



# THESE



Pour l'obtention du diplôme de doctorat

UNIVERSITE DJILLALI LIABES DE SIDI BEL-ABBES  
FACULTE DE TECHNOLOGIE

SPECIALITE: GENIE MECANIQUE  
Option: MECANIQUE DE CONSTRUCTION

Présenté par Monsieur :

MOULGADA Abdelmadjid

**ETUDE DE L'ENDOMMAGEMENT DU CIMENT  
ORTHOPEDIQUE DANS LES PROTHESES TOTALES DE  
HANCHE SOUS SOLLICITATIONS DYNAMIQUES**

Directeur de Thèse :

Mr. BACHIR BOUIADJRA BEL ABBES

Soutenu :

Devant la commission d'Examen

## - JURY-

**Président :**

Mr. M. BELHOUARI

Pr

Université de sidi Bel-Abbès

**Examineurs :**

MM.

B.BOUTABOUT

Pr

Université de sidi Bel-Abbès

D. OUINAS

Pr

Université de Mostaganem

L .AMINALLAH

MCA

Université de Mascara

W.OUDDAD

MCA

C.U.Ain Témouchent

**Invité:**

M .M. BOUZIANE

MCA

Université de Mascara

**Directeur de thèse :**

B.BACHIR BOUIADJRA

Pr

Université de sidi Bel-Abbès

2014/2015

## **Remerciements :**

Tout d'abord, je tiens à remercier mon dieu "ALLAH" qui m'a donné la force et la volanté pour réaliser ce fameux travail.

Je saisis aussi l'occasion pour adresser mes remerciements les plus profonds à :

Mon directeur de thèse, M<sup>er</sup> BACHIR BOUIADJRA BEL ABBES; ainsi

M<sup>er</sup> M .M .BOUZIANE et M<sup>er</sup> S. BENBAREK;

Avec la collaboration de mes collègues du laboratoire LMPM :M<sup>er</sup> A. SAHLI;

M<sup>er</sup> N.BOUNOUA et M<sup>er</sup> A.BENOUIS.

J'adresse mes sincères remerciements à Monsieur M.Belhouari et Monsieur B.Boutabout professeurs à l'université de Sidi Bel Abbes, Monsieur D.Ouinas Professeur à l'université de Mostaganem, Ainsi Monsieur W.Oudded maître de conférence au centre universitaire de Ain T'émouchent, et Monsieur L.Aminallah maître de conférence à l'université Mascara, qui ont bien voulu faire partie du jury.

Mes travaux de thèse ont été effectués au niveau du Laboratoire Mécanique

Physique des Matériaux (LMPM). Je tiens à exprimer ma gratitude aux

Enseignants Membres de ce laboratoire, qui par leur aide scientifique ont

permis la réalisation de ce travail.

## *Dédicaces*

*Je dédie ce modeste travail à :*

*Ma femme pour l'aide qu'elle m'a accordée le long de mon parcours,  
mes enfants 'Hafida Fatima et Abdelatif'.*

*A mon père et à ma mère*

*Mes frères et sœurs.*

## Résumé:

Dans cette thèse, la méthode des éléments finis sera utilisée pour analyser l'endommagement du ciment orthopédique dans les prothèses totales de hanche sous chargement dynamique. L'évolution de l'endommagement en fonction du temps sera étudiée dans le but de prédire la durée de vie des P.T.H cimentés.

## Abstract

In this thesis, the finite element method is used to analyze the damage of bone cement in total hip prostheses under dynamic loading. The evolution of the damage over time will be studied in order to predict the lifetime of cemented THA.

## **Introduction générale**

### **Chapitre I**

Généralités sur les Prothèses totales de hanche

1. Introduction .....	4
I. I.2. Définitions de base	
I.2.1. La Biomécanique	
I.2.2. Les Prothèses Orthopédiques	
I.2.3. Présentation de la prothèse totale de hanche	
I.2.4. Mise en œuvre	
I.3. Historique de la prothèse	
I.3.1. Evolution de la prothèse	
I.3.2. La Prothèse totale de hanche	
I.3.3. Historique de la prothèse totale de hanche	
À l'origine	
Aujourd'hui	
I.4. La Population concernée par les prothèses	
I.5. L'arthroplastie	
I.5.1. Indications et contre-indications de l'arthroplastie	
a- Indications d'une arthroplastie totale de la hanche	
b-Contre-indications d'une arthroplastie totale de la hanche	
I.5.2. Évolution de l'arthroplastie	
I.6. Les Exigences requises pour une articulation artificielle	
I.7. Conclusion.....	22

### **Chapitre II**

II.1. Introduction.....	23
II.2. Propriétés chimiques	
II.2.1. Composition du matériau et polymérisation des radicaux	
II.2.2. Température de polymérisation	
II.2.3. Contraction de volume	
II.2.4. Monomère résiduel	
II.2.6. Radio-opacifiant	
II.2.7. Température de transition vitreuse	

II.2.8. Poids moléculaire et stérilisation	
II.2.9. la viscosité	
II.2.10. Caractéristiques de manipulation	
a- La Phase de mélange	
b- La Phase de repos	
c- La Phase d'injection	
d- La Phase de durcissement	
e- La "température-dépendance	
II.3. Propriétés mécaniques	
II.4. Conclusion.....	45

**Chapitre III**

III.1. Introduction .....	46
III.2. Modèle géométrique	
III.2.1. Représentation du modèle « BM3 »	
III.2.2. Conditions aux limites	
III.3. Répartition tridimensionnelle des contraintes dans les trois éléments de la prothèse totale de hanche de type BM3.	
III.3.1. Analyse des contraintes dans L'os « PTH type BM3 »	
a) Contraintes équivalentes (Von Mises)	
b) Contraintes normales xx	
c) Contraintes normales yy	
d) Contraintes tangentielles xy	
III.3.2. Analyse des contraintes dans le ciment« PTH type BM3 »	
a) Contraintes équivalentes (Von Mises)	
b) Contraintes normales xx	
c) Contraintes normales yy	
d) Contraintes tangentielles xy	
III.3.3. Analyse des contraintes dans l'implant « PTH type BM3 »	
a) Contraintes équivalentes (Von Mises)	
b) Contraintes normales xx	
c) Contraintes normales yy	
d) Contraintes tangentielles xy	
III.4. Conclusion.....	67

