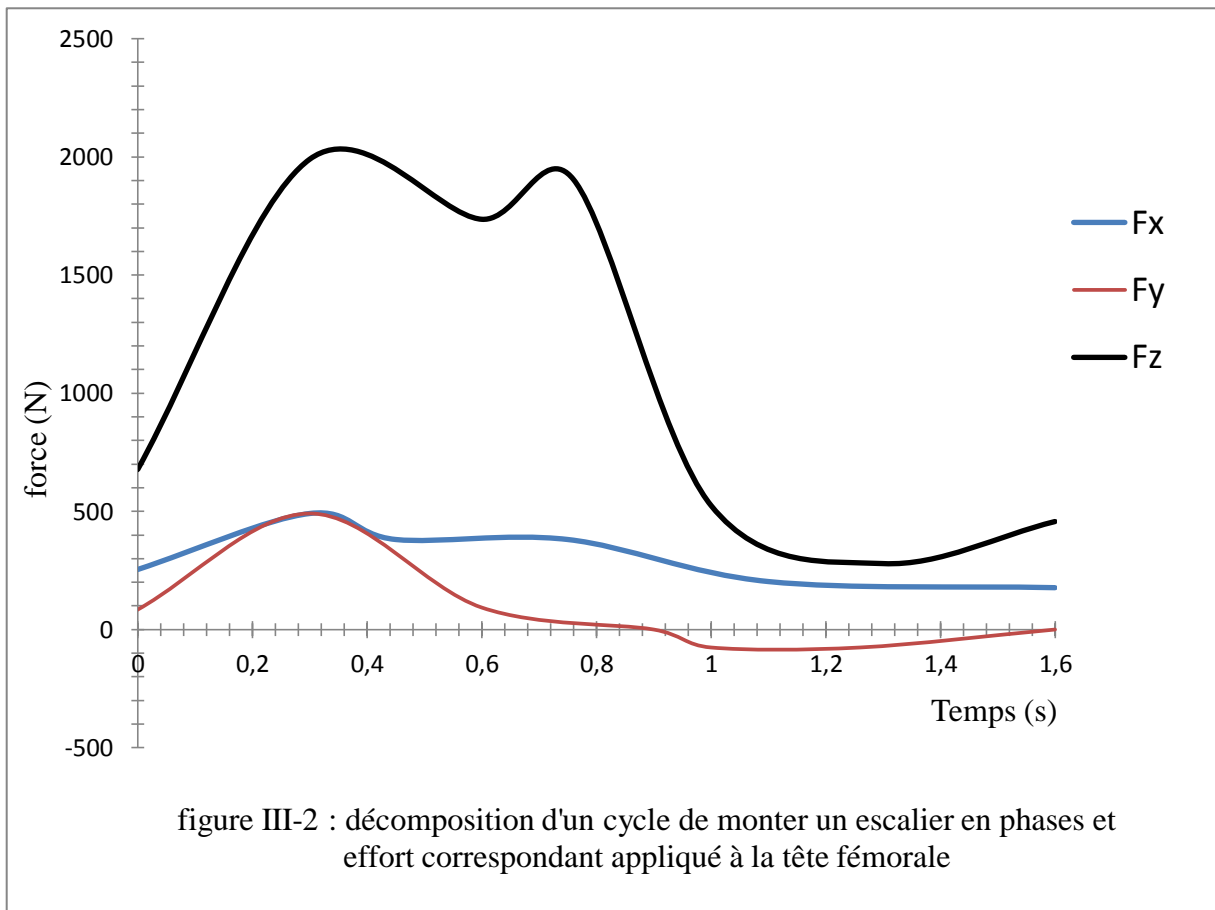
A partir des signaux émis, l'amplitude et la direction de la force agissant sur la prothèse au droit de l'articulation pouvaient être mesurées à une fréquence de 200Hz environ (précision 1%) puis amplifiées.

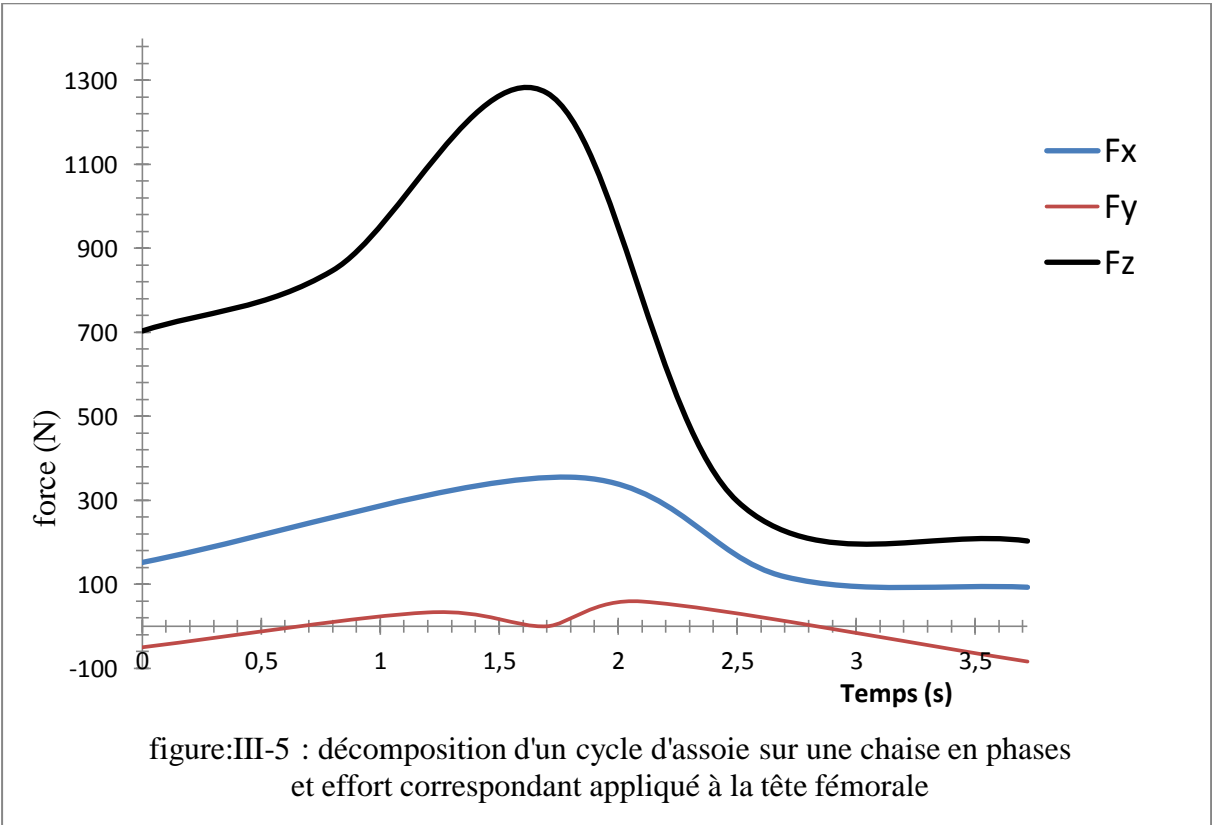
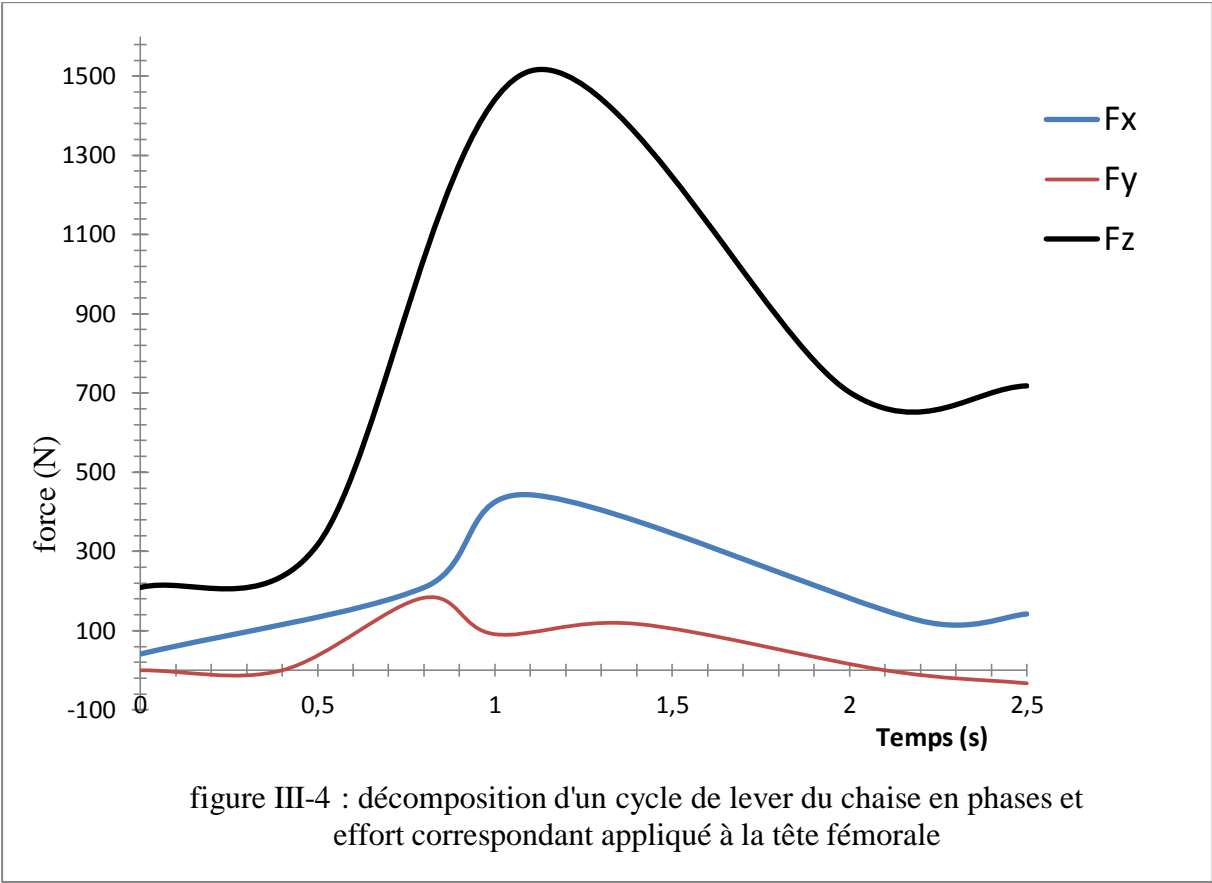
L'ensemble des données provenant de l'analyse du mouvement et des indications des prothèses instrumentées étaient synchronisées (Figure III-1,2,3,4,5). Une interpolation des mesures était ensuite effectuée de manière que le cycle de chaque essai soit composé de 201 mesures équidistantes. Les longueurs de cycle étaient normalisées et les courbes lissées au moyen de séries de Fourier. Chacune des activités était effectuée à raison de 4 à 6 essais pour chaque patient. Les courbes de chaque essai étaient ensuite superposées et la moyenne arithmétique était effectuée pour chaque incrément de temps.

Dans ce travail, nous avons retenu cinq (5) activités les plus fréquentes du patient. Sur les figures III-1 à III-5 est représentée la résultante des efforts appliqués au niveau de l'articulation de la hanche et de ses trois composantes F_{x1} , F_{y1} et F_{z1} , de ces activités) en

fonction du temps pendant un cycle, dans le système de coordonnées R1 du fémur gauche. [46].







La force de contact au niveau de l'articulation de la hanche, d'amplitude F et de composantes $-F_{x_1}$, $-F_{y_1}$ et $-F_{z_1}$, transmise par l'implant acétabulaire à la tête fémorale

était déterminée dans le système d'axes du fémur gauche $R_1 = (O, x_1, y_1, z_1)$, (fig.III-6) est exprimée en méga Pascale.

L'axe z est parallèle à la ligne moyenne idéalisée du fémur tandis que l'axe x est parallèle au contour dorsal des condyles fémoraux dans le plan horizontal.

Les angles que fait la résultante des forces F dans les trois plans $O y_1 z_1$, $O x_1, z_1$ et $O x_1, y_1$ sont notés respectivement A_{x_1} , A_{y_1} et A_{z_1} . AV est l'angle d'antéversion de l'implant.

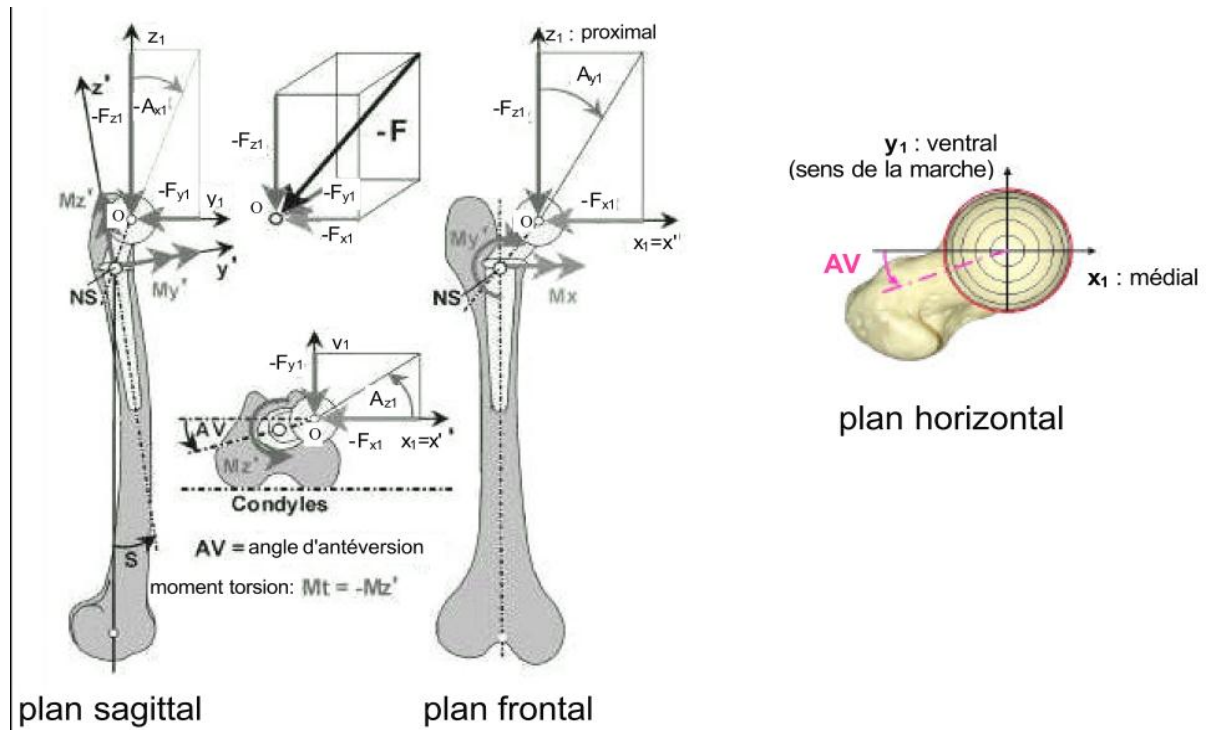


Figure III-6 : système de coordonnées du fémur gauche

III-3-MODÉLISATION AUX ÉLÉMENTS FINIS :

III-3-1 MODÉLISATION DE L'ENSEMBLE (*Os Cortical –ciment–implant*) :

L'outil informatique constitue un instrument de travail indispensable pour l'analyse des problèmes scientifiques assez complexes. Dans le cas des prothèses totales de hanche, il permet, en effet, de valider un choix d'options de formes géométriques, de matériaux et de revêtements de surface d'une prothèse avant son implantation clinique. Utilisé de manière intensive, il permet également d'évaluer lors de la planification préopératoire, le positionnement des composants prothétiques afin d'optimiser la répartition des contraintes entre l'os, le ciment et la prothèse. Ce modèle biomécanique est donc un outil d'évaluation préclinique dont l'utilisation courante va permettre de

développer de nouveaux dessins prothétiques.

Son champ d'application englobe toutes les formes de prothèses articulaires — hanche, genou. Cette nouvelle méthodologie est appelée à faire partie, au même titre que les tests expérimentaux sur les matériaux prothétiques, des moyens qui permettent de vérifier si une nouvelle prothèse satisfait aux exigences requises pour son homologation.

Le modèle numérique permet, ainsi, de représenter géométriquement une configuration os/prothèse et de lui appliquer les lois mécaniques qui régissent son fonctionnement en tant que solide déformable soumis à un ensemble de forces. Son outil principal est un logiciel informatique recourant à la méthode des éléments finis. Sur la figure III-7 est représenté un modèle géométrique d'un système composé d'un implant-ciment-os montrant ses trois principales zones (proximale, médiale, distale).

La modélisation par méthode numérique nécessite une description précise:

- de la prothèse (géométrie 3D, propriétés mécaniques caractéristiques de l'interface os-prothèse)
- de la structure osseuse (géométrie 3D, distribution des densités osseuses, propriétés mécaniques, lois de comportement)
- des conditions de charge du système (forces de contact articulaires et les forces musculaires).

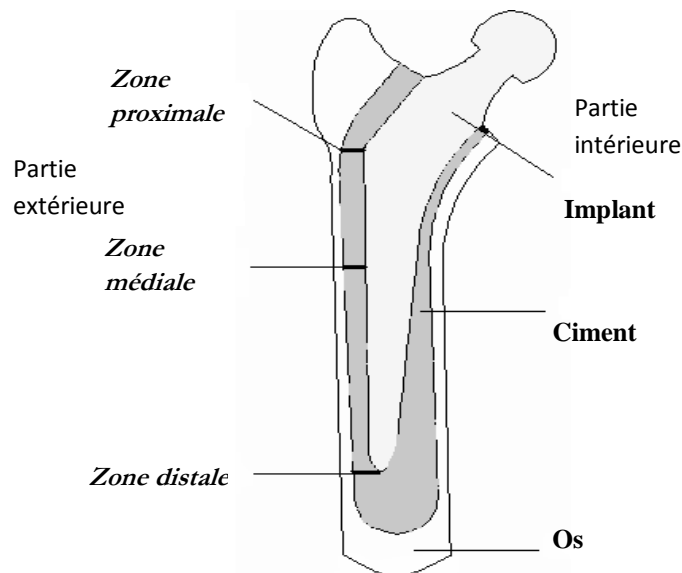


Figure III.7 : Différentes zones et positions dans la prothèse totale de hanche

III-4-Application de la MEF au modèle biomécanique :

Le but principal de la modélisation est d'analyser la distribution des contraintes dans les différents constituants de la Prothèse Totale de Hanche (PTH). Les propriétés de l'os ont été modélisées pour être élastique linéaire et orthotrope. La distribution de matière a été modélisée comme homogène sur l'ensemble du fémur. L'analyse numérique par la méthode des éléments finis est faite par le logiciel de calcul ABAQUS (6.10)

III-4-1-Présentation du logiciel :

Abaqus/Standard emploie une technologie de résolution idéale pour les événements dynamiques lents et statiques, qui exigent des solutions de traitement des contraintes d'une extrême précision. Cela concerne notamment la pression d'un joint d'étanchéité, le roulement stationnaire d'un pneu, ou encore la propagation d'une fissure dans un fuselage d'avion en composite. Et aussi permet de calculer plusieurs choses dans une seule simulation.

III-4-2-caractéristique de model :

III-4-2-1-le Maillage

La réalisation du modèle tridimensionnel « 3D », à l'aide du logiciel ABAQUS (MSC Software), nécessite les étapes suivantes :

* La représentation géométrique filaire en trois dimensions (3D) de la structure ;

* Le maillage par éléments finis de chaque surface discrétisée en Quad et Tria (fig.III-8), dans ce modèle on utilise le tétra à cause de la non linéarité de géométrie.