## Chapitre IV

IV -1-Introduction .....	68
IV -2-Etude de mouvement du patient :	
IV-2-1-le mouvement dynamique de la hanche	
IV -2-2 –Les différentes activités de la marche	
IV -2-3-Les charges appliquées au fémur	
IV-3-Modélisation par éléments finis	
IV-3-1 Modélisation de la structure du PTH	
IV-4-Application de la MEF au modèle biomécanique	
IV-4-1-Présentation du logiciel	
IV-4-2-Présentation du model :	
IV-4-2-1-le Maillage	
IV-4-2-2-Caractéristiques mécaniques du modèle géométrique	
IV-5-Résultats et interprétation	
IV-6-Etude comparative des contraintes maximales de Von Mises	
IV-6-1-Ciment	
IV-6-2-Implant	
IV-6-3-Os cortical	
IV-7 Contraintes axiales et tangentielles	
IV-7-1 Contraintes normales $xx$	
IV-7-2 Contraintes Normales $yy$	
IV-8 Contraintes de cisaillement $xy$	
IV-9 Conclusion.....	91

## Chapitre V

Introduction.....	92
V.1.Présentation du modèle	
V.2.Résultats et interprétation	
V.2.1.Contraintes équivalentes de Von Mises	
V.2.2 Contraintes normales $xx$	
V.2.3 Contraintes normales $yy$	
V.2.4 Contraintes tangentielles $xy$	

## Sommaire

---

V.3 Conclusion.....	105
<b>Conclusion générale.....</b>	<b>106</b>



## LISTE DES FIGURES

### CHAPITRE I

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

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

**Figure I.3** : Implantation d'une prothèse totale de hanche cimentée. Photos prises lors d'une opération chirurgicale

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

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

**Figure I.6** : tiges non cimentées

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

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

**Figure I-9** : Plan de symétrie du corps

**Figure I.10** : cupule blindée à revêtement microporeux

### CHAPITRE II

**Figure II.1** : Molécule de méthylméthacrylate (MMA) avec son double-lien polymérisable : substance de base pour les ciments acryliques

**Figure II.3** : Extrait du courrier rédigé par le Dr. Buchholz adressée à Kulzer en 1969 : le début des ciments avec antibiotique

**Figure II.4** : Composition de la poudre : Polymère (polyméthylméthacrylate et/ou copolymères de méthylméthacrylate). Initiateur (peroxyde de benzoyle). Radio-opacifiant (dioxyde de Zirconium).

**Figure II.5** : Composition du liquide : Monomère (méthylméthacrylate, butyl méthacrylate).  
Activateur (DmpT : N, N-diméthyl-p-toluïdine)

**Figure II.7** : Processus de réaction chimique

**Figure II.8** : Température maximum dans le fémur d'après Biehl

**Figure II.9** : Contraction du Volume

**Figure 10** : Métabolisation du MMA

**Figure II.11** : Relargage antibiotique (e.g. gentamicin) à partir des ciments osseux. Processus en 2 temps : 1er : absorption d'eau, 2ème : relargage

**Figure II.12** : Résistance en fatigue du PMMA. PMMA stérilisé sous oxyde d'éthylène (EO) : meilleure survie (nombre plus important de cycles avec plus de contraintes) que PMMA stérilisé par irradiation- g.

**Figure II.13** : Accroissement de la viscosité après le début du mélange ( $t = 0$  s) pour 3 types différents de ciment.

**Figure II.14** : Courbes de survie obtenues avec des ciments de viscosités différentes

**Figure II.15** : Courbes de phases pour un ciment haute viscosité de type Palacos

**Figure II.17** : Résistance élastique de différents ciments osseux selon la norme *ISO 5833*

**Figure II.18** : Résistance à l'impact de différents ciments osseux selon DIN 53 435

**Figure II.19** : Résistance en fatigue de différents ciments osseux. Mesuré après 10 millions de cycles

**Figure II.20** : Modèle de Poisson pour évaluation de la probabilité de révision : préparation manuelle contre préparation sous vide

### CHAPITRE III

**Figure III.1**: Représentation schématique de la prothèse totale de hanche (Modèle BM3)

**Figure III.2** : Maillage adapté à la prothèse analysée « BM3 »

**Figure III.3**: Distribution des contraintes équivalentes de Von Mises dans l'os

**Figure III.4** : Variation des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  dans l'os

**Figure III.5** : Variation des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  dans l'os

**Figure III.6** : Variation des contraintes tangentielles  $\tau_{xy}$  dans l'os

**Figure III.7**: Distribution des contraintes équivalentes de Von Mises dans le ciment

**Figure III.8** : Variation des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  dans le ciment

**Figure III.9** : Variation des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  dans le ciment

**Figure III.10** : Variation des contraintes tangentielles  $\tau_{xy}$  dans le ciment

**Figure III.11**: Distribution des contraintes équivalentes de Von Mises dans l'implant

**Figure III.12** : Variation des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  dans l'implant

**Figure III.13** : Variation des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  dans l'implant

**Figure III.14** : Variation des contraintes tangentielles  $\tau_{xy}$  dans l'implant

### CHAPITRE IV

**Figure IV.1**: La variation des forces appliquées sur la prothèse totale de la hanche pour cinq activités (marche normale, montée et descente des escaliers; levée et l'assoie sur chaise) pour un patient de 70kg.

**Figure IV-2** : système de coordonnées du fémur gauche.

**Figure IV-3** : Modèle de PTH BM3.

**Figure IV-4** : maillage adapté à la prothèse totale de hanche par le logiciel Abaqus 6.11

**Figure IV-5** : Répartition des contraintes maximales du ciment dans les différentes activités

**Figure IV-6** : contraintes maximales de Von Mises du ciment en fonction du temps de chaque cycle

**Figure IV-7** : Répartition des contraintes maximales de l'implant dans les différentes activités

**Figure IV-8** : contraintes maximales de Von Mises de l'implant en fonction du temps de chaque cycle

**Figure IV-9** : Répartition des contraintes maximales de l'os cortical dans les différentes activités

**Figure IV-10** : contraintes maximales de Von Mises de l'os cortical en fonction du temps de chaque cycle

**Figure IV-11** : comparaison des contraintes normales  $\sigma_{xx}$

**Figure IV-12** : comparaison des contraintes normales  $\sigma_{yy}$

## CHAPITRE V

**Figure V.1.** La prothèse totale de hanche maillée avec répartition des contraintes résiduelles.

**Figure V. 2.** Représentation focalisée de l'interface ciment-implant.

**Figure V. 3.** Répartition des contraintes équivalentes de Von Mises dans le ciment.

**Figure V.4.** Contrainte équivalente de Von Mises à l'interface ciment -implant (Partie postérieure).

**Figure V.5.** Contrainte équivalente de Von Mises à l'interface ciment -implant (Partie antérieure).

**Figure V.6.** Répartition des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  dans le ciment.

**Figure V. 7.** Contraintes normales  $\sigma_{xx}$  à l'interface ciment -implant (partie antérieure).

**Figure V.8.** Contraintes normales  $\sigma_{xx}$  à l'interface ciment -implant (partie postérieure).

**Figure V. 9.** Répartition des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  dans le ciment.

**Figure V.9.** Contraintes normales  $\sigma_{yy}$  à l'interface ciment -implant (partie antérieure).

**Figure V. 10.** Contraintes normales  $\sigma_{yy}$  à l'interface ciment -implant (partie postérieure).

**Figure V. 11.** Répartition des contraintes tangentielles  $\sigma_{xy}$  dans le ciment

**Figure V. 12.** Contraintes tangentielles  $\sigma_{xy}$  à l'interface ciment -implant (partie antérieure).

**Figure V.13.** Contraintes tangentielles  $\sigma_{xy}$  à l'interface ciment -implant (partie postérieure).

## LISTE DES TABLEAUX

### CHAPITRE III

**Tableau III.1** : Propriétés mécaniques des trois constituants de la prothèse totale de hanche de type «BM3 »

**Tableau III.2** : Configuration de chargement maximal des principaux muscles avec la force de contact (Bergmann, 2001)[46]

**Tableau III.3** : Nombre des éléments de chaque composant de la PTH selon le maillage de la structure pour la simulation

**Tableau III.4** : Contraintes maximales de traction dans les différents constituants de la PTH

**Tableau III.5** : Contraintes maximales de compression dans les différents constituants de la PTH

### CHAPITRE IV

**Tableau IV-1** : amplitude des efforts et durée d'un cycle pour chaque activité

**Tableau IV-2** : Différentes caractéristiques mécaniques de chaque élément de la structure de la PTH

**Tableau IV-3** : Maillage approprié pour chaque composant de la PTH

**Tableau IV-4** : différents efforts exercés sur la PTH ( $F_1$  : Effort dynamique)

**Tableau IV- 5** : Contraintes maximales de Von Mises exprimées en Mpa pour les cinq activités

**Tableau IV- 6** : Comparaison des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  en traction

**Tableau IV- 7** : Comparaison des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  en compression

**Tableau IV- 6** : Comparaison des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  en traction

**Tableau IV- 7** : Comparaison des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  en compression

**Tableau IV- 8** : Comparaison des contraintes tangentielles  $\tau_{xy}$  en traction

**Tableau IV- 9** : Comparaison des contraintes tangentielles  $\tau_{xy}$  en compression

### CHAPITRE V

**Tableau V.1.** Représentation de l'effort statique appliqué sur l'implant.

**Tableau V.2.** Propriétés mécaniques de chaque élément de la structure de la PTH.

**Tableau V.3.** maximales Comparaison des contraintes .

# *Introduction générale*

### **Introduction**

L'arthroplastie totale de hanche est une intervention de remplacement articulaire prothétique, conservant l'architecture et la mécanique de la hanche ainsi que l'intégrité et l'équilibre de la musculature. La diffusion des prothèses totales de hanche a révolutionné la chirurgie de cette articulation, mettant la vie des malades presque normale, et ceci malgré les difficultés techniques rencontrées au cours de ces interventions. L'évolution remarquable de cette intervention, a permis un grand élargissement dans la catégorie des patients proposés pour la prothèse totale de hanche, ainsi que dans les indications étiologiques, notamment les coxites au cours des rhumatismes inflammatoires chroniques. Seule l'arthroplastie totale de la hanche permet d'atteindre un bon nombre de ces objectifs. De plus grâce aux améliorations apportées progressivement dans la réalisation des prothèses totales de la hanche et notamment grâce aux travaux de Charnley [1], cette intervention est devenue une intervention considérée comme fiable avec des taux de survie de plus de 90 % au-delà de dix et même 15 ans. Ainsi, les recommandations initiales de Charnley, de réserver cette intervention à des personnes âgées n'ont pas été suivies et, les indications se sont étendues progressivement à des patients plus jeunes pour lesquelles les autres solutions thérapeutiques n'étaient pas satisfaisantes, notamment en cas d'échec du traitement conservateur dans le cadre des fractures du col fémoral.

Certes, de nombreux progrès ont été réalisés au cours de ces dernières années tant sur le plan des techniques chirurgicales qu'au niveau des implants prothétiques. Il est cependant impossible de préciser l'avenir lointain de ces prothèses. La stabilité des supports osseux, le vieillissement du ciment acrylique, les usures des pièces prothétiques et leur solidité sont autant de problèmes auxquels il n'y a pas encore de réponse satisfaisante, c'est pourquoi, longtemps, les arthroplasties par prothèse totale de hanche ont été réservées aux sujets âgés. Très rapidement il est apparu qu'il était impossible de refuser le bénéfice fonctionnel de ces interventions sur le seul critère de l'âge. Une vue de l'état actuel des endoprothèses et de leur chirurgie nous montre une amélioration des résultats, et la réduction des complications fait que nous pouvons avoir maintenant une confiance croissante dans la durée des prothèses totales.

Aujourd'hui, grâce à la collaboration entre chirurgiens et ingénieurs, le succès de la chirurgie orthopédique fait appel à des prothèses orthopédiques de plus en plus performantes. La qualité

de ces dernières dépend essentiellement de la nature du matériau utilisé pour leur fabrication. L'objectif de cette étude consiste en une analyse numérique tridimensionnelle par la méthode des éléments finis du comportement statique et dynamique de la prothèse totale de hanche de type BM3.

Le but recherché est d'étudier le niveau et la distribution des contraintes dans les éléments constituant la prothèse totale de hanche pour cinq activités quotidiennes du porteur de PTH. Cette dernière devrait remplir sa fonction pendant toute la durée de vie postopératoire du patient, sans gêne ni complications ; or, quel que soit le mode de fixation, avec ou sans ciment, la durée moyenne de vie d'une prothèse de hanche in vivo est actuellement d'environ 8 ans. La durabilité d'un implant dépend de l'interaction de divers facteurs, certains d'entre eux relèvent de la responsabilité du fabricant, d'autres, comme la technique d'implantation, le choix du type de prothèse et de sa fixation, relèvent de celle du chirurgien et d'autres encore dépendent du patient [NF/E12010], comme par exemple : la réponse biologique et physiologique vis-à-vis de l'implant, l'état de santé du patient, la qualité de l'os support, le comportement du patient (prise de poids, transport de charges lourdes, niveau d'activité physique élevé. La simulation des essais in-vitro nous conduit à la mise au point d'un système de chargement s'approchant au mieux des conditions réelles du comportement en service des prothèses de hanche. La fixation de la prothèse est assurée par un ciment appelé PMMA (Polymé-thyléméthacrylate), un polymère qui se solidifie en quelques minutes. La charge supportée par la prothèse va se transmettre à l'os par l'intermédiaire de ce polymère ; ce dernier est donc sollicité mécaniquement. Par sa nature fragile et ses faibles propriétés, le ciment est le maillon faible de la chaîne de transfert de charge implant-ciment-os ; le ciment est le premier élément qui présente plus de risque à produire des microfissures, lesquelles avec le temps deviennent plus grandes par fatigue, et engendrent la rupture du ciment et la mobilité de l'implant à l'intérieur de l'os, ce qui se traduit par la fracture du bassin chez le patient.