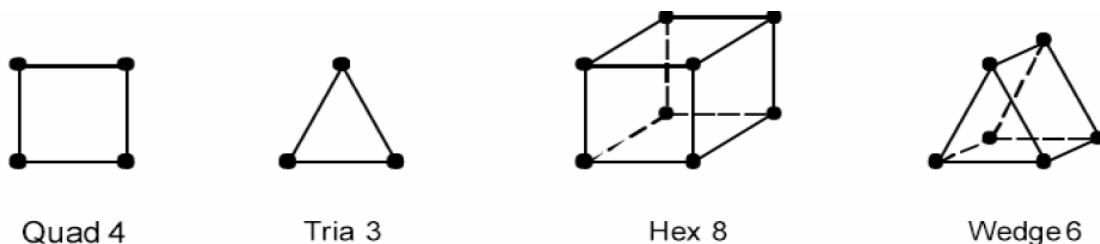


Figure III.8 : Forme des éléments utilisés et position des nœuds

III-4-2-2-Caractéristiques mécaniques :

La prothèse de hanche étudiée est composée d'un implant, de l'os cortical et de l'os spongieux. Ces deux constituants sont conjointement liés par un ciment biocompatible (PMMA). Le tableau III-2 regroupe les propriétés mécaniques de trois éléments de la structure.

Matériaux	matériaux	Module de Young(Mpas)	Coefficient de poisson	Masse volumique (kg/m ³)
Os cortical		21 000	0.3	1990
Os spongieux		132	0.3	600
PTH	Acier inoxydable (316L)	210 000	0.3	7900
Ciment	PMMA	2000	0.3	1200

Tableau III-2 : propriétés mécaniques de la prothèse Totale de la hanche.

III-4-3 Description du modèle « CMK3 » :

Il existe actuellement plusieurs modèles commercialisés de prothèse totale de hanche, parmi lesquels on peut citer : CMK, BM,

Dans ce travail, nous avons utilisé le modèle, de troisième génération, de CARNLEY MILLER KERBOUL (CMK3). Pour la simple raison, que ce modèle est plus disponible sur le marché national

✓ Les Conditions aux limites:

Les conditions aux limites imposées à la structure étudiée sont : (Tableau III-3)

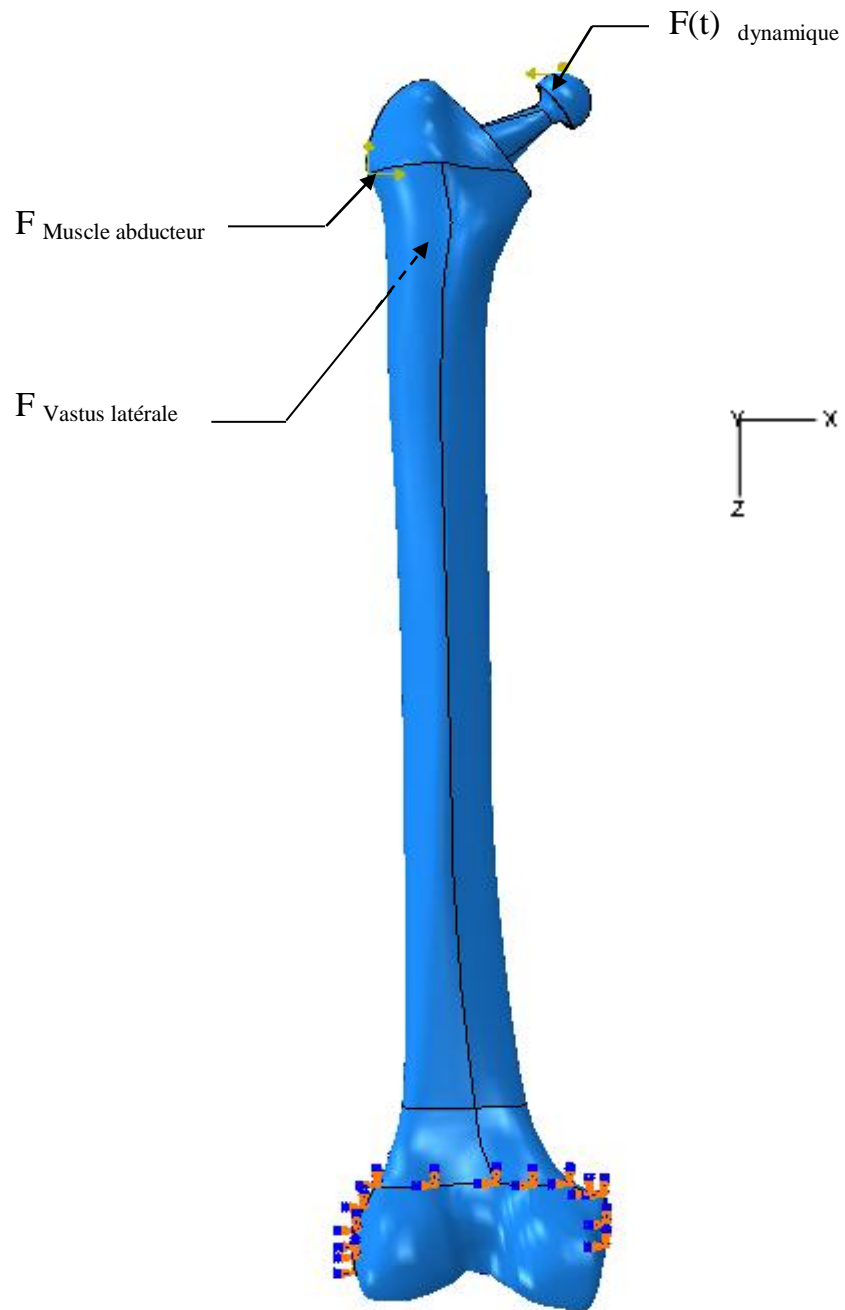
- La charge appliquée sur la tête fémorale en fonction du temps de chaque mouvement.

- Une charge appliquée dans la zone proximale de la partie extérieure (force de muscle abducteur).
- Une charge appliquée dans la zone proximale de la partie antérieure (force de vastus latérale).
- Un encastrement imposé à l'extrémité de fémur (Fig.III.9).

Force (N)	X	Y	Z
Force appliquée à la tête de PTH	$F_x(t)$	$F_y(t)$	$F_z(t)$
Muscle Abducteur	465.9	34.5	695.0
Muscle Vastus Latérale	-7.2	-148.6	-746.3

Tableau III-3 :

Les conditions aux limites



Ilio tibial-tract

Figure III-9 : Représentation schématique des conditions aux limites imposées à la structure analysée

La fiabilité des résultats nécessite un maillage très raffiné. En effet, le ciment est un élément déterminant de la prothèse. Le raffinement de son maillage est d'une grande importance parce que c'est l'élément le plus sensible dans cette étude. (Fig. III-10)

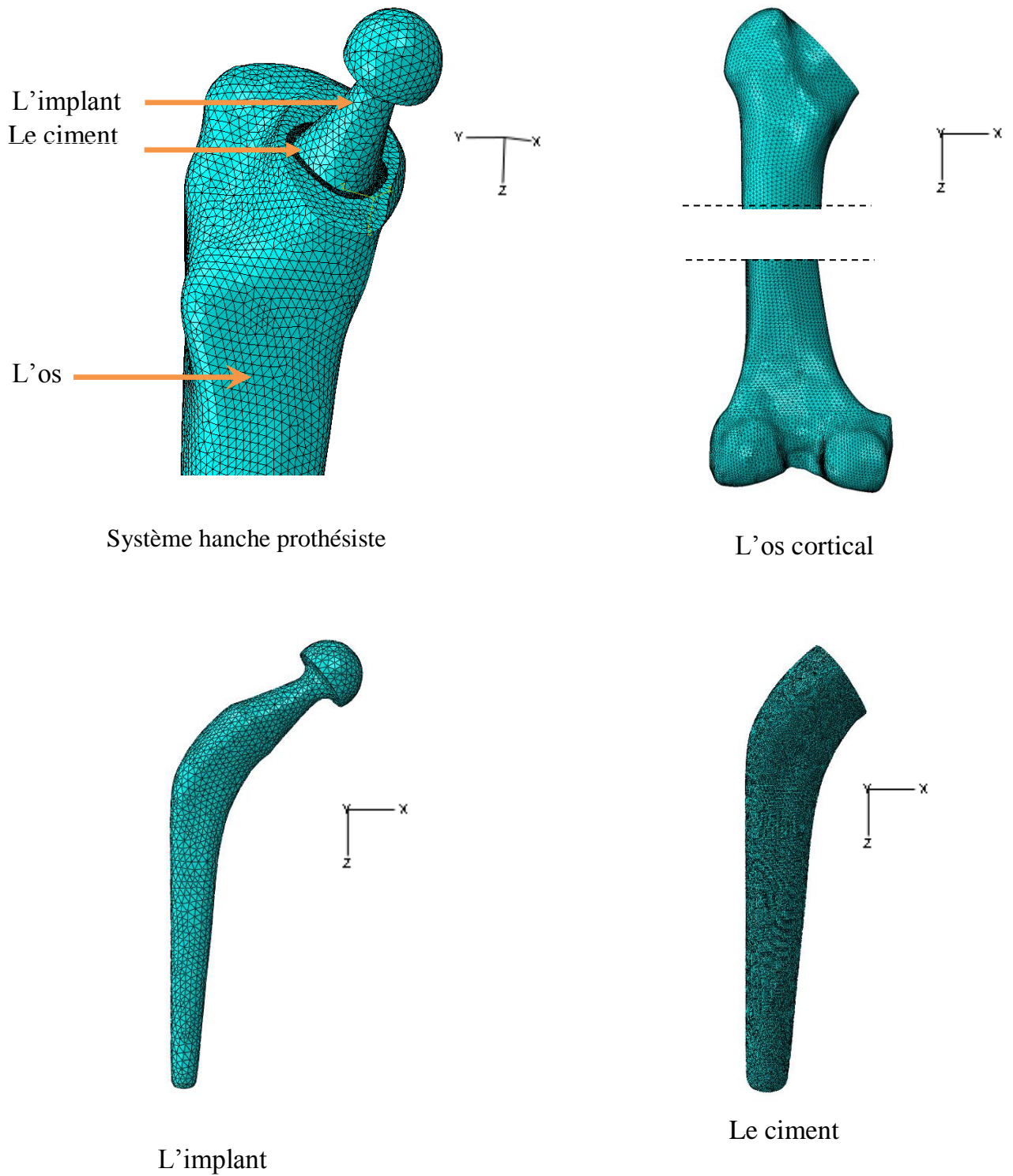


Figure III-10 : Maillage de la prothèse analysée « CMK3 »

III-4-Résultat et analyses :

Nous avons analysé le niveau et la distribution de la contrainte équivalente de Von Mises dans les trois constituants (implant-ciment-os) de la prothèse totale de hanche en fonction des activités du patient. Comme nous l'avons précisé précédemment, l'effet de cinq activités marche normale ; montée d'escalier, descente d'escalier, la levée d'une chaise, l'assoie sur une chaise sur l'amplitude de ces contraintes.

III-4.1 Analyse des contraintes dans le ciment :

Les Résultats obtenus à partir de ces analyses sont représentés sur la figure III-11. Cette dernière montre l'intensité et la répartition de la contrainte équivalente induite dans le ciment orthopédique lors du processus de la marche normale du patient en fonction du temps. On notera cependant, que ces contraintes résultent d'un cycle de marche. L'analyse de ces résultats illustre clairement que, sous l'effet de cycle, ce liant orthopédique, les contraintes sont distribuées de façon non homogène. Il existe donc des zones localisées dans la partie supérieure et inférieure du ciment qui sont fortement mécaniquement sollicitées.

Au cours du processus de montée des escaliers le ciment est soumis à des contraintes d'intensité plus importante que celle résultante d'une marche normale. Les contraintes équivalentes de Von Mises les plus significatives sont situées sur les mêmes zones du ciment. Autrement dit, ces deux activités conduisent pratiquement à la même répartition de ces contraintes avec un niveau différent comme montre la figure III-12.

Sur la figure III-13 est illustrée la distribution de la contrainte de Von Mises engendrée dans le ciment orthopédique pendant le processus de descente des escaliers d'un patient. Ces contraintes d'un niveau et de répartition comparables à ceux résultant d'une activité contraire présentent un risque d'endommagement de ce liant. En effet, l'intensité de ces contraintes localisée dans sa zone supérieure dépasse le seuil de rupture en traction de ce matériau.

Les deux dernières activités analysées, la levée et l'assoie d'une chaise, comparativement aux autres mouvements du patients étudiés dans ce travail, sollicitent faiblement le ciment assurant la jonction implant-os comme le montrent les figures III-14 et III-15.

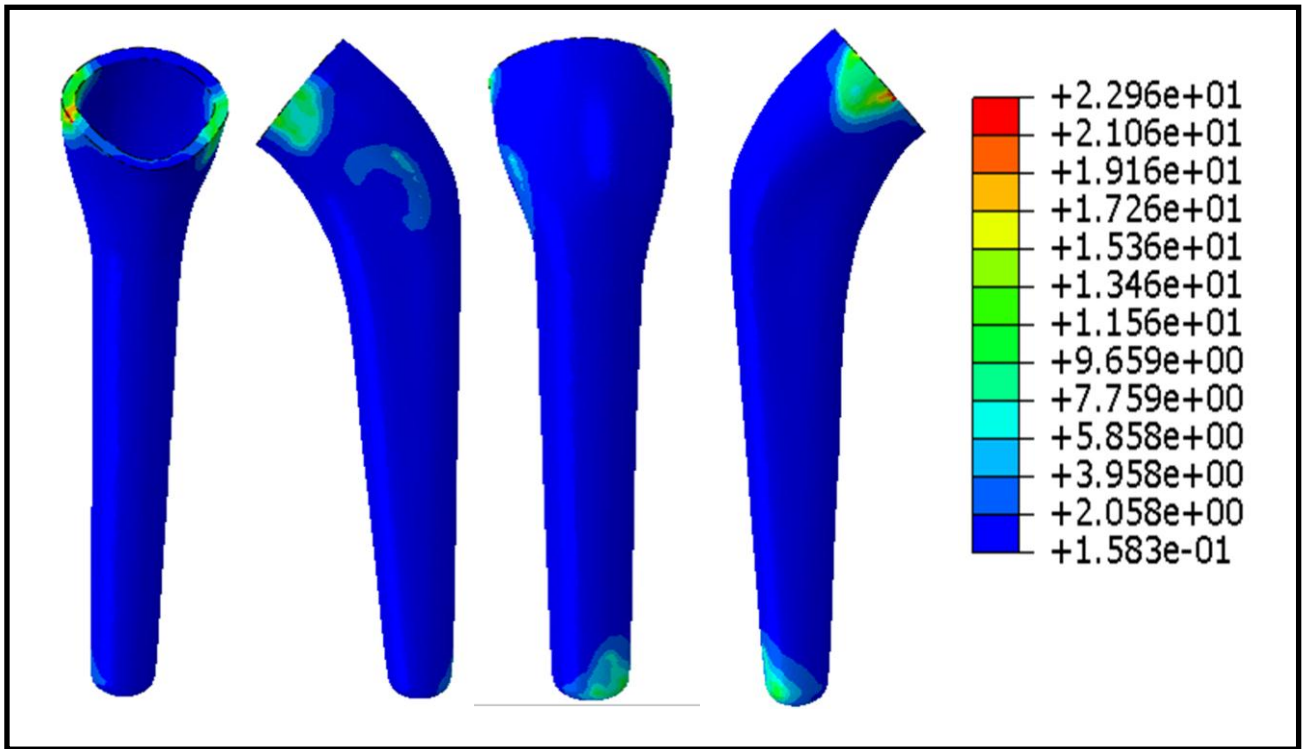


Figure III-11 : Contrainte de Von-mises induite dans le ciment au cours d'un cycle de marche normale au point max ($t=0.19s$)

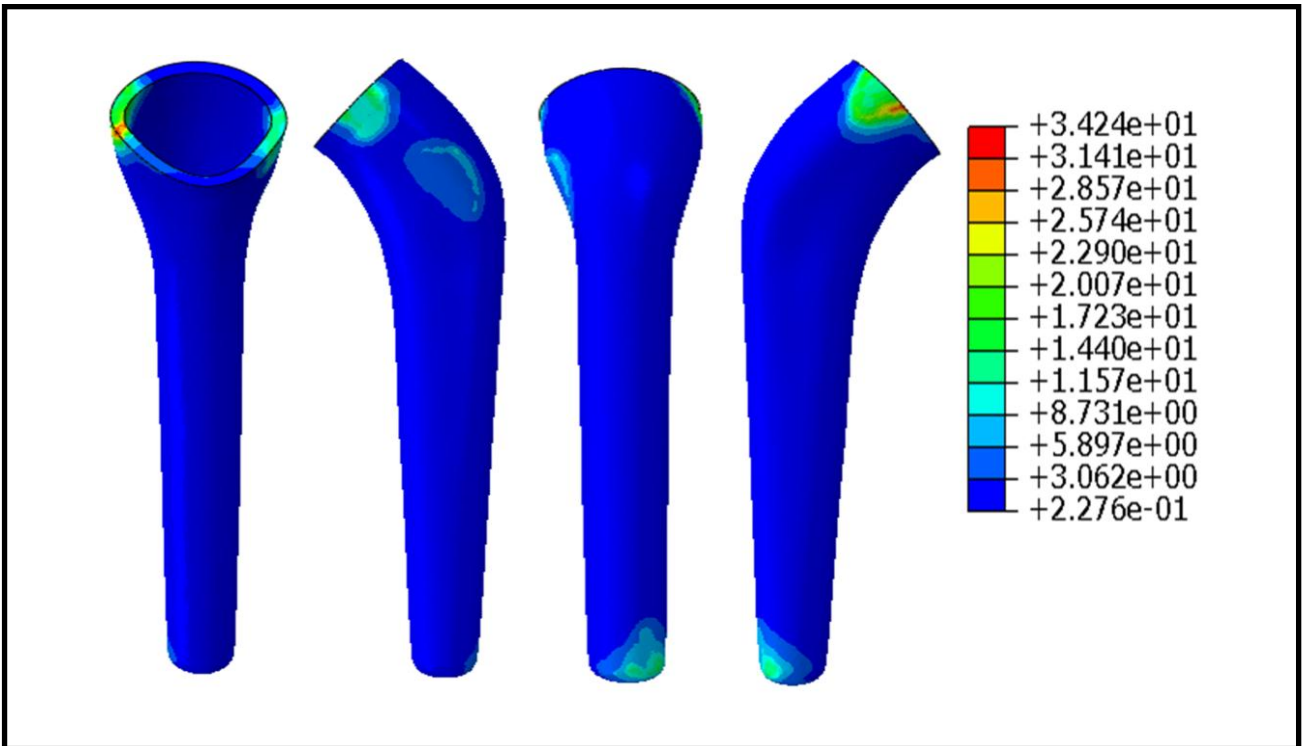


Figure III-12 : contrainte de Von-mises induite dans le ciment au cours de la montée d'escalier au point max $T=0.3s$