Le ciment en chirurgie arthroplastique est un matériau performant mais imparfait. Dans l'état actuel des recherches fondamentales sont menées pour l'amélioration de ses propriétés tiennent plus à son mode d'utilisation en salle d'opération qu'à des modifications intrinsèques. La répartition du ciment est aussi importante que celle de choix de l'implant. Ce sont les seuls moyens efficaces pour améliorer les résultats à long terme des arthroplasties

avant qu'ils ne soient commercialisés de nouveaux matériaux moins fragiles, mieux tolérés et sans risques d'effet secondaires.

La modélisation numérique par la méthode des éléments finis nous permet un gain appréciable de temps, d'information et de détails sur les phénomènes mécaniques (contraintes, déformation, transfert de charges, facteurs d'intensité de contraintes ...etc.) sur les composantes de la prothèse totale de hanche.

Notre travail s'inscrit sur ce contexte et porte sur l'analyse par la méthode des éléments finis, pour la distribution tridimensionnelle des contraintes de Von Mises dans les trois éléments de la prothèse totale de hanche type (BM3). (Implant, ciment, os) pour cinq activités quotidiennes d'un patient âgé de 70 ans de taille de 1.75m avec un poids (BW) de 840N.

Notre travail est réparti en cinq chapitres :

\*Le premier chapitre est consacré sur des généralités sur les prothèses totales de hanche ainsi les indications et les contre-indications de l'arthroplastie de la PTH.

\*Le deuxième chapitre porte sur l'étude détaillée sur le ciment orthopédique avec sa composition chimique, et ses propriétés chimiques et mécaniques.

\*Le troisième chapitre porte sur une analyse tridimensionnelle par la méthode des éléments finis simulée par le logiciel Abaqus version 6.11, pour une prothèse totale de hanche de type BM3 afin de déterminer la distribution des contraintes de Von Mises dans les trois éléments du PTH (implant, ciment, os) ; pour le cas statique.

\*le quatrième chapitre traite l'étude dynamique de cette prothèse totale de hanche type (BM3) avec une simulation numérique par le logiciel Abaqus version 6.11 ; pour cinq activités quotidiennes d'un porteur de prothèse avec une étude comparative des différents maillons de la structure de PTH.

\*le cinquième chapitre porte sur l'effet des contraintes résiduelles dans le ciment osseux ; l'évolution et la répartition des contraintes de Von Mises, des contraintes normales et tangentielles (résultats et interprétation).

\* Conclusion.



# Chapitre I

*Généralités sur les prothèses totales de hanche*

## **I.1. Introduction**

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

La prothèse en chirurgie arthroplastique vise le plus souvent à remplacer des articulations (hanche, genou, épaule), parfois des tendons ou ligaments.

Une prothèse totale de hanche(PTH) remplace l'articulation du bassin, elle se compose de deux parties :

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

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

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

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

- Le patient sera capable de marcher à nouveau après l'intervention.

- Le patient est en état de supporter l'intervention.

La fixation de cette pièce est assurée par un ciment appelé PMMA (polyméthacrylate), un polymère qui se solidifie en quelques minutes. La charge supportée par la prothèse va se transmettre à l'os par l'intermédiaire de ce polymère; ce dernier est donc sollicité mécaniquement par sa nature fragile et par ces faibles propriétés mécaniques, le ciment est le maillon faible de la chaîne de transfert de charge implant-ciment-os.

## **I.2. Définitions de base**

### **I.2.1. 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.

Le domaine d'application s'étend du développement des ceintures de sécurité des automobiles à la conception et à la fabrication des machines cœur-poumon. Un des premiers développements a été le poumon d'acier (un dispositif permettant la respiration artificielle).

L'ingénierie biomécanique a permis aussi de jeter les bases des études sur les implants et les membres artificiels. Les prothèses de bras, par exemple, actionnées par un petit moteur électrique et commandées par les signaux bioélectriques musculaires ont donné aux enfants nés sans bras une apparence proche de la normale et une mobilité suffisante pour assurer leur insertion sociale et professionnelle.

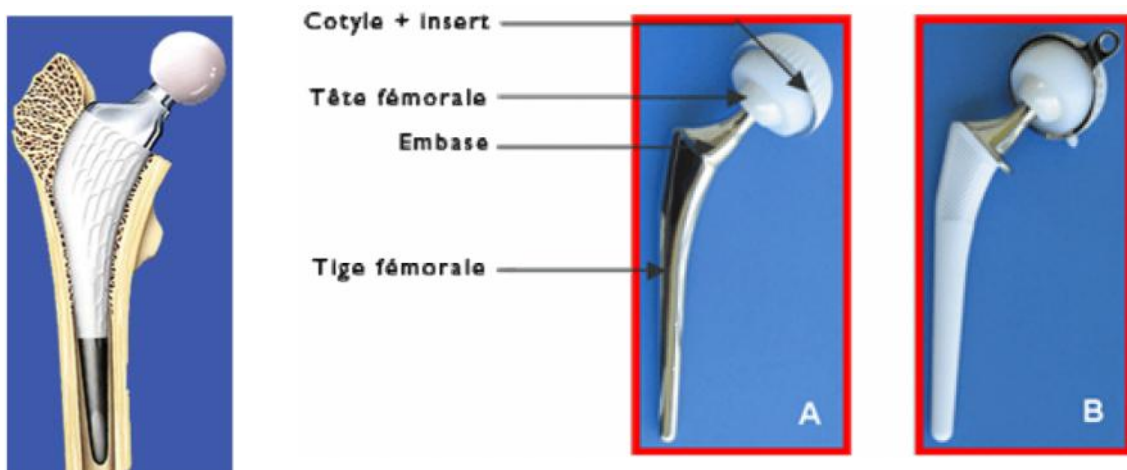
### **I.2.2. Les Prothèses Orthopédiques :**

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.

### I.2.3. Présentation de la prothèse totale de hanche:

Une PTH est un mécanisme implanté à l'intérieur du corps humain pour remplacer l'articulation défectueuse de la hanche. Elle se compose d'une tige métallique (l'implant) scellé à l'intérieur de l'os et le cotyle prothétique (demi sphère creuse) qui se fixe sur le cotyle osseuse Figure I.1.

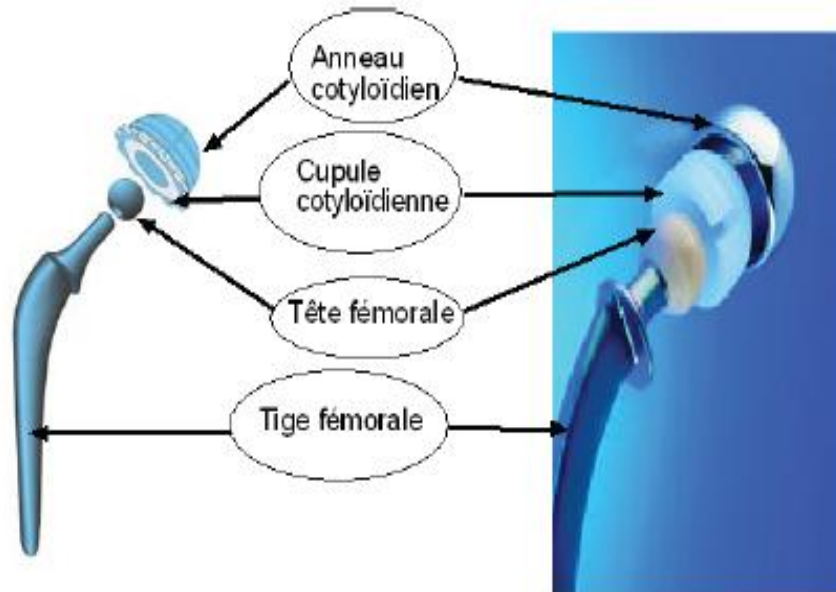
La tête sphérique qui s'articule avec la cupule est placée sur le col de la tige fémorale. Les composants articulaires sont constitués d'une tête sphérique en céramique ou en métal s'articulant avec une cupule en polyéthylène. Cette cupule peut aussi être fabriquée entièrement en céramique ou en métal.



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

### I.2.4. Mise en œuvre :

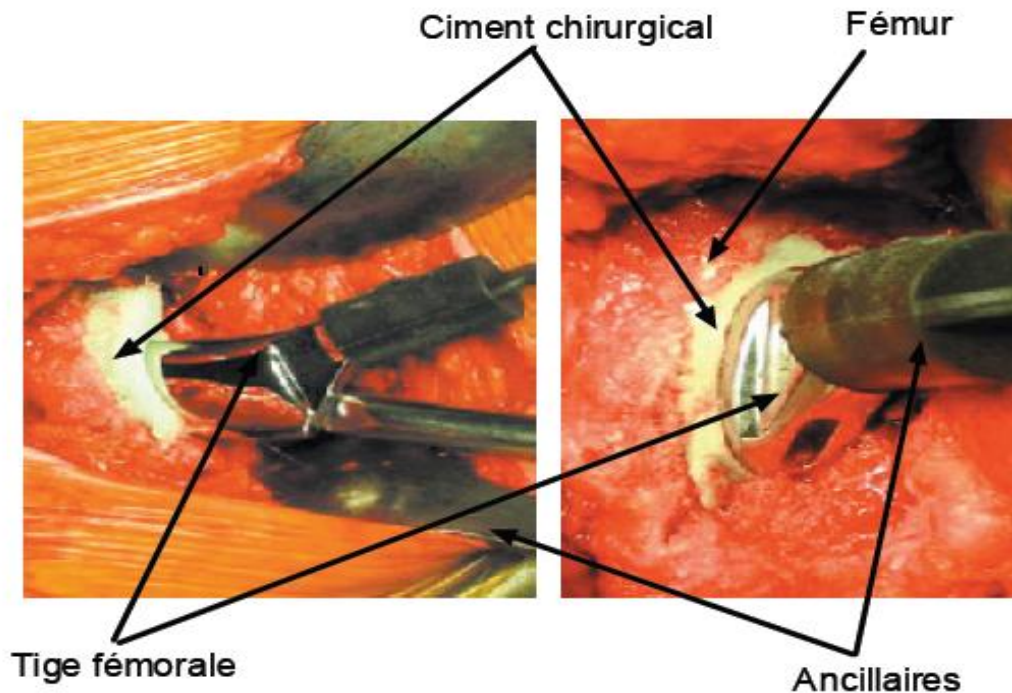
Le design et les matériaux utilisés ont fortement évolué depuis les années 1950, et ce notamment grâce aux nombreuses études biomécaniques de la dynamique des articulations en particulier lors de la déambulation. Les études cadavériques ont, quant à elles, amené des informations utiles au design des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



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

- l'anneau cotyloïdien, en alliage métallique, est fixé dans l'os iliaque du bassin grâce à des vis. Cette fixation peut être assurée par un ajout de ciment chirurgical entre l'os et l'anneau. Il permet l'insertion de la cupule cotyloïdienne qui remplacera l'articulation coxo-fémorale déficiente. Il peut être lisse lorsqu'il est cimenté ou encore rugueux et même strié lorsqu'il est inséré directement au contact de l'os.
- la cupule cotyloïdienne peut être seule insérée dans l'os iliaque si elle est en métal ou en céramique. A l'heure actuelle, elle est principalement réalisée en polyéthylène à très haut poids moléculaire, UHMWPE : Ultra High Molecular Weight PolyEthylene. Cette pièce est d'une importance capitale car elle est impliquée dans le couple de frottement le plus sollicité.
- la tête fémorale prothétique est fixée grâce à un assemblage conique à la tige fémorale. Elle remplace la tête fémorale naturelle et joue le rôle de rotule. Elle est fabriquée en céramique ou en métal. Le principe de modularité permet d'associer une tête sphérique en céramique et une tige fémorale métallique. Etant donné que le frottement le plus important se produit entre la tête fémorale et la cupule, ce principe permet de remplacer uniquement la partie supérieure de la prothèse en cas de dégradation de cette partie. L'explantation de la tige fémorale de l'os est alors évitée. Cette action est, en effet, une opération traumatisante pour le patient.

- la tige fémorale est insérée dans le canal médullaire du fémur. Elle est fabriquée en métal, acier inoxydable, alliage de titane ou de cobalt-chrome. Soit elle est insérée directement dans le fémur, soit elle est insérée avec un ciment chirurgical, à base de PMMA, Figure I.3, [12]. D'après [12], la porosité du ciment permet une bonne ostéointégration.