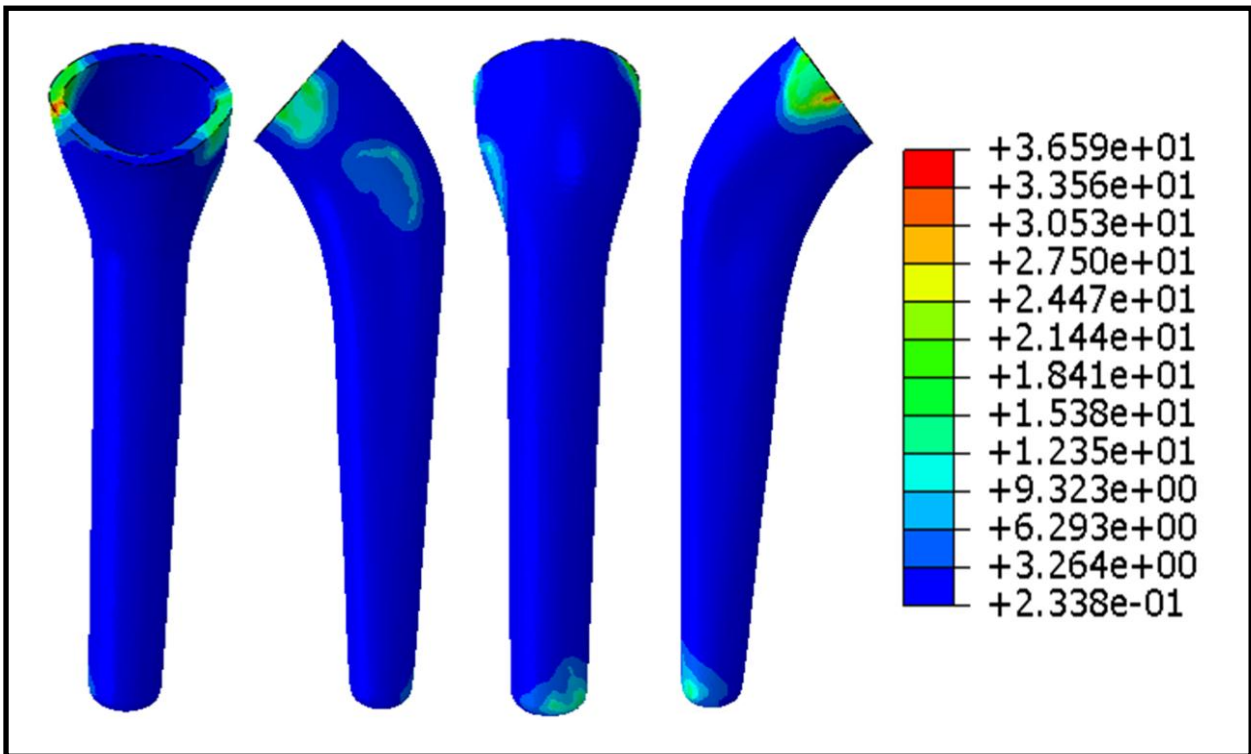


Figure III-13 : Contrainte de Von-mises induite dans le ciment au cours de la descente d'escalier au point max $T=0.8s$

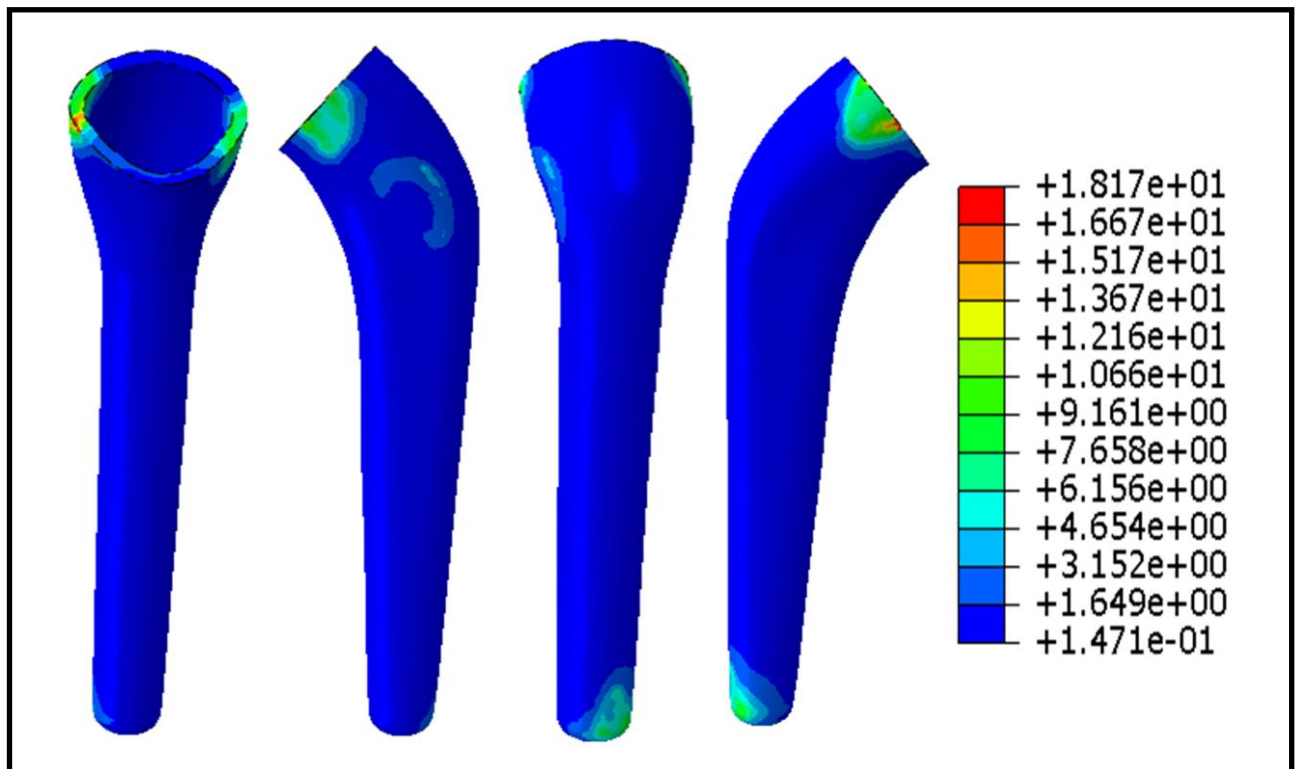


Figure III-14 : Contrainte de Von-mises induites dans le ciment au cours de la levée de la chaise au point max $T=1.1s$

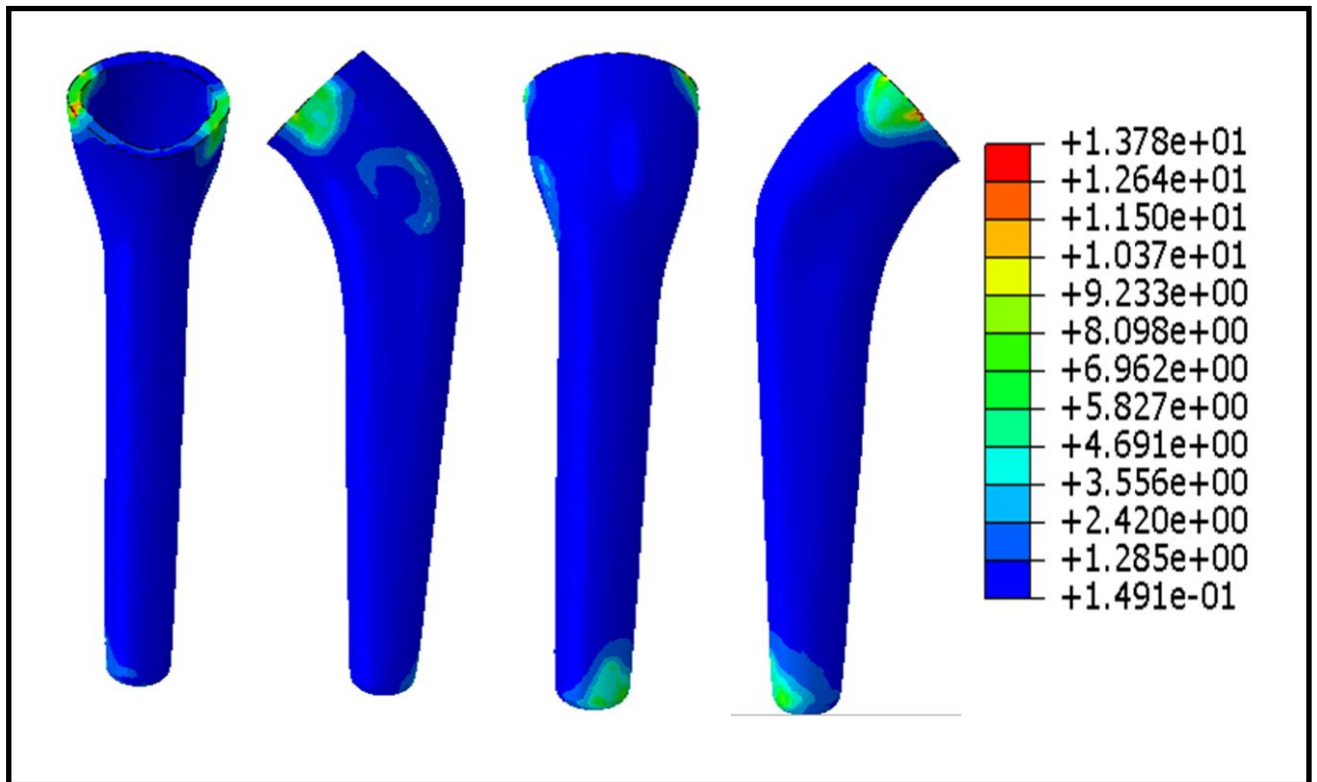


Figure III-15 : Contrainte de Von-mises induite dans le ciment au cours de l'assoie sur une chaise au point max T=1.7s

Nos résultats montrent que parmi les activités étudiées, la montée et la descente des escaliers induisent dans le ciment des contraintes équivalentes de Von Mises les plus fortes. Rappelons que ce comportement est dû aux efforts de ces deux activités donnés par Bergman.

Ces efforts diffèrent en intensité maximale, en distribution et en durée. Le niveau élevé de la contrainte équivalente induite, au cours de la montée et la descente des escaliers du patient, dans la partie supérieure du ciment semble être dû à la géométrie de l'os en contact intime avec le ciment orthopédique et à l'absence de l'os spongieux dans cette partie de la prothèse. Dans cette partie du ciment les contraintes enregistrées sont largement supérieures à sa contrainte limite de rupture en tension. Théoriquement ces contraintes peuvent conduire au descellement de la prothèse totale de hanche par rupture de ce liant. Dans les autres zones et quelle que soit l'activité du patient, l'intensité de la contrainte de Von Mises, induite lors du mouvement du sujet, ne présente aucun risque d'endommagement.

Nous avons analysé le niveau de la contrainte équivalente induites au cours des cinq activités (marche normale, montée d'escalier, descente d'escalier, assoie sur chaise, levée de la chaise) exercées par le patient dans trois parties du ciment (proximale, médiale et distale). Les résultats ainsi obtenus sont regroupés sur le tableau III-4.

partie de ciment activité	Proximale	médiale	distale
Descente d'escalier	36 MPa	3 MPa	12 MPa
Montée d'escalier	34 MPa	3 MPa	14 MPa
Marche normale	23MPa	2 MPa	9 MPa
Levée de la chaise	18 MPa	1.6 MPa	9 MPa
Assoie sur chaise	13 MPa	1.2 MPa	6 MPa

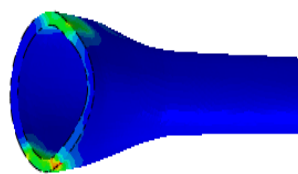
Tableau III-4 Niveau de la contrainte équivalent de Von Mises induite dans les trois parties du ciment au cours des activités du patient

Ce tableau montre que pour les trois premiers mouvements étudiés, la contraintes la plus intense est localisée sur la partie proximale ceci est dû non seulement à la nature du charge appliquée sur la prothèse totale de hanche et par conséquent sur le ciment, mais également au contact direct entre ciment et l'os corticale (absence d'os spongieux dans cette zone de la structure). Ces mouvements engendrent dans la zone médiale des contraintes de faible niveau. Les deux dernières activités induisent des contraintes d'intensités comparables dans les parties proximale et distale.

La zone médiale est soumise à des contraintes de faible intensité. Un tel comportement peut s'expliquer par le faite que la présence de l'os spongieux joue le rôle d'amortissement des efforts vers l'os cortical. En effet, son absence dans la partie proximale engendre dans le ciment des contraintes de haut niveau.

Sur la figure III-16 est représentée une analyse comparative du niveau et de la distribution de la contrainte équivalente de Von Mises induites au cours des cinq mouvements exercés par le patient :

Monter
escalier



+1.378e+01
+1.264e+01
+1.150e+01
+1.037e+01
+9.233e+00
+8.098e+00
+6.962e+00
+5.827e+00
+4.691e+00
+3.556e+00
+2.420e+00
+1.285e+00
+1.491e-01



Lever du
Chaise

+1.817e+01
+1.667e+01
+1.517e+01
+1.367e+01
+1.216e+01
+1.066e+01
+9.161e+00
+7.658e+00
+6.156e+00
+4.654e+00
+3.152e+00
+1.649e+00
+1.471e-01



Assoie sur
Chaise

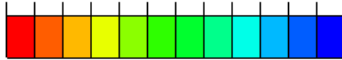
+3.659e+01
+3.356e+01
+3.053e+01
+2.750e+01
+2.447e+01
+2.144e+01
+1.841e+01
+1.538e+01
+1.235e+01
+9.323e+00
+6.293e+00
+3.264e+00
+2.338e-01



+3.424e+01
+3.141e+01
+2.857e+01
+2.574e+01
+2.290e+01
+2.007e+01
+1.723e+01
+1.440e+01
+1.157e+01
+8.731e+00
+5.897e+00
+3.062e+00
+2.276e-01



+2.296e+01
+2.106e+01
+1.916e+01
+1.726e+01
+1.536e+01
+1.346e+01
+1.156e+01
+9.659e+00
+7.759e+00
+5.858e+00
+3.958e+00
+2.058e+00
+1.583e-01



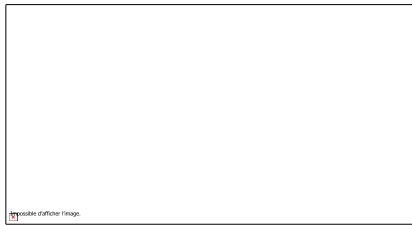
Marche
normale

D
d

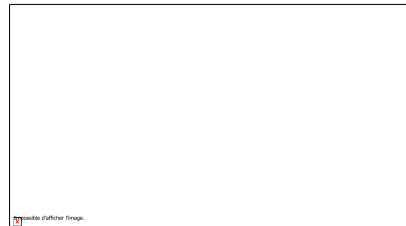
Cette figure montre que, contrairement à l'intensité de la contrainte dans le ciment, sa répartition semble être indépendante de la nature du mouvement exercé par le patient. Dans notre cas, l'activité la plus dangereuse pour la stabilité de la prothèse totale de hanche est l'attaque des escaliers. Cette figure montre clairement la différence du niveau de contraintes engendrées dans le ciment pendant les cinq (5) activités du sujet. Ces contraintes sont intensivement concentrées dans la partie intérieure de la zone proximale dans ce liant. C'est dans cette partie de la structure où sont appliqués directement les efforts à l'implant.

L'activité la plus répandue est la marche normale, elle induit dans la partie proximale du ciment orthopédique des contraintes comparables au seuil de rupture en traction de ce matériau. Ce qui peut conduire au descellement de la prothèse, Les deux autres activités ; la levée et l'assoie sur une chaise ne présente aucun risque pour le ciment et donc pour la stabilité de la structure. De par ses faibles propriétés mécaniques, le ciment représente le maillon le plus faible dans la chaîne de la structure. Sa fonction essentielle est la réduction des efforts vers l'os corticale et sa protection contre les chocs mécanique et l'assurance de la jonction implant-os. Le ciment interposé entre l'implant et l'os et assurant la jonction entre ces deux constituants, est sollicité par des efforts de compression et de traction de deux côtés (implant et os corticale) comme le montrent les figures III-16-A et 16-B.

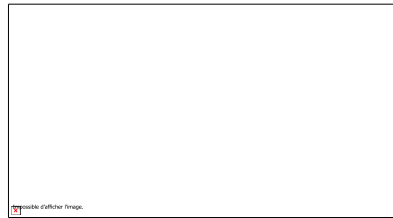
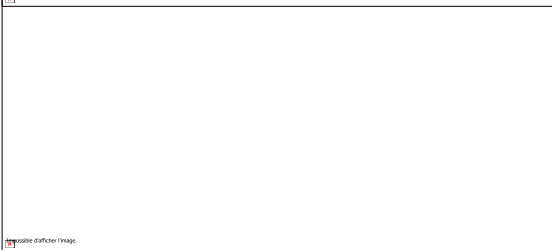
➤ Les contraintes normales de la montée d'escalier et la marche normale au niveau de ciment PMMA



Contrainte
Normale σ_{11}



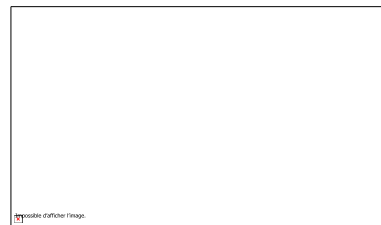
Contrainte
Normale σ_{22}



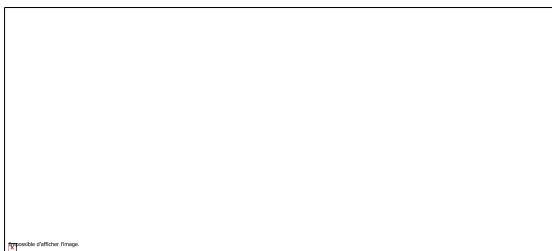
Contrainte
Normale σ_{33}



Contrainte
Normale τ_{12}



Contrainte
Normale τ_{13}



Contrainte
Normale τ_{23}

Figure III-16-A : Contraintes normales induites dans le ciment PMMA lors de la marche normale au point max $t=0.19$ s



Figure III-16-B : Contraintes normales induites dans le ciment PMMA lors de la montée des escaliers au point max T=0.3s

Ces figures illustrent clairement que les mouvements exercés par le porteur de la prothèse induisent dans le ciment orthopédique des contraintes normales et tangentielles. Les contraintes σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} , intensivement concentrées sur la partie supérieure, mettent le ciment en tension et en compression. De par l'intensité des composantes de l'effort agissant sur la tête fémorale lors du mouvement du patient, les contraintes les plus importantes résultent de la troisième composante. Les contraintes tangentielles les plus significatives, engendrées dans le ciment lors des activités effectuées par le patient, sont relatives au plan (yz) de la structure. Les autres contraintes de cisaillement sont d'un niveau faible. La distribution de ces contraintes diffère totalement l'une de l'autre et dépend de l'amplitude de trois sollicitations composant l'effort appliqué. De la montée des escaliers résultent des contraintes normales et tangentielles plus intenses que celles induites dans le ciment au cours de la marche normale du patient. Ces deux figures montrent que les contraintes normales ne sont pas réparties de la même façon et ce quelle que soit l'activité effectuée par le sujet.

Les contraintes normales et tangentielles les plus intenses sont localisées dans la partie proximale du ciment. Les deux autres zones sont plus faiblement sollicitées. C'est donc dans la partie supérieure de ce matériau où le risque de descellement de la prothèse totale de hanche est le plus grand. Rappelons que les contraintes élevées obtenues dans cette partie du ciment peuvent être dues à l'absence de l'os spongieux dans cette zone de la structure et à la configuration géométrique de l'os.

III-4-2- Analyse des contraintes dans l'implant CMK3 :

Dans cette partie du travail nous analysons numériquement par la méthode des éléments finis, le niveau et la distribution de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans l'implant au cours des cinq activités, citées précédemment, exercées par le patient.