**Figure I.3** : Implantation d'une prothèse totale de hanche cimentée.  
Photos prises lors d'une opération chirurgicale

### I.3. Historique de la prothèse

Les membres artificiels ont été utilisés dès l'Antiquité. En 1885, un spécimen a été découvert dans une tombe de Capoue, en Italie, avec d'autres restes datant de 300 av. J.-C. La célèbre main artificielle construite en 1509 pour le chevalier allemand G tz Von Berlichingen, surnommé G tz à la Main de fer, pesait environ 1,4 kg et possédait des doigts articulés dont la disposition permettait de tenir un sabre ou une lance. Cette main, toujours fonctionnelle, se trouve au musée de Nuremberg. Au début du XIXe siècle, un prothésiste allemand fabriqua une main artificielle munie de doigts qui se pliaient et se tendaient seuls et pouvaient même se fermer pour tenir des objets légers comme un crayon, un mouchoir ou un chapeau. En 1851, un prothésiste français inventa un bras artificiel équipé d'une main en bois, attaché à un

manchon en cuir qui enserrait le moignon. Les doigts étaient à demi fermés, le pouce pivotait sur un clou et pouvait s'appuyer fermement contre les autres doigts grâce à une bande de caoutchouc épaisse et invisible ; un mécanisme fixé à l'épaule opposée permettait d'actionner le pouce. Le même inventeur mit au point une jambe de bois qui tentait de reproduire une allure naturelle et permettait d'allonger le pas.

### I.3.1. Evolution de la prothèse

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

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

### I.3.2. La Prothèse totale de hanche

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

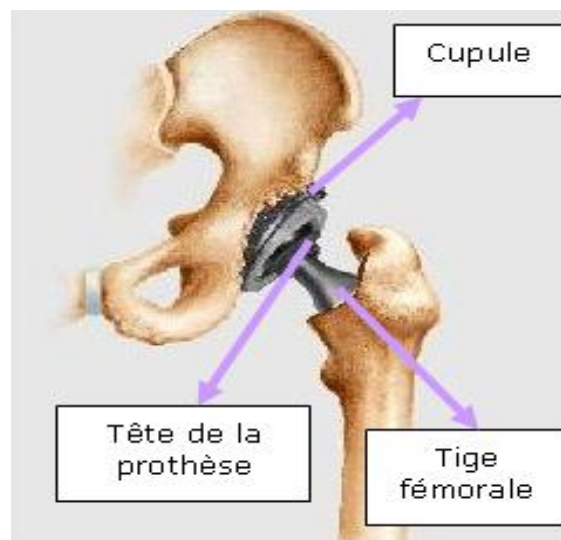


Figure I.4 : Prothèse Totale de Hanche

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



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

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

Plus récemment, quelques chirurgiens ont commencé à utiliser des implants non cimentés pour positionner la cupule (le ciment dont il est question ici n'a évidemment rien à voir avec celui employé pour construire les maisons, il s'agit d'une colle particulièrement efficace qui permet de maintenir les éléments constituant la prothèse) [13].

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



### **I.3.3. Historique de la prothèse totale de hanche**

#### **a- À l'origine**

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

Si Thomas Gluck en 1890 a confectionné la première prothèse totale de hanche faite d'une tête fémorale et d'une cupule en ivoire articulées entre elles et fixées à l'os par un ciment de sa composition, fait de colophane, de poudre de pierre ponce et de plâtre, il faut attendre pas moins de 60 ans après de multiples tentatives pour vivre la révolution dans laquelle nous sommes aujourd'hui. C'est le professeur John Charnley [1] qui est à l'origine de cette dernière dans le domaine de la prothèse de la hanche.

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

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

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

Un nouveau problème se présenta chez les patients opérés : les petites têtes fémorales se luxaient plus fréquemment. Charnley essaya de changer sa voie d'abord chirurgicale et proposa une solution : la trochantérotomie. Cette voie d'abord a aussi été décrite par Harris [2] Elle nécessitait une incision latérale, ainsi qu'une section du grand trochanter pour dégager l'articulation tout en préservant l'intégralité du muscle le plus important dans l'équilibre sagittal, le moyen fessier. Le grand trochanter devra être cerclé avec des fils métalliques en fin d'intervention ce qui devait retendre les muscles fessiers, éléments stabilisateurs de la hanche.

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

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

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

Ce trépied établissait un juste équilibre entre les trois risques : usure, descellement et luxation.

En France, Merle d'Aubigné participa à la diffusion de ce type de prothèse à l'Hôpital Cochin où elles sont toujours posées aujourd'hui par la même voie d'abord : la trochantérotomie. Ainsi, Charnley, Harris et bien d'autres vont faire évoluer les modèles prothétiques et les techniques opératoires [3-6].

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

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

Entre 1970 et 1980 différentes propositions de fixation de la tige fémorale sans ciment voient le jour : par Judet (1971) et Lord (1974) en France; Engh aux États-Unis (1977); Zweimüller en Autriche (1979) [9-10-12] A Paris, le Professeur Lord [11] propose, en 1974, sa prothèse madréporique qui ressemble au corail vivant : le madrépore. Sa surface est composée de

billes de 1 mm. Malheureusement cette tige présente plusieurs inconvénients : difficultés d'extraction majeures et mauvaise adaptation à long terme os-prothèse. Nous en rencontrerons au cours de ce travail.

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

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



**Figure I.6 :** tiges non cimentées

De nouveaux couples de friction apparaissent. Le couple céramique-céramique prend son essor. La tête fémorale est fixée sur un cône morse, la cotyle est enchâssé dans une coque « métal back ». Un autre couple réapparaît depuis quelques années : le métal-métal. En effet grâce aux progrès d'usinage l'usure de ce couple est maintenant très faible. Avec la bonne résolution des problèmes liés à l'implant, certains chirurgiens s'intéressent à l'évolution de la

voie d'abord. Les voies mini invasives par mini incision sont été décrites par voie postérieure ou par voie antérieure. Elles ont un avantage esthétique et surtout fonctionnel car elles épargnent les muscles de la hanche.



Figure I.7 : différents couples implant-cupule

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

Aujourd'hui la prothèse totale de hanche (PTH) est une intervention chirurgicale dont l'efficacité et la régularité des résultats sont remarquables en assurant le soulagement des douleurs, l'amélioration de la fonction, l'amélioration de la qualité de vie. La longévité de la prothèse dépend de plusieurs facteurs dont les principaux sont le type d'implant, la méthode

de fixation, la technique de pose (et donc le chirurgien et son équipe). L'excellence des résultats de la prothèse de hanche pousse à étendre les indications de cette opération à des sujets aux exigences fonctionnelles lourdes et aux problèmes d'anatomie compliqués.