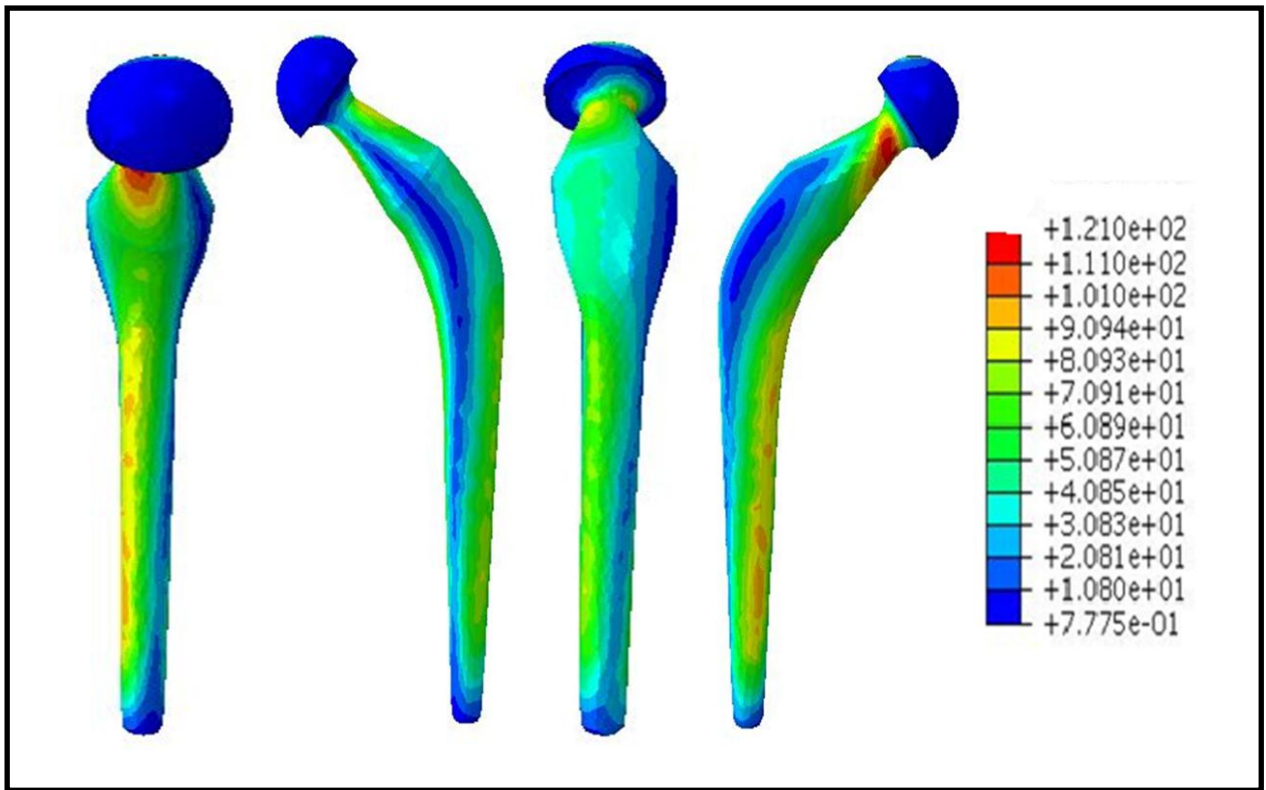


Figure III-17 : Contrainte de Von-mises induite dans l'implant lors de la marche normale au point max $T=0.19s$

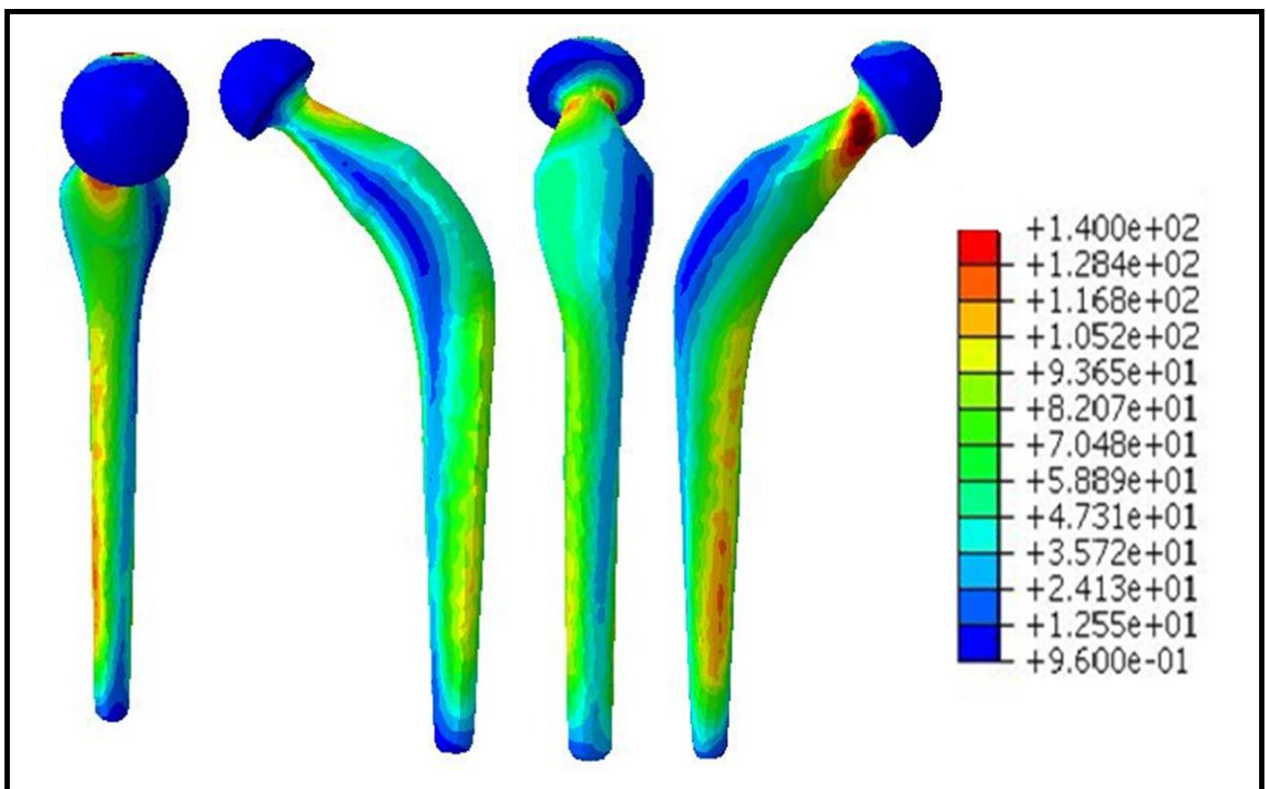


Figure III-18 : Contrainte de Von-mises induite dans l'implant au cours de la montée d'escalier au point max $T=0.3s$

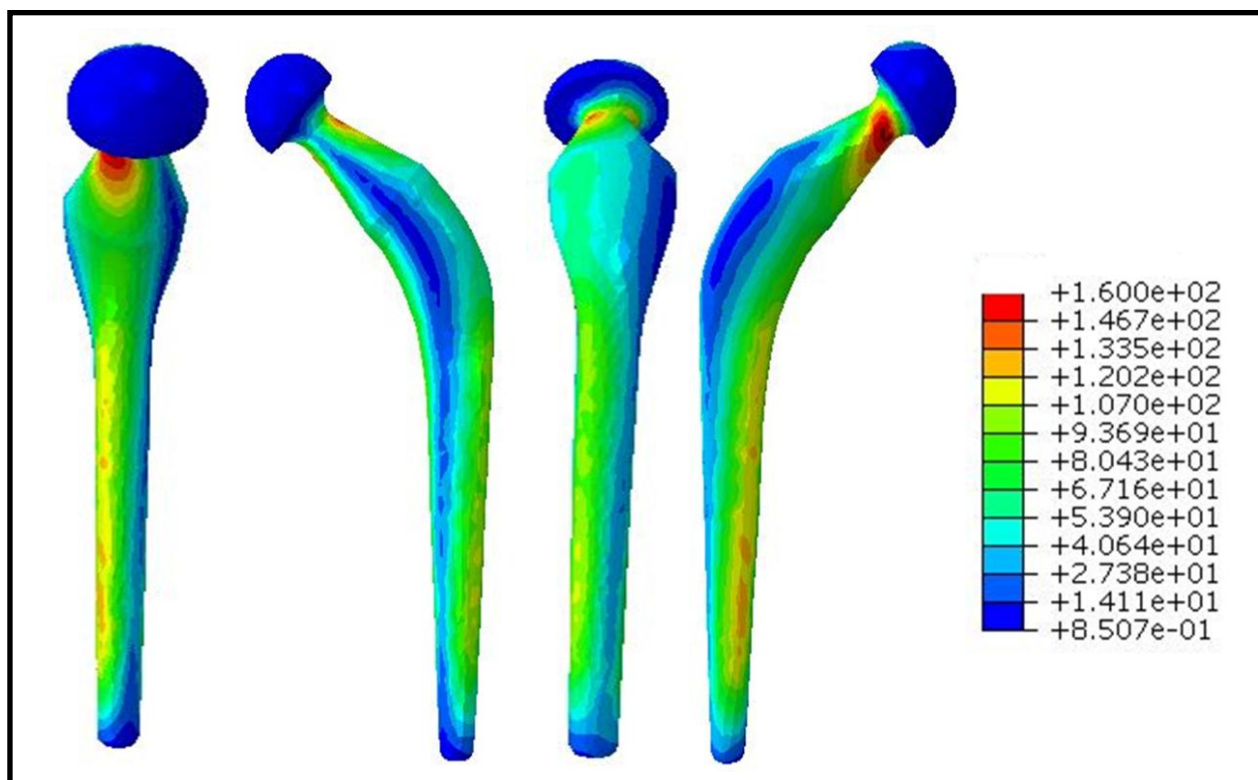


Figure III-19 : contrainte de Von-mises de PTH à la descende d'escalier au point max
T=0.8s

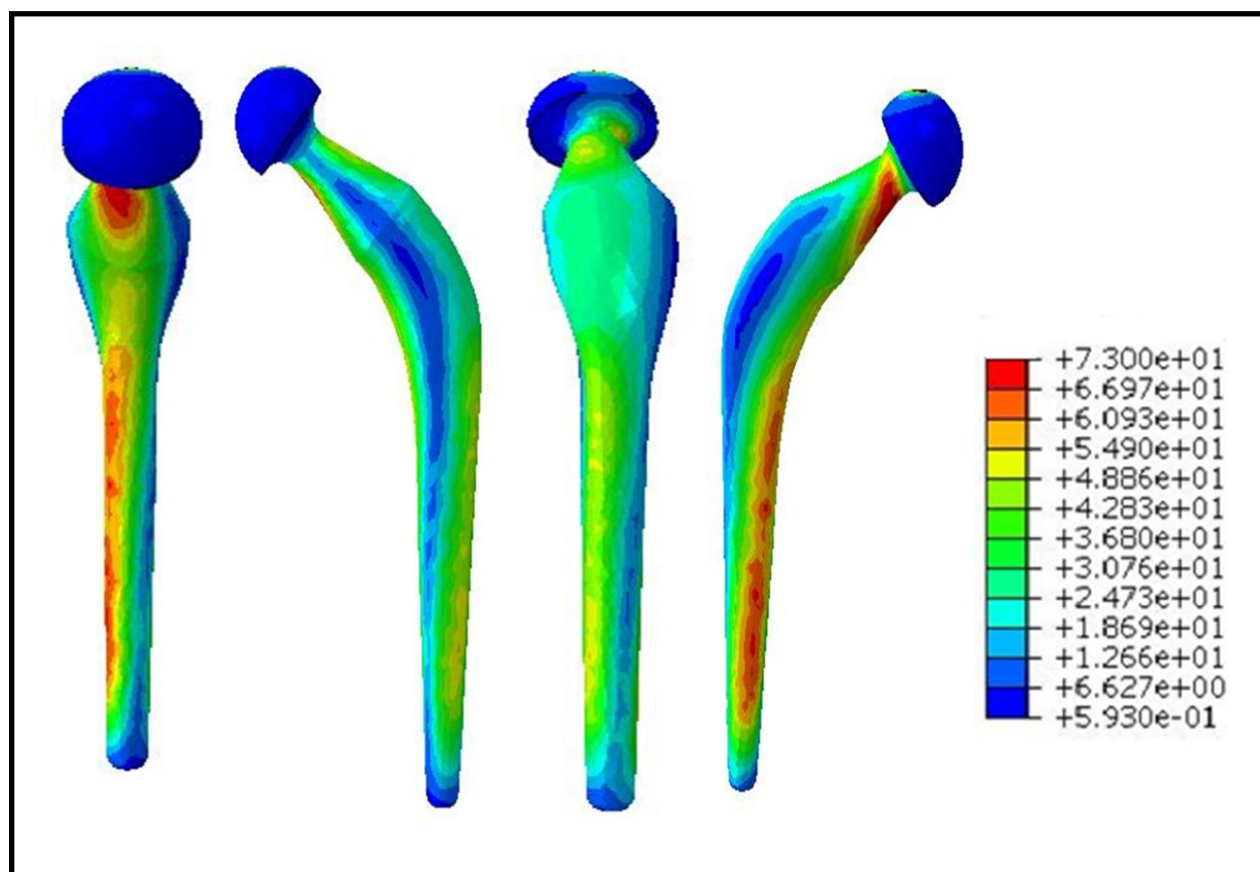


Figure III-20 : Contrainte de Von-mises induite dans l'implant lors de la levée de la chaise
au point max T=1.1s

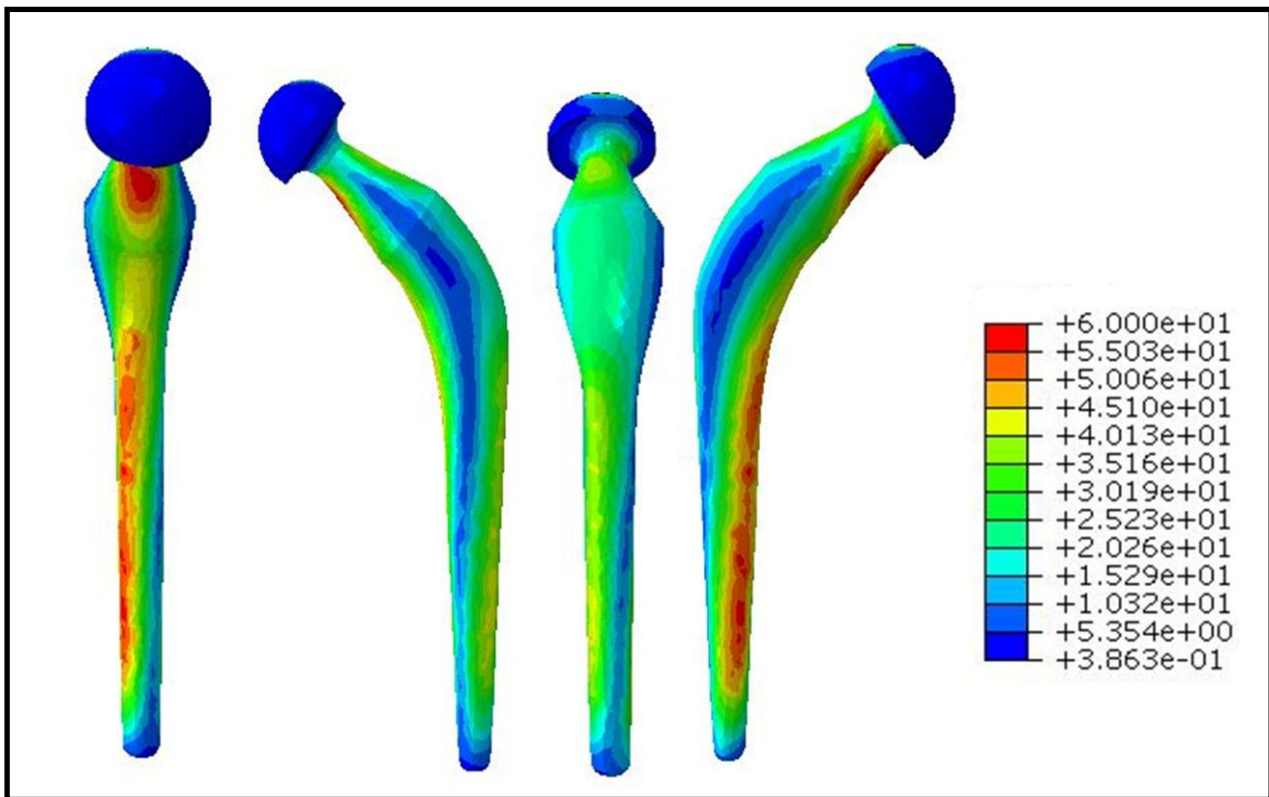


Figure III-21. Les contraintes de Von-mises de PTH pour l'assoie sur une chaise au point max
T=1.7s

- Sur la figure III-17 est illustrée l'amplitude de cette contrainte engendrée dans cet élément de la structure pendant un cycle de marche normale du porteur de la prothèse. Nous remarquons que cette contrainte est concentrée sur la partie supérieure de l'implant, partie opposée à celle où sont appliqués les efforts à la structure. Dans les autres zones, les contraintes sont d'un niveau relativement faible. Les deux mouvements du patient sur une chaise (levée et l'assoie) engendrent, dans ce constituant de prothèse, des contraintes de répartition comparable, mais d'intensité relativement faible par rapport à celle résultant de la marche normale comme montrent les figures III-20 et III-21. La mobilité du patient sur les escaliers (montée et descente) sollicite plus fortement l'implant que les trois autres activités. Ce comportement est clairement illustré sur les figures III-18 et III-19. Nous notons cependant que, quel que soit le mouvement exercé par le patient, les contraintes équivalentes sont intensivement concentrées sur la partie supérieure de l'implant. Rappelons que cet élément est le maillon le plus résistant de la structure et par conséquent le niveau de ces contraintes ne constitue aucun risque de son endommagement.

Les résultats ainsi obtenus montrent nettement que le niveau de la contrainte équivalente de Von Mises, induites dans l'implant, dépend de la nature du mouvement exercé par le porteur de la prothèse totale de hanche. Tandis que sa répartition semble être indépendante des

activités du patient. C'est dans la partie supérieure et dans la zone de faible section, siège de concentration de contraintes, ou la contrainte équivalente est plus élevée.

- Le tableau III-5 regroupe l'intensité de la contrainte équivalente de Von Mises engendrées dans l'implant, dans ses trois parties (proximale, médiale, distale), par chaque mouvement exercé par le patient. Pour tous mouvements étudiés, ces contraintes se concentrent dans la zone proximale dans le col. Ce comportement est dû au site (tête de l'implant) des efforts appliqués (jusqu'à quatre fois le poids du patient dans certaines activités) La forme et la taille du col de l'implant favorisent les concentrations de contraintes dans cette région de cet élément de la structure. Le niveau de ces contraintes décroît le long de l'implant, de la partie proximale à celle distale. C'est dans cette zone ou les contraintes, induites lors de l'exercice de ces cinq activités par le porteur de la prothèse,

partie de PTH activité	Proximale MPa	Médiale MPa	Distale MPa
Descente d'escalier	160	107	25
Montée d'escalier	140	105	34
Marche normale	120	100	7
Assoie sur chaise	73	66	6
Lever de la chaise	60	55	5

Tableau III-5 : Contraintes équivalentes de Von Mises induites dans les trois parties de l'implant

Comparativement au ciment, et de par ses propriétés mécaniques de résistance élevées l'implant ne risque aucun endommagement lors de ces mouvements.

III-5-3 Contrainte de Von Mises dans l'os cortical :

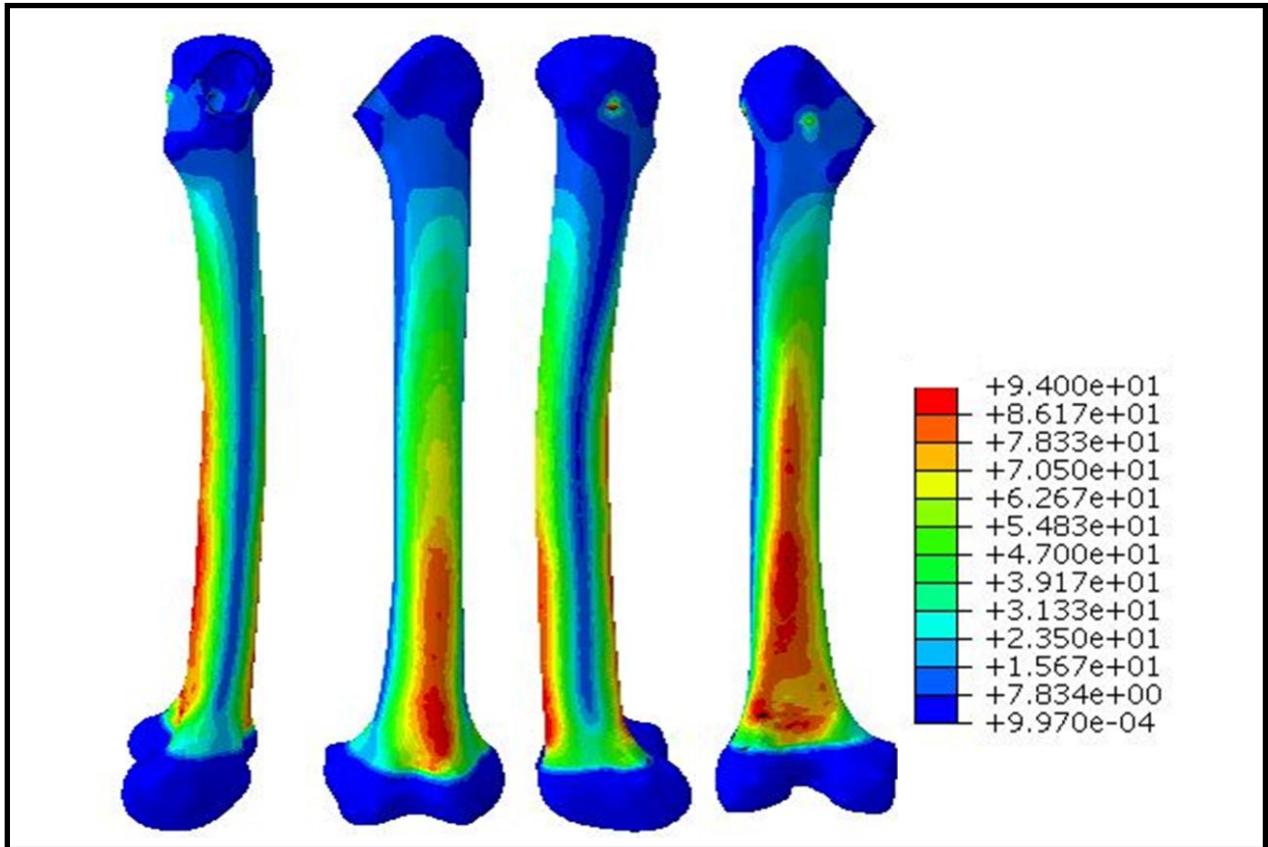


Figure III-22 : Contrainte de Von-mises de L'OS à la marche normale au point max T=0.19 s

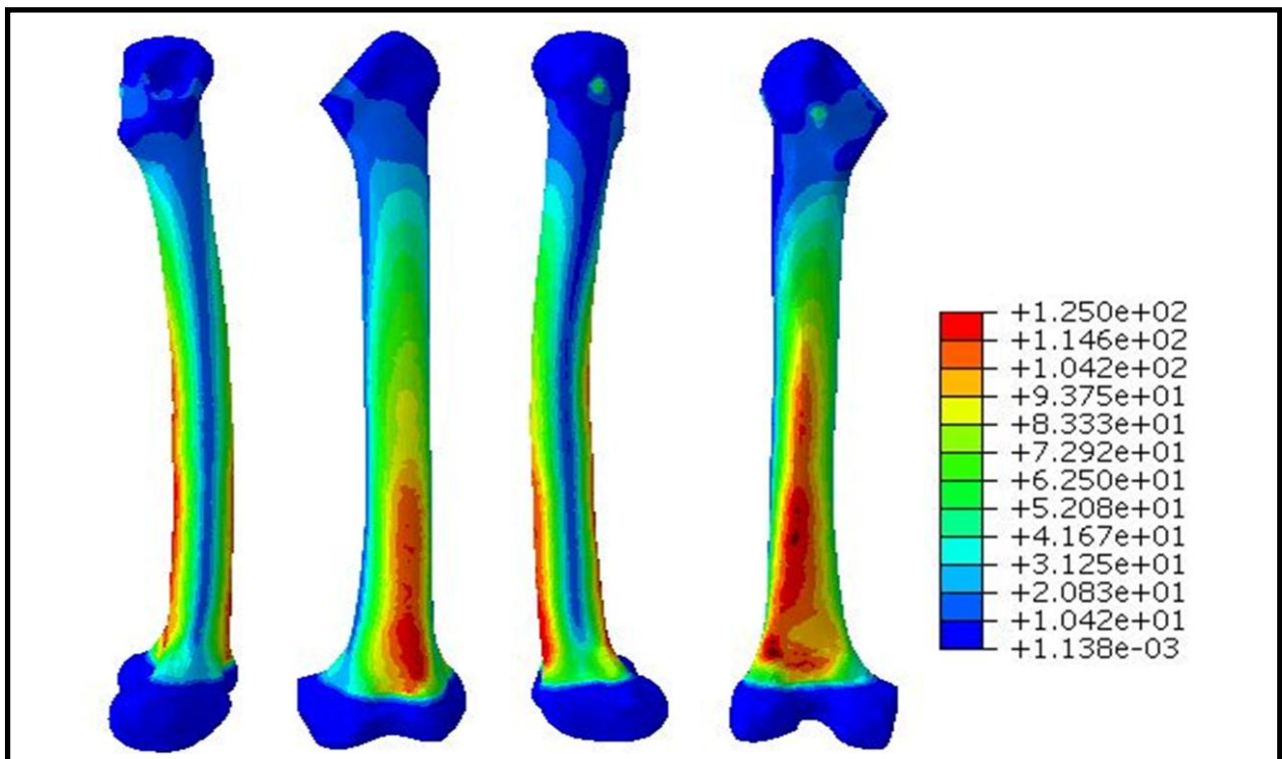


Figure III-23 : Les contraintes de Von-mises de L'OS à la monter d'escalier au point max T=0.2s

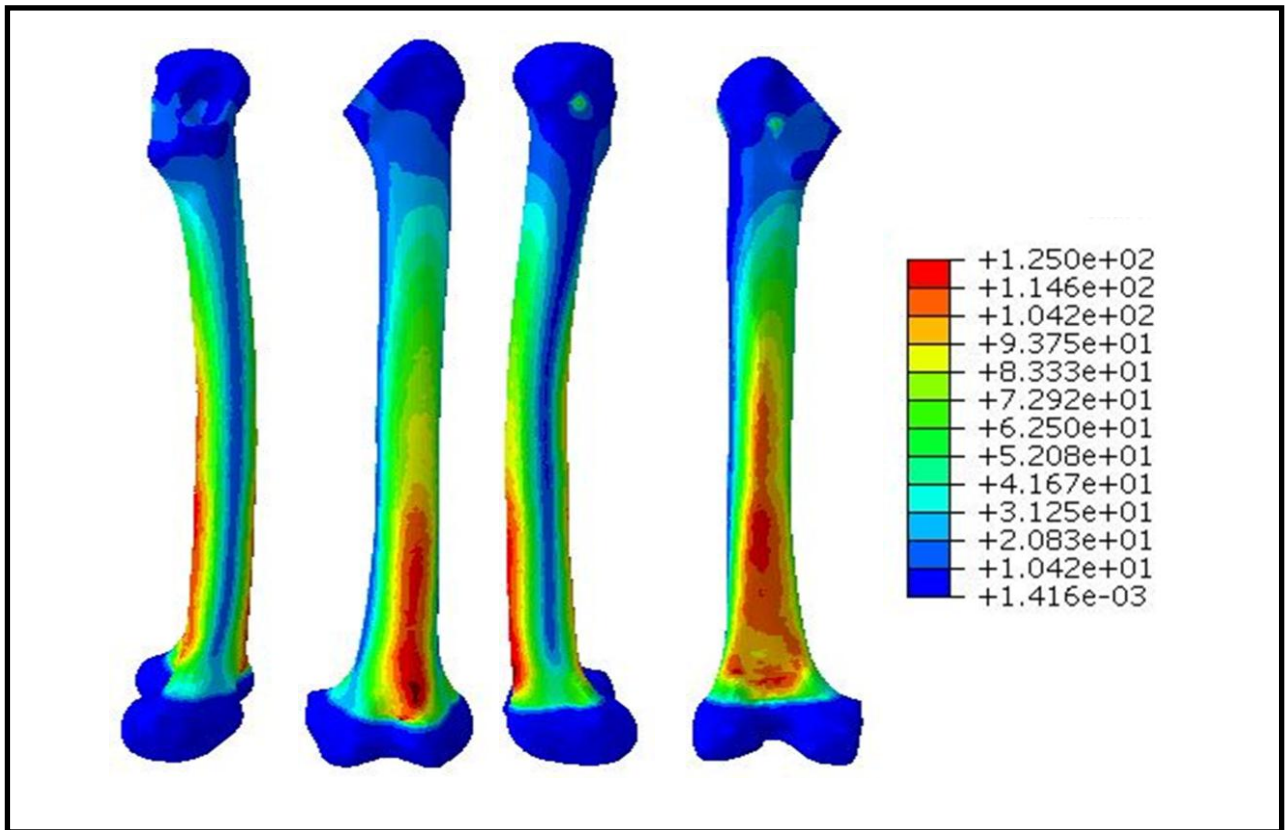


Figure III-24 : les contraintes de Von-mises de L'OS à la descende d'escalier au point max
T=0.8s

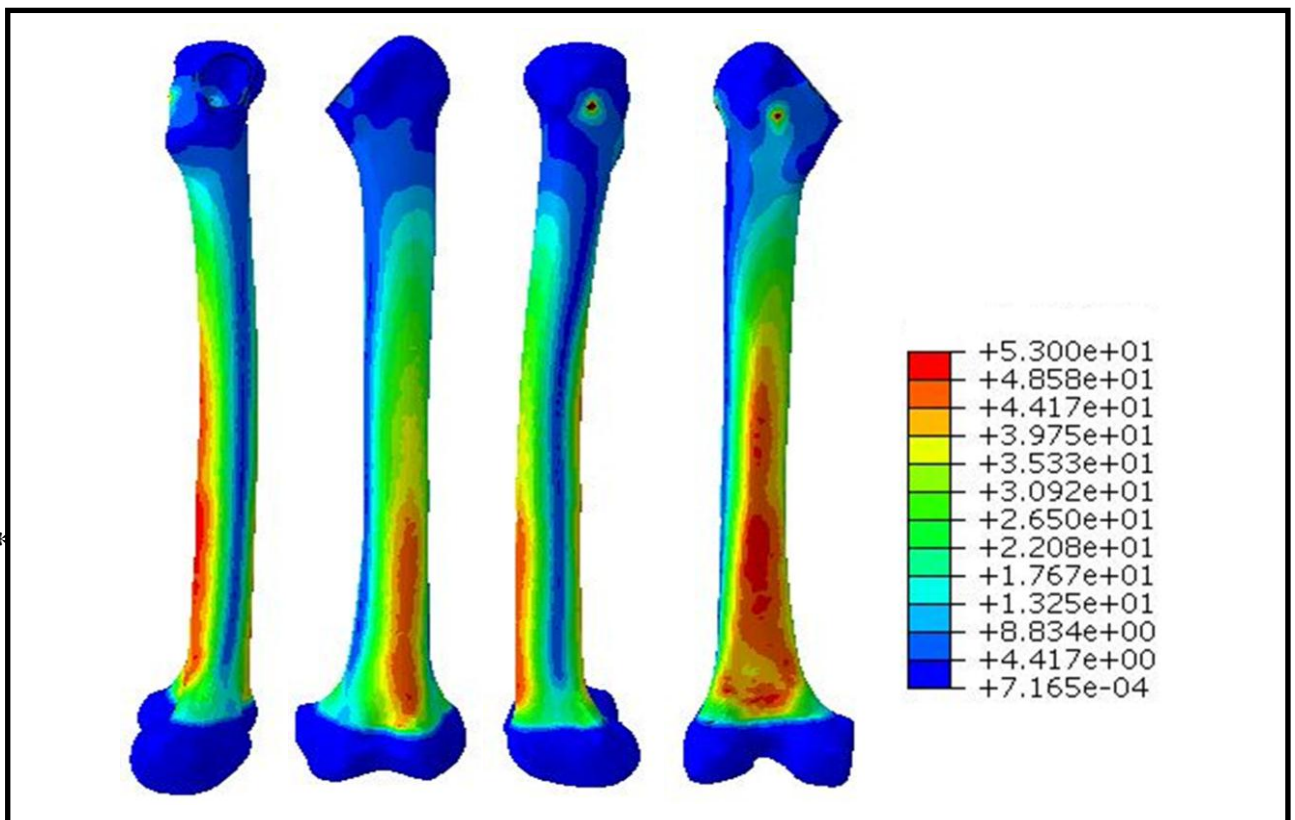


Figure III-25 : contrainte de Von-mises de L'OS pour S'assoie sur une chaise au point max T=1.7s

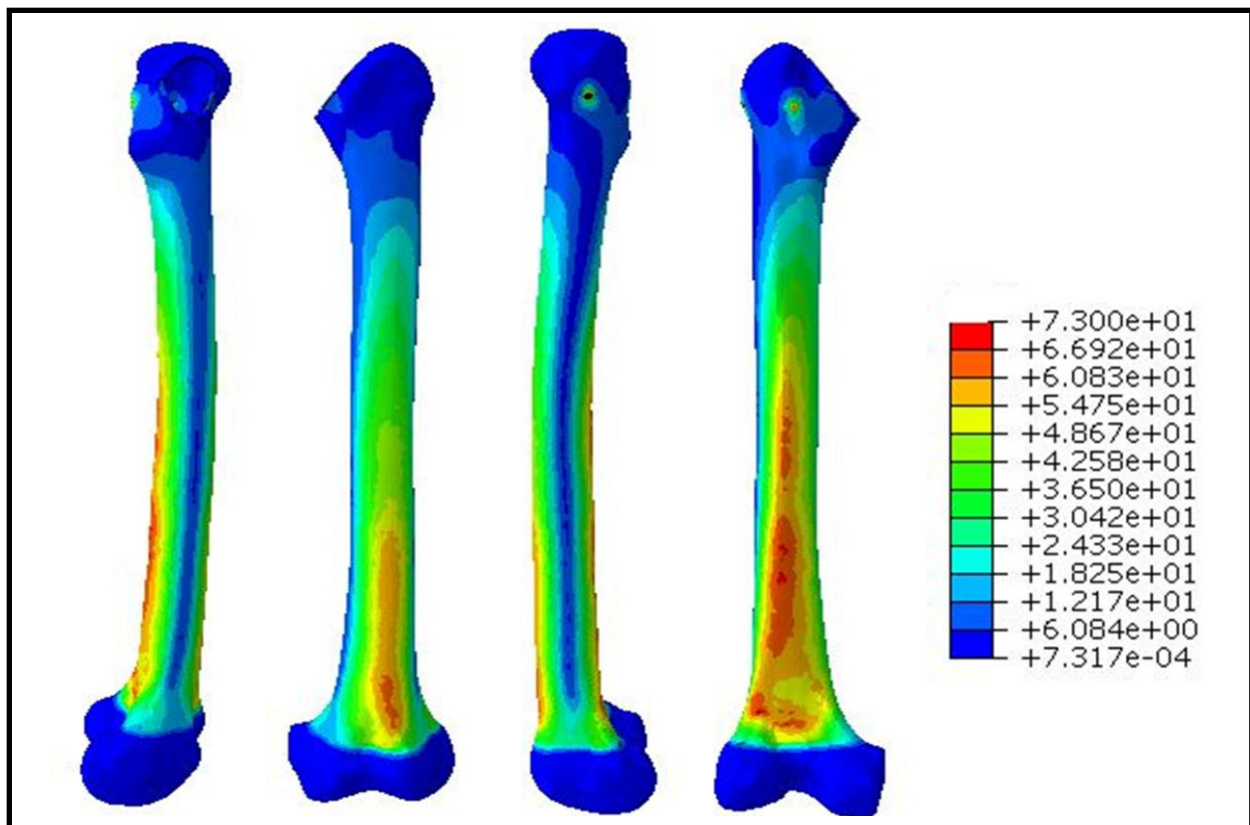


Figure III-26 : contrainte de Von-mises de L'OS à la lever de la chaise au point max T=1.1s

- L'os cortical endommagé conjointement lié à l'implant par l'intermédiaire du ciment orthopédique reçoit, à travers ce liant, des efforts de cet élément de la prothèse. L'objectif de cette étude est d'analyser le niveau de ces efforts, sous forme de contraintes, engendrés par cinq mouvements (marche normale, montée d'escalier, descente d'escalier, la levée d'une chaise, l'assoie sur une chaise) exercés par le porteur de la prothèse totale de hanche. Les résultats obtenus sont illustrés sur la figure III-22. Cette dernière montre l'amplitude et la répartition de la contrainte équivalente de Von mises induite dans l'os pendant un cycle de marche normale du patient. Nous remarquons que cette contrainte est distribuée de manière hétérogène le long de ce tissu vivant. En effet, son intensité croît de la partie supérieure de cet élément de la structure vers sa partie inférieure. C'est dans cette zone où les contraintes sont les significatives. La levée de la chaise ou l'assoie sur une chaise du porteur de la prothèse engendrent dans l'os des contraintes environ deux fois moins intenses que celles induites lors de la marche normale, mouvement exercé plus fréquemment par le patient (fig.III-25 et III-26). Les contraintes dans le tissu vivant résultant de ces trois activités présentent pratiquement une

répartition semblable. En montant ou en descendant les marches d'escaliers le patient sollicite plus énergiquement l'os comme le montrent les figures III-23 et III-24.

Ainsi, les efforts, transmis de l'implant à l'os à travers le ciment orthopédique, sont relativement très élevés et peuvent être source de problème pour le patient. En effet, des charges de telles intensités peuvent être fatales pour cet élément de la prothèse totale de hanche.

- Tous comme les deux autres éléments (ciment et implant) de la structure analysés précédemment, l'amplitude de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans l'os est étroitement liée aux activités exercées par le porteur de la prothèse totale de hanche. Le franchissement des marches d'escalier est le mouvement le plus risqué pour la stabilité et la durabilité de la prothèse. Comparativement aux autres constituants sollicités plus fortement dans leurs parties supérieures, l'os est soumis à des efforts plus importants dans sa zone inférieure.

- Les résultats de cette étude sont regroupés sur le tableau III-6 dans les zones proximale, médiale et distale et aux milieux (médiale) de fémur pour chaque mouvement étudié :

partie de PTH activité	proximale	médiale	distale
Marche normale	31Mpas	86 Mpas	94Mpas
Monter d'escalier	41Mpas	114Mpas	125Mpas
Descende d'escalier	41Mpas	114Mpas	125Mpas
Assoie sur chaise	17Mpas	66 Mpas	73 Mpas
Lever de la chaise	13 Mpas	53 Mpas	48 Mpas

Tableau III-6 : Contraintes équivalentes de Von Mises induites dans les trois parties de l'os cortical

Pour les cinq mouvements effectués par le porteur de la prothèse, nos résultats montrent que la répartition des contraintes de Von Mises le long de l'os est non uniforme. En effet, une forte concentration des contraintes est enregistrée sur la zone distale de l'os. Ces contraintes croissent d'intensité de la partie proximale à celle distale. Elles sont moyennes dans la zone médiale et faible dans la région proximale.

III-5-4- Analyse de contraintes dans le Ciment :

Sur la figure III-27 est représentée la distribution de la contrainte équivalente de Von Mises induites, par le patient en montant les marches d'escaliers, dans les parties postérieures et antérieures internes et externes du ciment orthopédique. La répartition des contraintes équivalente de Von Mises dans la région postérieure interne est quasiment semblable à celle résultant de la zone postérieure externe. Un même comportement est observé dans la partie antérieure interne et externe. En effet, dans cette région les contraintes induites dans les zones interne et externe du ciment, lors de la montée des marches des escaliers, sont distribuées pratiquement de la même façon.