### **b- Aujourd'hui**

En ce début de 21<sup>ème</sup> siècle, à plus de 60 ans de la naissance de l'ère moderne prothétique orthopédique, l'offre, le choix et les techniques qui se proposent aux chirurgiens orthopédiques sont très variées. De la voie d'abord au mode de scellement, en passant par le couple de frottement utilisé, l'arsenal thérapeutique est devenu vaste. Aussi chaque année nous observons davantage de pose de prothèse totale de hanche et nous serons obligés d'en assurer le suivi. Connaître les voies d'abord les plus utilisées Moore [7], Hardinge [8], Hueter [9] ou trans-trochantérienne [2] pour les plus fréquentes, les différents modes de scellement cimenté ou non cimenté et les couples de frottements existant ( métal-métal, métal polyéthylène, céramique-céramique...) est un travail que se doit d'assumer le chirurgien d'aujourd'hui pour pouvoir le jour venu être en mesure de proposer une chirurgie adaptée à chaque patient. Savoir se poser les bonnes questions, faire la planification ou stratégie opératoire idéale sans en méconnaître les enjeux sont notre devoir. Des études récentes en sont des exemples, comme celle de Zywiell [10] sur le couple de frottement métal-métal, l'étude de Girard [11] sur la stratégie préopératoire adoptée pour la prise en charge d'une profusion intra pelvienne d'un cotyle prothétique.

### **I.4. La Population concernée par les prothèses**

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

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

## **I.5. L'arthroplastie**

Une arthroplastie est donc une opération destinée à restituer le mouvement à une articulation et leur fonction aux muscles, ligaments et autres structures constituées de tissus mous qui contrôlent cette articulation en créant un nouvel espace articulaire [14]. 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.

### **I.5.1. Indications et contre-indications de l'arthroplastie**

#### **a- Indications d'une arthroplastie totale de la hanche :**

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

Après que le succès remarquable de l'opération a été rapporté pour des patients souffrant d'arthrite rhumatoïde, d'arthrose (ostéoarthrite, arthrite hypertrophique), de nécrose a 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 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.

**b- Contre-indications d'une arthroplastie totale de la hanche**

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

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

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

**I.5.2. Évolution de l'arthroplastie**

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

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

Le concept fondamental d'arthroplastie à faible moment de frottement est devenu un fait bien établi et l'articulation métal sur polyéthylène (Figure I.6) le standard de l'arthroplastie totale de la hanche. La stabilisation initiale de l'implant est la fonction clé du ciment. Les résultats de l'arthroplastie totale de la hanche de Charnley sont devenus le point de référence pour l'évaluation des performances d'autres arthroplasties.

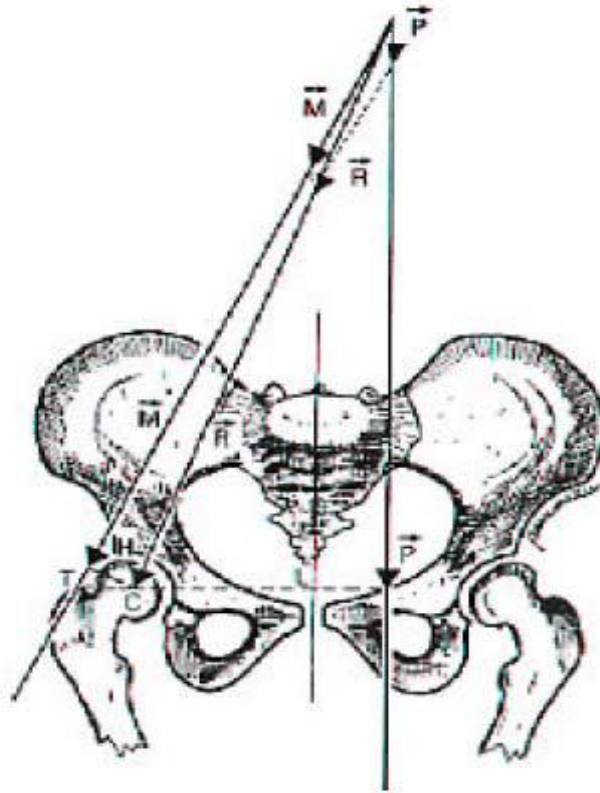


**Figure I.8 :** P.T.H avec cupule en polyéthylène, tête en céramique et tige en acier inoxydable

Dans les premiers temps de sa pratique, Charnley croyait à l'efficacité d'un ancrage du ciment dans l'os spongieux, appelé aussi os trabéculaire, et enlevait l'os sous-chondral, os compact et résistant situé sous le cartilage. Il préféra plus tard conserver cet os et percer plusieurs trous de diamètre 6 mm à l'intérieur de l'acetabulum, qu'il remplissait manuellement avec du ciment avant insertion de la cupule [15].

Il cherchait également au début à centrer de rotation de la hanche, c'est-à-dire à le rapprocher légèrement du plan de symétrie du corps, par creusement de l'acetabulum, afin de raccourcir le bras de levier du poids du corps (Figure I.7), et à augmenter le bras de levier des muscles abducteurs Mr (moyen fessier) en rattachant latéralement le grand trochanter T ostéotomisé. Il attribua plus tard le taux élevé de migration de la cupule, dans son étude à un recul de 12 à 15 ans, à ce creusement excessif de l'acetabulum.





**Figure I-9 :** Plan de symétrie du corps.

Lorsque le corps est en appui monopodal, le bassin qui tend à basculer du côté déchargé est maintenu en équilibre par la contraction du moyen fessier M.

C : centre de rotation. P : poids du corps. R : résultante des forces appliquées.

Nombre de chirurgiens ont ainsi retiré l'os sous-chondral au cours d'arthroplasties de la hanche jusqu'au début des années 80, des descellements par verticalisation ou par migration vers le haut de la cupule ayant alors été constatés et l'importance de cette structure dans la reprise des efforts appliqués à la hanche et leur transmission à l'os cortical ayant été reconnue.

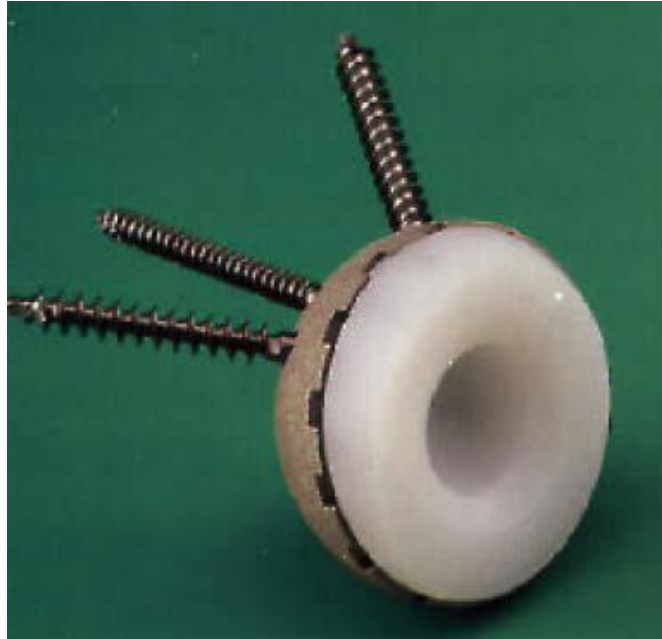
En 1970, Buchholz et Engelbrecht furent les premiers à utiliser le ciment comme support de principes actifs en mélangeant un antibiotique, la gentamicine, au ciment chirurgical. L'association du ciment pour os et de la gentamicine s'est révélée stable et offre toujours une activité antibiotique efficace contre les germes rencontrés en chirurgie orthopédique et sensibles à la gentamicine.