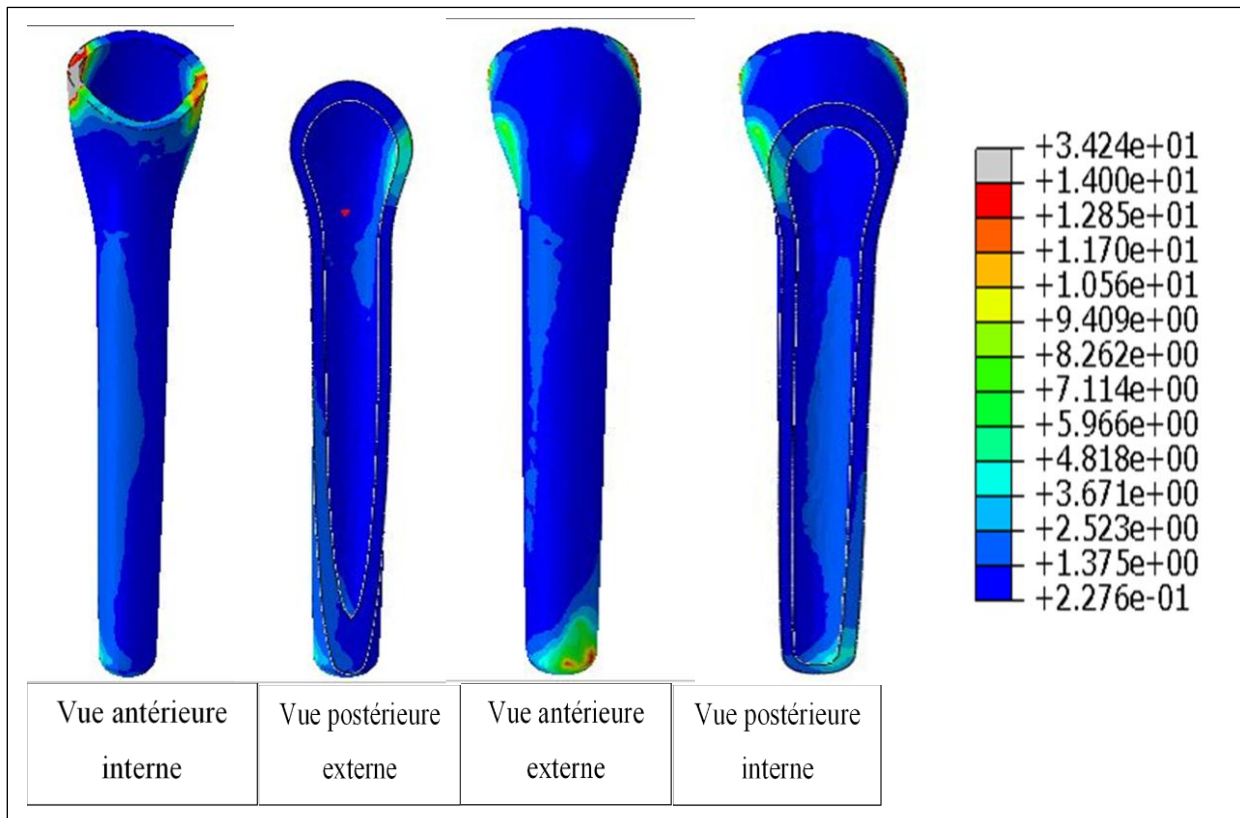
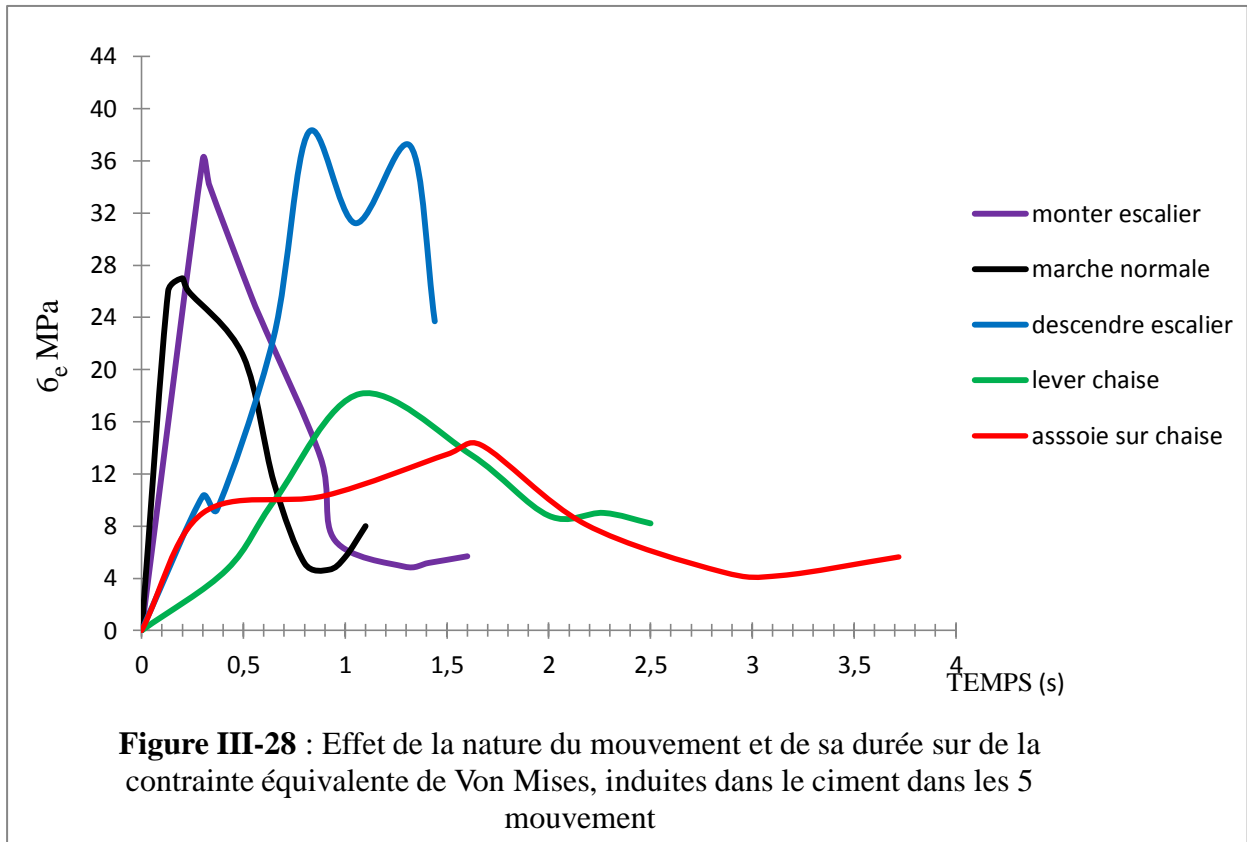


Figure III-27 les différents vus de ciment postérieur et antérieur pour la valeur maximale de contraintes max de Von-mises de la monter d'escalier

Nous avons vu précédemment que les mouvements exercés par le patient induits dans le ciment orthopédique des efforts équivalents composés de sollicitations normales et tangentielles dont l'intensité dépend de la nature de ces exercices. Dans ce suit nous analysons la distribution de la contrainte équivalente, des contraintes normales et tangentielles induites dans le ciment, sous l'effet des activités effectuées par le patient, en fonction du temps et de la distance. Notre étude montre que les cinq activités effectuées par le patient induisent, dans le

ciment orthopédique des contraintes normales de tension, de compression et de cisaillement. L'intensité de ces contraintes dépend de la nature de ces mouvements.

L'effet de la nature du mouvement et de sa durée sur le niveau et la répartition de la contrainte équivalente de Von Mises, induites dans le ciment est représenté sur la figure III-28.

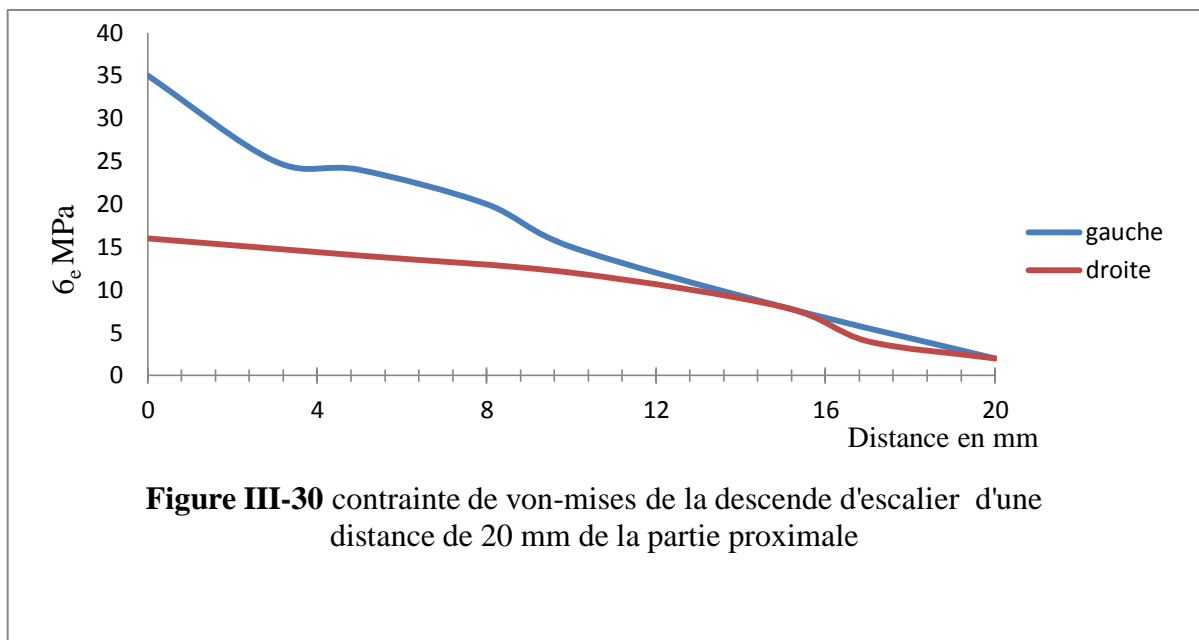
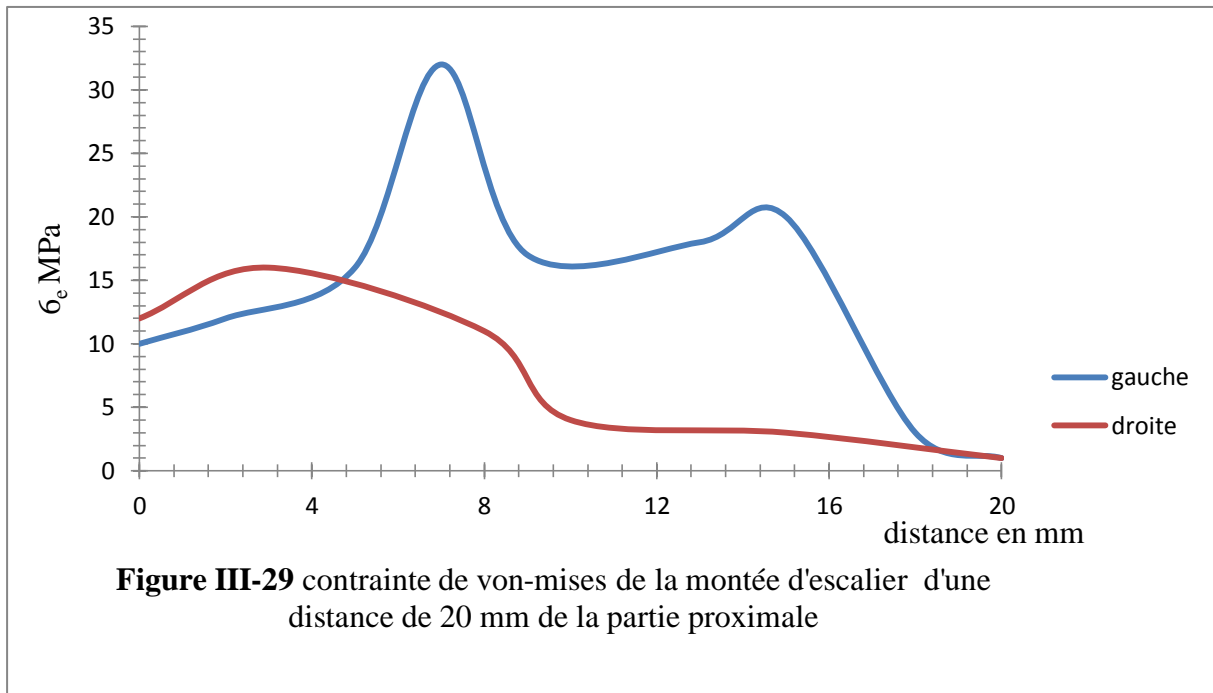


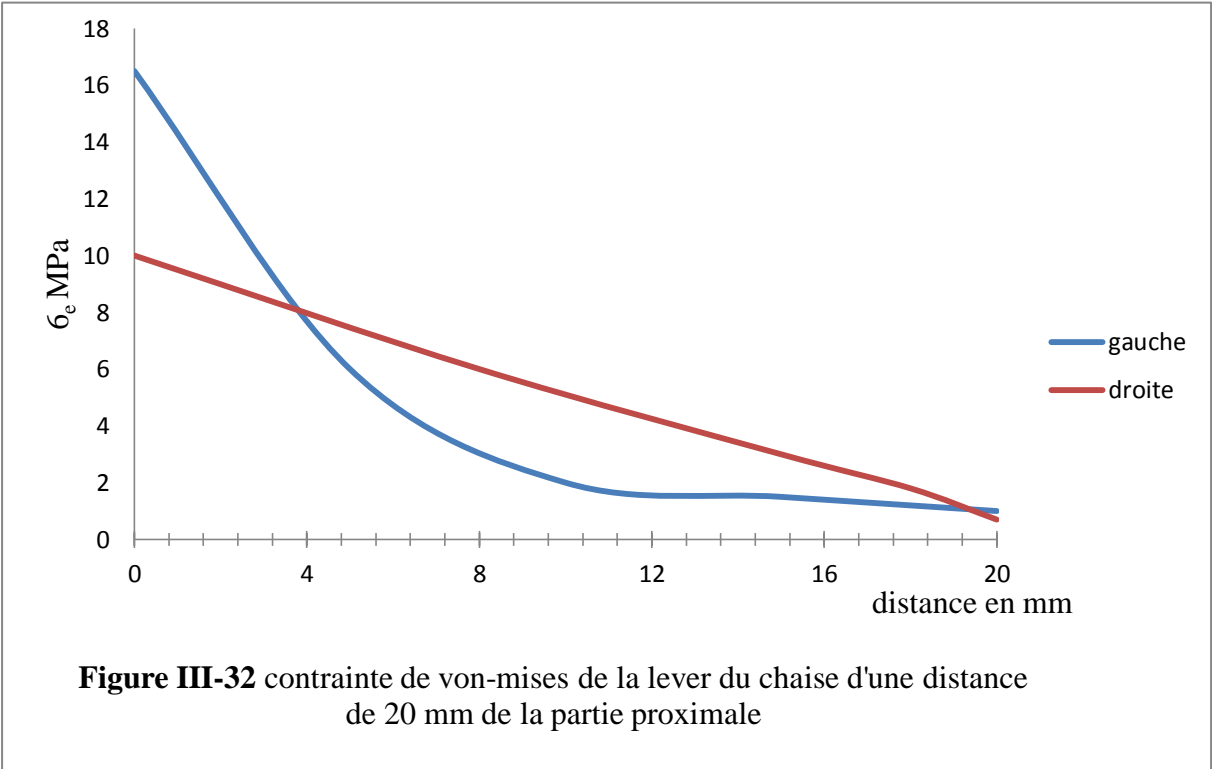
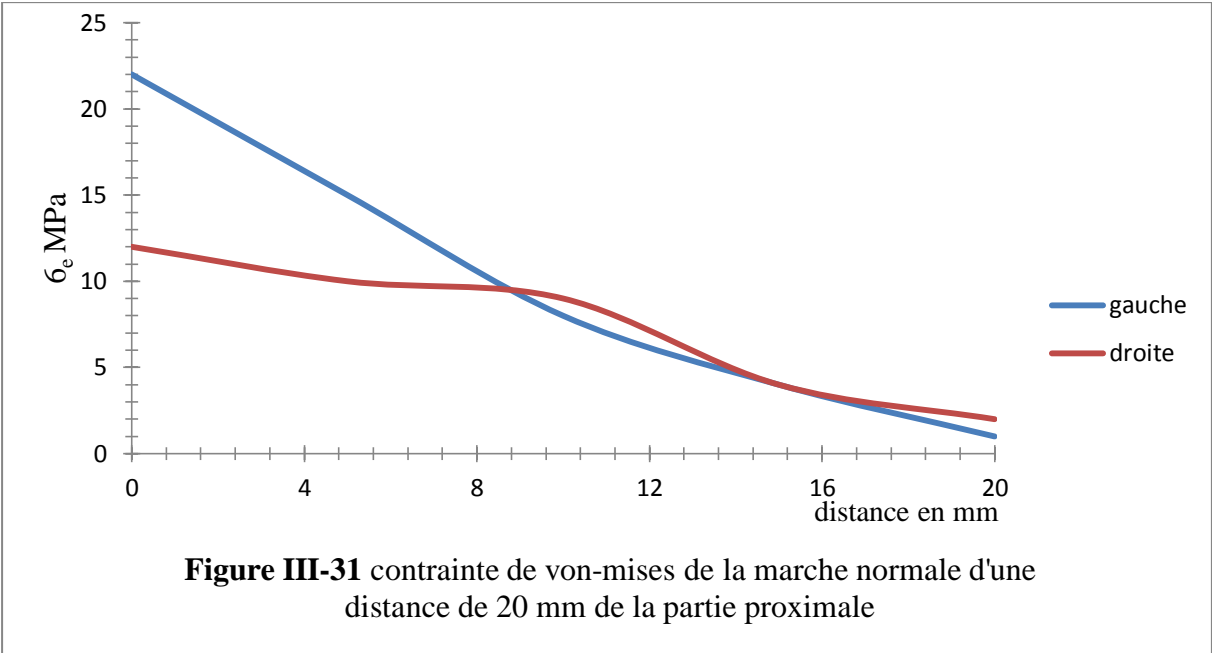
➤ Cette figure montre que, comparativement aux autres activités effectuées par le porteur de la prothèse totale de hanche, c'est en descendant les escaliers que le patient sollicite plus fortement le ciment. De la marche normale, de la montée et descente des escaliers résultent des contraintes plus importantes que le seuil en rupture en tension. C'est donc dans la partie proximale dans la zone sollicitée en tension que la probabilité de descellement est la plus élevée. Les autres activités engendrent des contraintes de basse intensité. Dans la même partie du ciment et dans la zone en compression la stabilité du ciment est garantie. En effet, les contraintes localisées dans cette partie du ciment sont largement inférieures à la contrainte en rupture en compression.

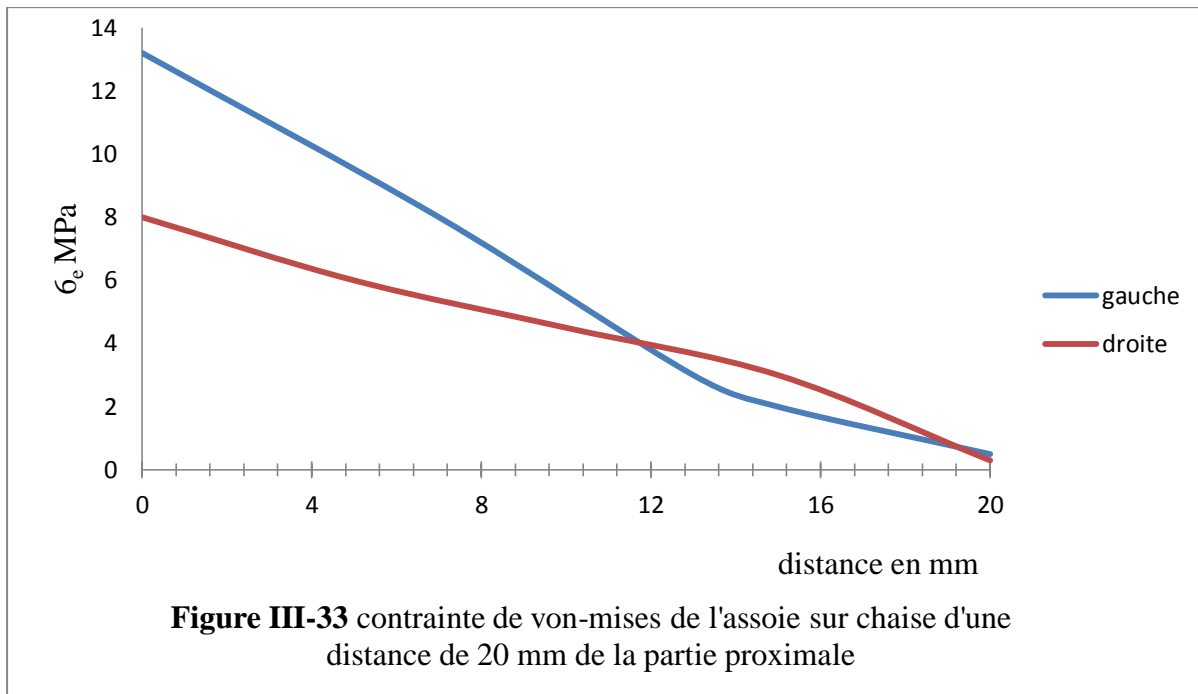
a) Etude de la contrainte dans la Partie Proximale du ciment :

Nous avons montré précédemment que les contraintes équivalentes de Von Mises les plus importantes sont localisées sur les parties supérieures gauche et droite du ciment orthopédique

(zone proximale) et tout particulièrement. Pour compléter cette étude, nous avons analysé la distribution de ces contraintes, dans cette partie du ciment, en fonction de la distance de 20 mm de chaque mouvement exercé par le patient. Les résultats ainsi obtenus sont représentés sur les figures III-29 a III-33.







- Sur la figure III-29 est illustrée la variation de la contrainte de Von Mises, induites dans ces deux parties du ciment au cours de la montée des marches des escaliers, En fonction de la distance. Cette figure montre que les contraintes sont fortement concentrées sur la partie gauche du ciment près du bord. Dans cette zone, le niveau des contraintes atteint celui de seuil de rupture en tension du ciment. Cette partie du ciment est le siège de concentration de contraintes pouvant conduire à l'amorçage et au développement de fissure. Dans cette zone la probabilité de rupture en tension du ciment est plus forte. Loin de cette localité les contraintes chutent considérablement. Leurs intensités ne constituent aucun risque d'instabilité de la structure. L'amplitude des contraintes, induites dans le ciment dans sa partie droite, est beaucoup plus faible que celle des contraintes engendrée dans la zone opposée. Lors de la descente des escaliers le ciment est très fortement sollicité sur sa partie gauche. Ces contraintes d'un niveau plus élevé de celui résultant de la montée des escaliers sont localisées au bord du ciment comme le montre la figure III-30. De par leur forte amplitude ces contraintes peuvent être fatales pour la durabilité de la prothèse totale de hache. En effet, la limite de rupture en traction est atteinte dans cette partie du ciment. L'intensité de contraintes diminue au fur et à mesure où l'on s'éloigne de bord du ciment. Dans la partie opposée (droite) et au bord, les contraintes les plus fortes sont environ deux fois moins intenses que celle engendrées dans la partie de gauche. Loin du bord l'intensité des contraintes induites dans ces deux parties s'équilibre. Un même comportement mécanique du ciment orthopédique, avec un niveau plus faible des contraintes, est observé lors de marche normale du patient ou de son assoie sur une chaise (fig.III-31 et 32). Les résultats obtenus dans cette partie du travail montrent que les contraintes équivalentes les plus significatives sont induites dans la partie

proximale gauche du ciment au voisinage très proche du bord. L'amplitude de ces contraintes dépend de la nature du mouvement exercé par le porteur de la prothèse totale de hache. Les activités les plus dangereuses pour la stabilité et la durabilité de la structure sont la descente et la montée des escaliers. Loin de cette partie les contraintes engendrées dans le ciment sont d'un niveau très bas.

Les résultats obtenus dans ce cas montrent que les contraintes équivalentes de Von Mises induites dans le ciment orthopédique pendant que le patient effectue des mouvements sont réparties de façon hétérogène. En effet, elles sont essentiellement intensivement concentrées sur la partie gauche du ciment. C'est dans cette partie et dans la zone proximale où la probabilité de rupture en tension du ciment est la plus élevée.

b) les contraintes suivant le long du ciment :

Pour cette étude nous avons tracés une ligne de contraintes dans la partie gauche et droite du ciment, de la zone proximale jusqu'au distale et on voit la distribution des contraintes en fonction de position dans le ciment :

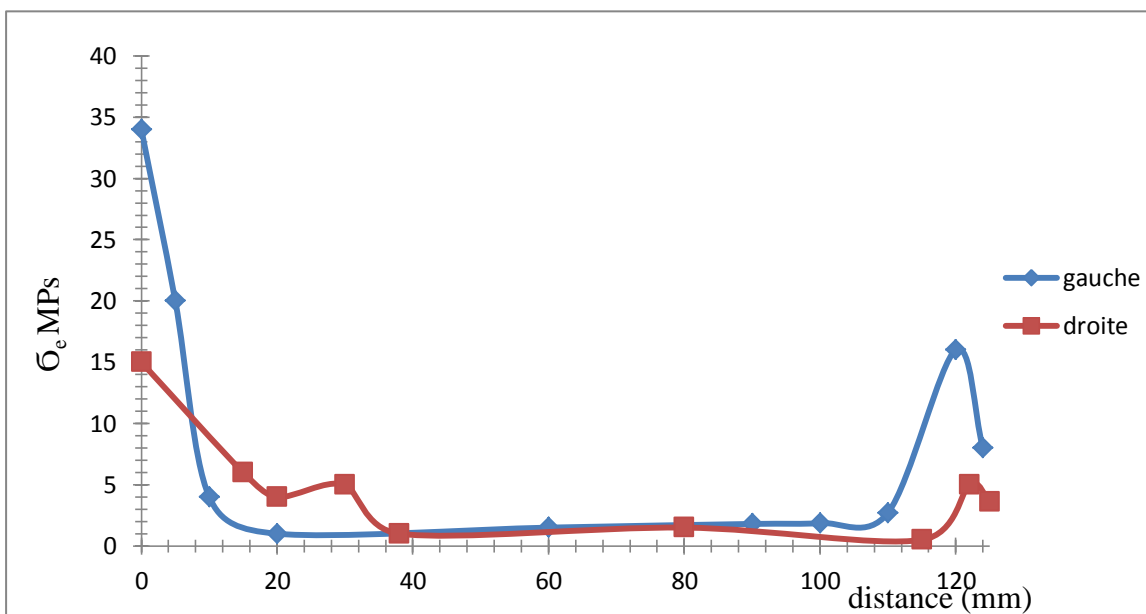


Figure III-34 contrainte de von-mises de la montée d'escalier d'une de la partie gauche et droite

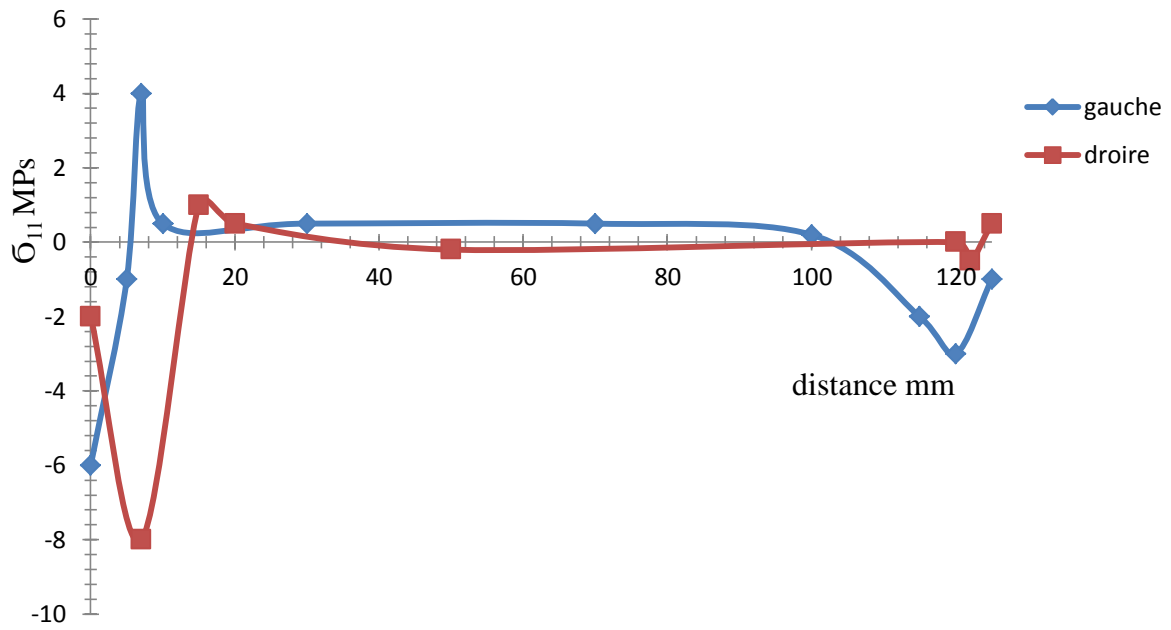


Figure III-35 contrainte σ_{11} de la montée d'escalier de ciment PMMA de la partie gauche et droite de ciment PMMA

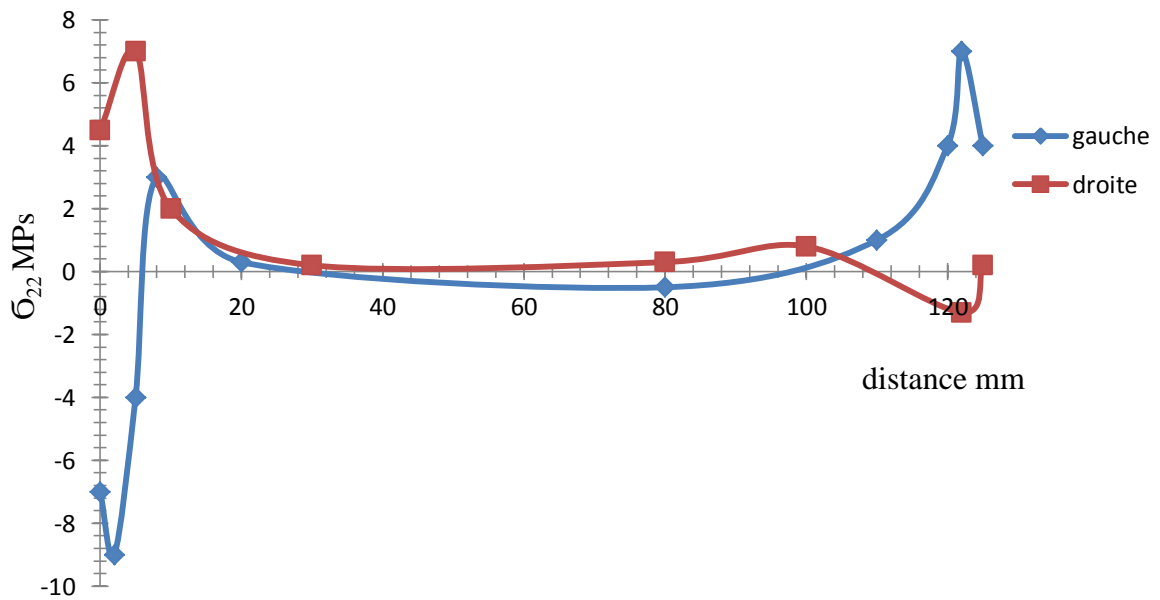


Figure III-36 contrainte σ_{22} de la montée d'escalier de ciment PMMA de la partie gauche et droite de ciment PMMA

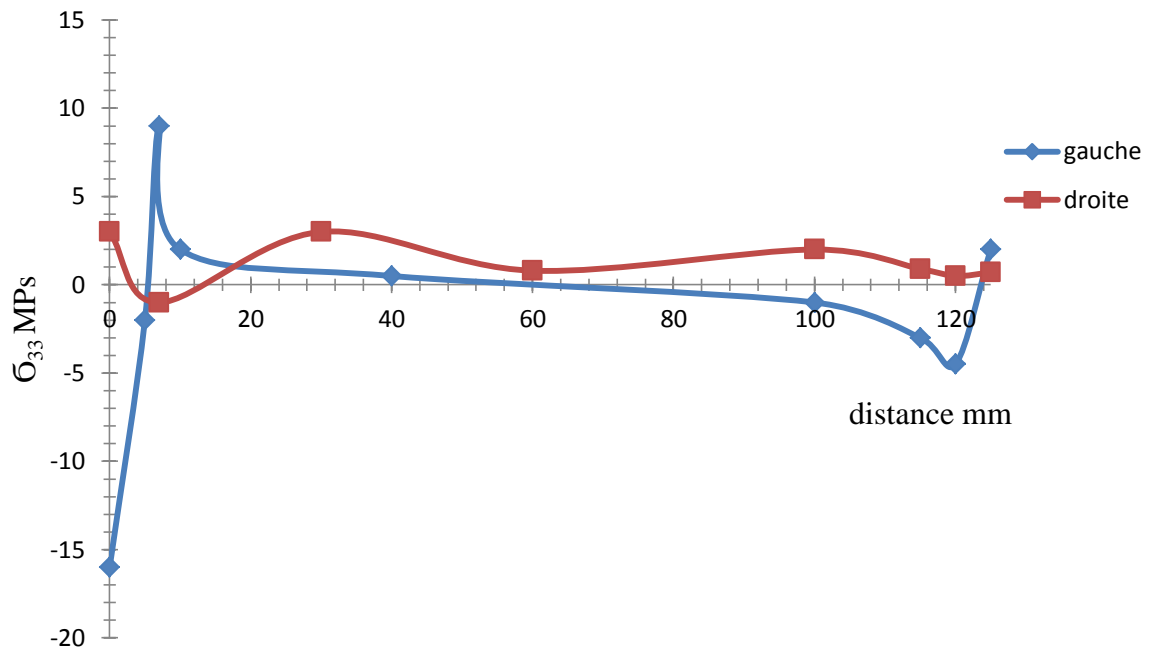


Figure III-37 contrainte σ_{33} de la montée d'escalier de ciment PMMA de la partie gauche et droite de ciment PMMA

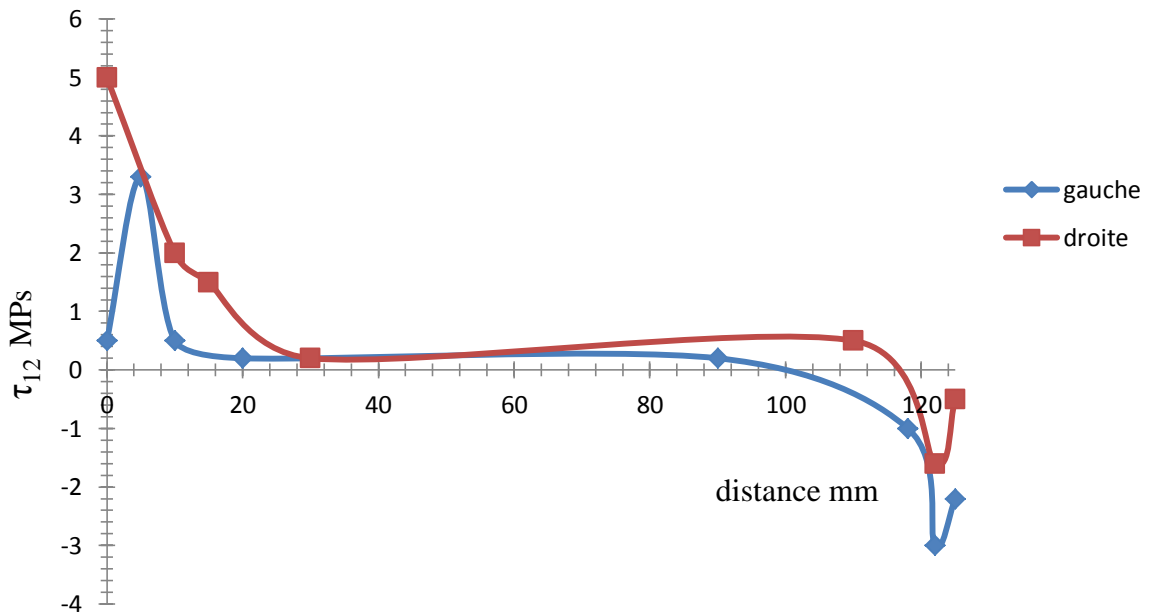


Figure III-38 contrainte τ_{12} de la montée d'escalier de ciment PMMA de la partie gauche et droite de ciment PMMA

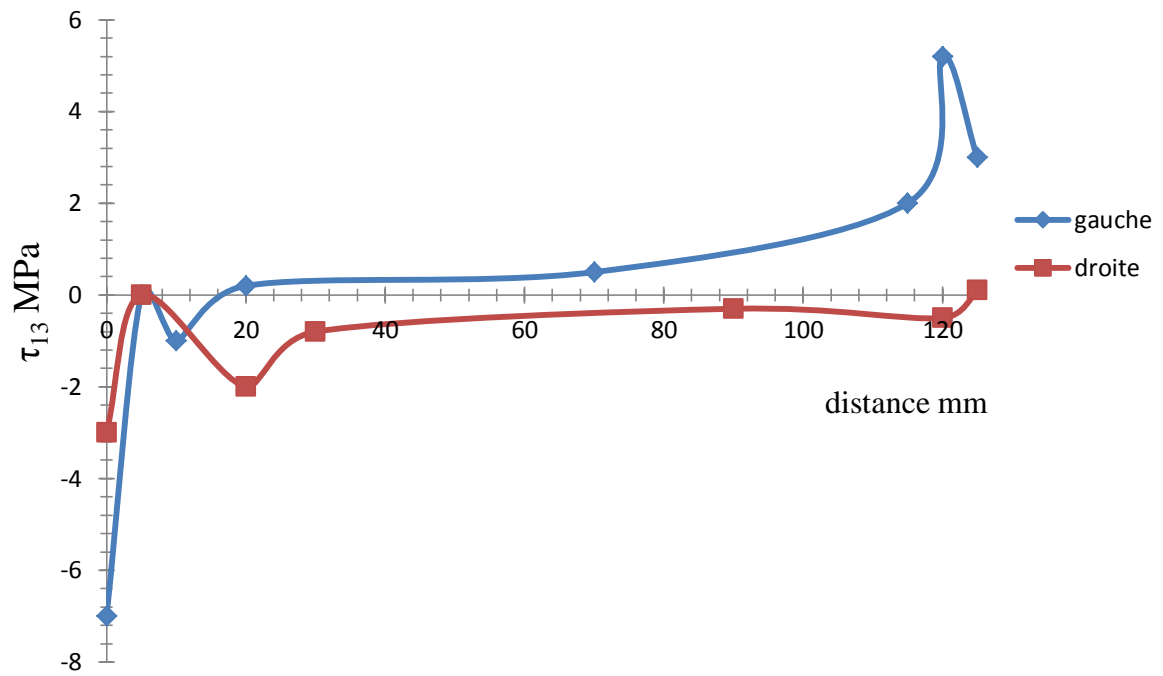


Figure III-39 contrainte τ_{13} de la montée d'escalier de ciment PMMA de la partie gauche et droite de ciment PMMA

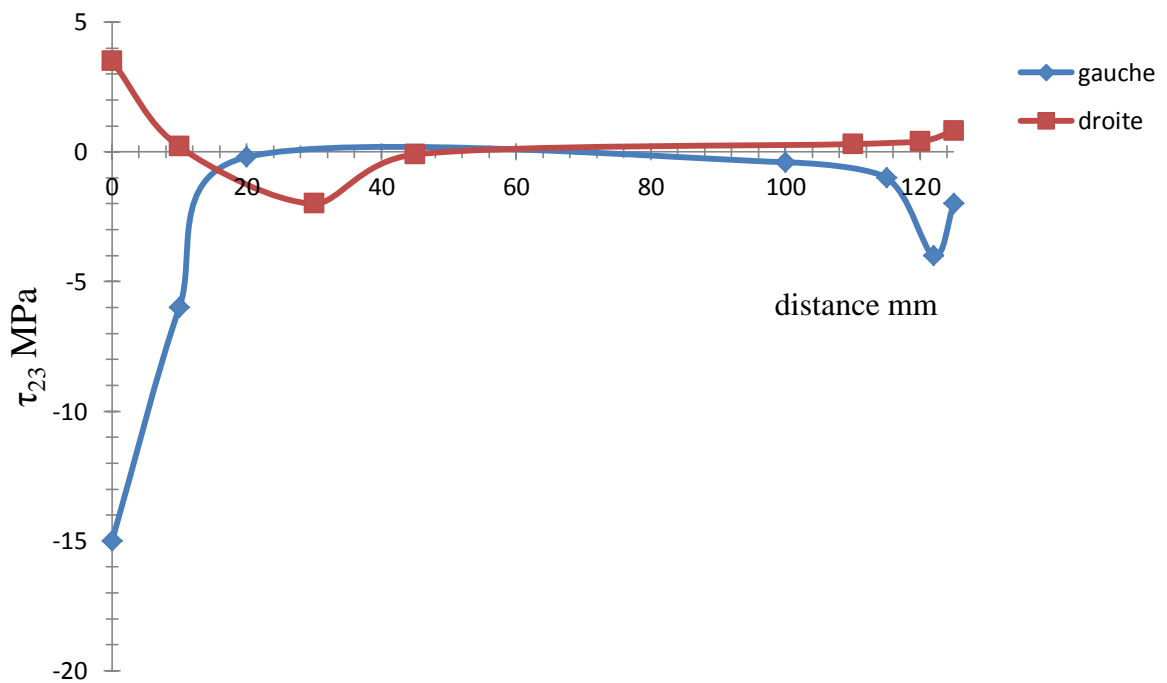


Figure III-40 contrainte τ_{23} de la montée d'escalier de ciment PMMA de la partie gauche et droite de ciment PMMA



➤ *Commentaire :*

La variation de la contrainte normale σ_{11} le long du ciment est illustrée sur la figure III-35. Ces contraintes mettent les deux parties gauche et droite du ciment en tension et en compression. Ces contraintes sollicitent plus fortement la zone proximale de ce liant. Loin de cette zone (zone médiale) les contraintes chutent considérablement puis croissent de nouveau dans la partie distale. La distribution des contraintes normales σ_{22} le long du ciment n'est pas homogène. En effet, elles sont intensivement concentrées sur sa partie supérieure gauche. Ces contraintes sollicitent les deux parties gauche et droite en traction et en compression. La partie supérieure gauche est en compression et celle de droite est en tension. Un comportement inverse est observé. Sur la partie distale. Sur la zone médiale du ciment la répartition de ces contraintes normales est quasiment homogène. Dans le cas le niveau est pratiquement négligeable (fig.III-36).

Les contraintes normales σ_{33} induites selon l'axe zz de la structure et le long du ciment orthopédique sont concentrées sur sa zone supérieure gauche. Elles sont quasiment doublement plus intensives que les contraintes induites dans la partie opposée du ciment. (Figure III-37). Les contraintes normales, engendrées dans le ciment lors de la montée des escaliers par le porteur de la prothèse, dans les zones médiale et distale sont peu marquées. Comparativement aux contraintes normales, développées dans les deux premiers axes σ_{11} et σ_{22} de la structure, la troisième composante sollicite plus intensivement le ciment. De par leur niveau es contraintes normales ne présentent aucun risque de rupture du ciment orthopédique.

Les contraintes tangentielles τ_{12} relatives au plan XY de la structure sont fortement concentrées sur le bord de ciment comme le montre la figure III-38. En effet, la non adhérence du ciment à l'implant et l'os conduit à un accroissement des contraintes dans ce site. Leur niveau le plus élevé est atteint dans la partie proximale gauche du ciment.

Sur la figure III-39 est illustrée la variation de la contrainte de cisaillement engendrée dans le plan XZ du ciment pendant que le patient monte les marches des escaliers. Ces contraintes fortement concentrées sur la partie supérieure gauche du ciment, se relaxent pratiquement totalement dans la zone médiale puis croissent de nouveau dans sa partie distale. Les contraintes relatives à la partie droite du ciment présentent une faible amplitude. Les contraintes tangentielles induites dans le troisième plan du ciment YZ , fortement concentrées sur la zone proximale gauche du ciment, sont beaucoup plus importantes que les deux autres contraintes de cisaillement (Fig. III-40). Leur intensité tend à s'annuler sur la partie médiale puis augmente faiblement dans la zone inférieure du ciment orthopédique.

Sur la figure III-34 est représentée la variation de la contrainte équivalente de Von Mises le long du ciment orthopédique de sa partie proximale gauche et droite à sa partie distale. Cette figure montre que les contraintes, induites dans le ciment lors de la montée des escaliers, les plus importantes sont localisées sur sa partie supérieure (proximale) gauche. La zone médiale est faiblement mécaniquement sollicitée. Les contraintes engendrées dans la partie proximale droite sont environ deux fois moins intenses. Sur la partie distale droite les contraintes sont d'un niveau environ trois fois plus élevé que celui résultant de la même partie mais située à gauche. La zone proximale gauche du ciment est le siège de concentration de contraintes. La Contrainte équivalente locale est supérieure à celle de la rupture en tension de ce liant. C'est dans cette zone ou le risque d'endommagement par rupture du ciment est le plus probable.

CONCLUSION :

Les résultats obtenus dans ce travail permettent de conclure que :

- Les activités exercées par le porteur de la prothèse totale de hanche induisent dans le ciment orthopédique des contraintes équivalentes dont l'intensité n'est répartie de façon homogène ;
- Les contraintes les plus importantes sont localisées sur la partie supérieure du ciment. Ces contraintes, dont le niveau varie le long du ciment, dépendent de la nature du mouvement exercé par le patient ;

C'est en descendant ou en montant les marches des escaliers que le porteur de la prothèse totale de hanche sollicite le plus fortement le ciment. Les contraintes les plus significatives sont situées sur les parties supérieures du ciment. Les autres activités analysées induisent dans le ciment des contraintes relativement de faible niveau ;

- Les contraintes équivalentes les plus élevées sont localisées sur la partie proximale du ciment, dans les deux autres zones (médiale et distale) les contraintes dans le ciment résultant des cinq activités exercées par le patient sont peu intenses.
- Les contraintes induites dans la partie postérieure interne et externe sont pratiquement de même niveau. Elles sont intensivement concentrées sur la zone proximale du ciment orthopédique. Un même comportement est observé dans la zone antérieure interne et externe ;
- Les contraintes normales, engendrées dans le ciment lors des activités effectuées par le porteur de la prothèse totale de hanche, mettent le ciment en tension et en compression. Les contraintes normales les plus importantes sollicitent le ciment en compression et ce quelle que soit la nature du mouvement exercé par le patient. Les contraintes les plus importantes sont relatives à l'axe zz de la structure. Les deux autres composantes de la contrainte globale sont d'un niveau peu marquée. Les contraintes tangentielles les plus fortes engendrées dans le ciment sont relatives au plan yz de sa partie gauche. Les contraintes de cisaillement sont localisées au bord du ciment. Loin de de ce défaut leur niveau chute ;
- La contrainte équivalente de Von Mises locale induite dans le ciment orthopédique lors de la montée et de la descente dépasse largement le seuil de rupture en tension de ce liant. C'est dans la partie proximale où la contrainte locale est supérieure à la contrainte de rupture en traction du ciment orthopédique ;

➤ Les contraintes normales développées, relatives aux trois axes de la structure, dans le ciment orthopédique lors de la montée des marches d'escaliers par le patient sont fortement concentrées sur la partie proximale gauche de ce liant. Sa zone centrale est la moins sollicitée. Les contraintes induites dans sa zone droite sont peu intenses. Ces contraintes sollicitent le ciment en tension et en compression. Les contraintes tangentielles les plus importantes, engendrées dans le ciment lors de l'exercice de cette activité, sont relatives au plan yz de sa partie gauche. Le bord du ciment est le siège de concentration de ces contraintes.

➤ Les contraintes induites dans le tissu vivant dépendent de la nature des activités effectuées par le porteur de la prothèse totale de hache. C'est en montant ou en descendant les escaliers que le patient sollicite le plus énergiquement l'os. Cette sollicitation est localisée sur ses parties distales et médiales. C'est dans la partie distale où la contrainte équivalente de Von Mises est la plus élevée. Les autres activités engendrent des contraintes équivalentes relativement peu élevées. Les contraintes les plus faibles sont induites dans l'os cortical lorsque le patient s'assoie sur une chaise. Les contraintes relativement élevées induites dans l'os sont probablement dues à la géométrie de l'os dans cette partie de la structure.

➤ Les contraintes équivalentes de Von Mises induites dans l'implant dépendent de la nature du mouvement exercé par le porteur de la prothèse. C'est en montant ou descendant les marches d'escaliers que l'implant supporte un maximum d'effort. Les autres activités engendrent dans l'implant des efforts moins intenses. Les contraintes les plus élevées sont localisées sur la partie supérieure d'étranglement de l'implant opposée à celle où est appliqué le chargement mécanique.

Reference bibliographique :

- [1] Docteur Jean-Jacques Guest, Chirurgie de la hanche et du genou, clinique chirurgicale Allergy-Labro ste, www.hanche-genou.com.
- [2] stager; cs2004albertini.pdf Modélisation Numérique d'une Prothèse Totale de Hanche
- [3] Jomaah N. et Laredo J.D. Anatomie et imagerie de la hanche. La Revue du Practicien, 52(6) :597–604, Mars 2002.
- [4] Anatomie. Flammarion, 4, rue Casimir Delavigne, 75006 Paris, 1998.
- [5] **Koch JC.** The laws of bone architecture. Am J Anat 1917; 21:177-298
- [6] J.B. Park, R.S Lakes, Biomaterials an introduction, Plenum Publishing Corporation Press, New York, 1992, pp. 3-4
- [7] **Rohlman A, Mössner U, Bergman G, Kölbel R.** Finite-element-analysis and experimental inverstigation of stress in a femur. Biomed Eng 1982; 4: 241-246
- [8] **Rauber A.** Elaticitat und Festigkeit der Knochen. Leipzig: W. Engelmann, 1876
- [9] **Bonfield W, O'Connor P.** Anelastic deformation and the friction stress of bone. J Mater Sci 1978; 13:202-207
- [10] Ascenzi A, Bonucci F. The tensile properties of single osteons. Anat Rec 1967; 158: 375-386
- [11] **Zimmerman R.** Ostéosynthèse par plaque. Etude expérimentale des contraintes. 1976;[thèse de médcinen n°307], Bordeaux
- [12] **Currey JD, Butler G.** The mechanical properties of bone tissue in children. J Bone joint Surg [Am] 1975; 79: 81-89
- [13] **Evans GF.** Stress and strain in bones. Springfield: CC Thomas, 1957
- [14] **Comtet JJ, Rozier T, Vassai R, Arène JM, Fischer L.** Recherches exprémentales sur la résistance de la diaphyse des os longs chez l'homme. Rev Chir Orthop 1967 ; 53:3-21

- [15] **Burstein AH, Reilly DT, Frankel VH.** Failure characteristics of bone and bone tissue. Kenedi RM ed. Perspectives in biomedical engineering London: The MacMillan press, 1973; 131-134
- [16] **Weaver JK, Chalmers J. Cancellous bone:** its strength and changes with aging and an evaluation of some methods for measuring its mineral content. J Bone Joint Surg Am 1966; 48: 289-298
- [17] **Blaimont P, Halleux P, Opdecam P, Coutelier L.** Réaction du tissu osseux aux contraintes de vissage. Acta Orthop Belg 1973 ; 39 :393-422
- [18] **Reilly DT, Burstein AH.** The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. J Biomech 1975; 8: 393-405
- [19] **Konrich G.** Etude du comportement biomécanique du tissu osseux compact des os longs chez l'homme. 1964 ;[thèse médecine] Montpellier
- [20] **Sedel L.** Propriétés mécaniques de l'os. Rev Chir orthop 1974 ; 60 :643-656
- [21] **Piganiol G, Heard P, Avril J.** Rôle biomécanique des poutres compactes os-muscles. Rev Chir Orthop 1965 ; 51 : 437-458
- [22] **Soeur R.** Fractures of the limbs. The relationship between mechanism and treatment. Bruxelles:"la Clinique Orthopédique", 1981
- [23] **Radin A. Rose RM, Blaha JD, Litsck AS.** Practical biomechanics for the orthopaedic surgeon. New York: Churchill Livingstonn, 1992
- [24] **HARKESS J. W.:** Arthroplasty of hip in Campbell's Operative Orthopaedics. Mosby Year Book, St Louis, 8th edition, 1992, Vol. 1, 445-626
- [25] **Biomécanique et biomatériaux :** Didier Geiger et tout le laboratoire de biomécanique et biomatériaux ostéo-articulaires. Université Paris XII, Université Paris 7, C.N.R.S. France.
- [26] stager; cs2004albertini.pdf Modélisation Numérique d'une Prothèse Totale de Hanche
- [27] Yves Volette, Anatomie de la hanche, la prothèse de hanche,

- [28] N. J. Hallab, C. Messina, A. Skipor, J. J. Jacobs, Differences in the fretting corrosion of metal-metal and ceramic-metal modular junctions of total hip replacements, *Journal of Orthopedic Research*, Elsevier, 21 July 2003.
- [29] J. Synave, P. Rosset, Tige fémorale de reprise avec revêtement complet d'hydroxapatite, service orthopédie, C.H.U. Tours,
- [30] Prothèse totales de la hanche : évaluation du choix de la prothèse et des techniques opératoires, A AES, octobre 2001
- [31] DELAGOUTTE J.-P., MAINARD D. : Les métaux et les polymères utilisés en arthroplasties in *Conception des prothèses articulaires*. . Expansion scientifique française, 1993, 44, 23-30
- [32] PASSUTI N., GOUIN F., DELECRIN J., DACULSI G. : Tiges centromédullaires fémorales sans ciment in *Conception des prothèses articulaires*. Biomécanique et biomatériaux. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expansion scientifique française, 1993, 44, 31-38
- [33] BLANQUAERT D. : Les céramiques et céramo-métalliques in *Biomécanique orthopédique*, p. 82-93. Masson, 1987
- [34] La céramique de zircon ou «la nuit tous les chats sont gris». *Le journal français de l'orthopédie*. A. Dambreville, M. Philippe, A. Ray clinique St Michel.
- [35] Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Sante (ANAES). Prothèses totales primaires de la hanche : Evaluation du choix de la prothèse et des techniques opératoires. Service Communication et Diffusion, 159, rue Nationale- 75640 Paris Cedex 13, janvier 2001.
- [36] M. Keroull, Traitement des descellements fémoraux aseptiques des prothèses totales de hanche, cahier. D'enseignement de la SOFCOT, conférence d'en

- [37] **KÜHN K-D** ⁽²⁰⁰⁰⁾ Bone cements. Up-to-date comparison of physical and chemical properties of commercial materials. Springer , Berlin Heidelberg New York
- [38] **RECKLING FW, DILLON WL** ⁽¹⁹⁷⁷⁾ The bone-cement interface temperature during total joint replacement. J Bone Joint Surg 59-A: 80-82
- [39] **DAVIES JP, HARRIS WH** ⁽¹⁹⁹⁰⁾ Optimization and comparison of three vacuum mixing systems for porosity reduction of Simplex P Cement. Clin. Orthop. 254: 261-269
- [40] **RUDIGIER J, SCHEUERMANN H, KOTTERBACH B, RITTER G** ⁽¹⁹⁸¹⁾
- [41] **RUDIGIER J, GRÜNERTA** ⁽¹⁹⁷⁸⁾ Tierexperimentelle Untersuchungen zur Pathogenese intraoperativer Kreislauf- und Atmungsreaktionen bei der Implantation sogenannter Knochenzemente in die Markhöhle eines Röhrenknochens. Arch Orthop Traumat Surg 91: 85-95
- [42] **ESPEHAUG B, ENGESÆTER LB, VOLLSET SE, HAVELIN LI, LANGELAND N** ⁽¹⁹⁹⁷⁾ Antibiotic prophylaxis in total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg 79-B : 590-595
- [43] **WAHLIG H** ⁽¹⁹⁸⁷⁾ Über die Freisetzungskinetik von Antibiotika nochenzementen Ergebnisse vergleichender Untersuchungen in vitro und in vivo. In: Willert, H.-G., Buchhorn, G. (Hrsg.) Technical Principles, Design and Saftety of Joint Implants. Hogrefe & Huber Verlag, Göttingen, 221-226
- [44] **MERCKX D.** : Les ciments orthopédiques in Conception des prothèses articulaires. Biomécanique et biomatériaux. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expansion scientifique française, 1993, 44, 67-76

- [45] BERGMANN G., DEURETZBACHER G., HELLER M., GRAICHEN F., ROHLMANN A., STRAUSS J., DUDA G. N. : Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, 2001, Vol. 34, 859-871.
- [46] *J. Biomechanics*, Vol. 28, No. 7, 817-827, 1995 pp. INFLUENCE OF SHOES AND HEEL STRIKE ON THE LOADING OF THE HIP JOINT
- [47] Rauber A. *Elasticitat und Festigkeit der Knochen*. Leipzig: W. Engelmann, 1876
- [48] Elson RA, Jephcott AE, Mcgechie DB, Verettas. Antibiotic-loaded acrylic cement. *J Bone Joint Surg* 1977;59B:200-5.
- [49] Davies JP. Comparison of the mechanical properties of Simplex P, Zimmer Regular and LVC bone cements. *J Biomed Mat Research* 1987;21:719-30.
- [50] Walenkamp GHIM. Gentamicin-PM: MA-beads, A clinical, pharmacokinetic and toxicological study. Amsterdam: Cliteur; 1983 p. 164.
- [51] Joseffson G, Lindberg L, Wiklander B. Systemic antibiotics and gentamicin-containing bone cement in the prophylaxis of postoperative infections in total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1981;159: 194-200.
- [52] Hope PG, Kristinsson KG, Norman P, Elson RA. Deep infection of cemented total hip arthroplasty caused by coagulase-negative staphylococci. *J Bone Joint Surg* 1989;71B:851-5.
- [53] Buchholz HW. Results of exchange operations for infection. In: Elson RA, editor. *Caldwell ADS: Revision Arthroplasty, Proceedings of a Symposium held at Sheffield University*. Oxford: Medical Education Service; 1979. p. 103-10.

[54] Dornbusch K, Miller GH, Hare RS, Shaw KJ, the ESGAR Studygroup. Resistance to aminoglycoside antibiotics in Gram-negative bacilli and staphylococci isolated from blood, Report from a European collaborative study. *J Anticob Chemoth* 1990;26:131–44.

[55] Dingeldein E. Bacteriological studies in patients treated with gentamicine-PMMA-beads. Proceedings of a Symposium. ExcerptaMedica ICS. In: VanRens TJG, Kayser FH, editors. Local antibiotic treatment in osteomyelitis and soft-tissue infections, 556. 1981. p. 18.

[56] Laudat P, Audrier A, Raoult A, rew J, Barsotti J. Sensibilité aux antibiotiques des bactéries isolées de produits pathologiques et consommation de bêta-lactamines dans un service de chirurgie osseuse. *Pathol Biol Paris* 1986;