Parallèlement, de nombreux auteurs (essentiellement américains), encouragés par le refus de F.D.A. (Food and Drug Administration) d'autoriser l'utilisation du ciment jusqu'en 1970, travaillèrent sur les implants non cimentés.

La recherche s'est orientée depuis suivant deux axes principaux, l'un visant à supprimer l'utilisation de ciment dont les particules produites par son effritement ou sa fissuration provoquent des réactions tissulaires intenses, l'autre au contraire à améliorer l'ancrage des prothèses de hanche cimentées. Des tiges fémorales et des cupules avec un revêtement en hydrox apatite ou microporeux par billes, fibres, microrugosités ou treillis qui peut servir de support à une couche d'hydrox apatite, en press-fit, ont été développés pour substituer l'ancrage biologique, favorisé par la repousse et la réhabilitation osseuses, au ciment, comme mode de fixation.

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

Des cupules blindées (Figure I.8), constituées d'une cupule en polyéthylène ou en céramique insérée dans une coque métallique (metal-back) ont été conçues initialement pour pouvoir changer l'insert sans rompre l'interface ciment – os, et donc sans endommager le capital osseux du patient, lorsqu'il y a usure excessive du polyéthylène ou pour modifier le diamètre de la tête et le diamètre intérieur de la cupule en cas d'instabilité. La modélisation aux éléments finis et les résultats d'expériences réalisées sur des pièces anatomiques indiquaient que le metal-back raidissait le polyéthylène, réduisait les pics de contraintes dans le ciment et l'os spongieux et diminuait ainsi le taux de descellement aseptique. Des descellements précoces ont été observés en raison vraisemblablement d'une trop grande différence entre les modules d'élasticité du métal-back et de l'os receveur.



**Figure I.10** : cupule blindée à revêtement microporeux

Bien que des analyses de la survie à long-terme de ces implants n'ont pas démontré d'amélioration significative, la plupart des modèles d'implants acétabulaires actuels retiennent le métal-back comme moyen de fixation de la cupule à l'os sans ciment [16].

Le succès de l'arthroplastie totale de la hanche s'appuie essentiellement sur la création de surfaces portantes stables, avec un faible coefficient de frottement entre les deux composants solidement fixés dans l'os. L'amélioration de la conception des implants, des matériaux et des techniques continue, mais les concepts fondamentaux établis par Charnley demeurent valables. Certaines exigences pratiques doivent être prises en compte lors de la conception de nouveaux implants ou de nouvelles procédures chirurgicales. Elles sont exposées dans le paragraphe suivant.

#### **I.6. Les Exigences requises pour une articulation artificielle**

- La fonction d'une articulation artificielle doit s'approcher autant que possible de celle de l'articulation naturelle pendant toute la durée de vie postopératoire du patient, sans gêne et sans complications.
- Ni la prothèse ni les matériaux de fixation ne devraient induire de réactions tissulaires indésirables, telles que la nécrose ou la résorption osseuse. Ils devraient avoir des caractéristiques de frottement et d'usure acceptables et ne pas se corroder.

- La procédure chirurgicale devrait être relativement simple et rapide, standardisée et reproductible, avec un trauma chirurgical minimal.
- La géométrie de la prothèse, le choix des matériaux, et particulièrement les propriétés de résistance et de rigidité, devraient garantir les performances mécaniques adéquates de telle manière que toute concentration de contraintes soit évitée et que l'implant, le ciment et l'os ainsi que leurs interfaces ne soient pas chargés au-delà de leurs limites de résistance ou de fatigue.
- L'implant devrait avoir un bon potentiel de « sauvetage » dans ce sens qu'en cas d'échec de la procédure, une autre solution reste possible.
- La mobilisation précoce, la stérilisation des composants et des coûts de production des implants raisonnables devraient être possibles.

Il est à noter que ces exigences concernent essentiellement la phase de service de la prothèse, alors que la plupart des problèmes qui peuvent conduire au descellement d'un implant acétabulaire prennent naissance pendant l'intervention, au moment de la construction de l'articulation prothétique.

### **I.7. Conclusion**

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

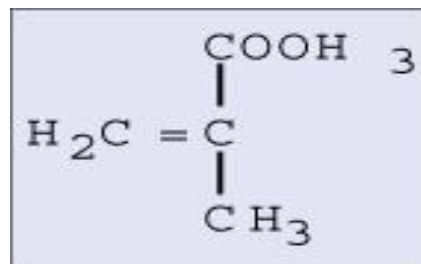
# Chapitre II

*Le ciment orthopédique*

## II.1. Introduction

Dès 1890 le chirurgien allemand Themistokles Gluck 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.1).



**Figure II.1** : Molécule de méthylmétaacrylate (MMA) avec son double-lien polymérisable : substance de base pour les ciments acryliques.

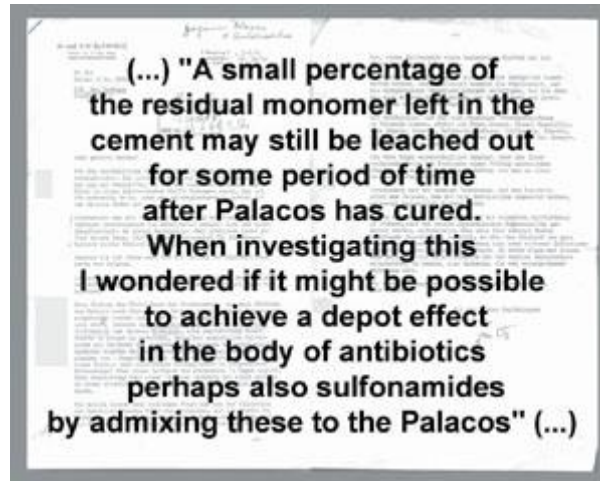
A partir de cette date, les fabricants accélérèrent le développement de nouveaux polymères commercialisables.

En 1936 la société Kulzer breveta une pâte thermodurcissable à partir d'un mélange de poudre de poly-méthylméthacrylate (PMMA, également connu sous la marque brevetée Plexiglas), de liquide de méthyl-méthacrylate (MMA) et d'un initiateur thermosensible.

En 1943 les sociétés Degussa et Kulzer développèrent le premier ciment thermo-durcissable à froid. Ce matériau fut utilisé pour combler les défauts du squelette et pour fabriquer des plaques plexiglas.

En 1958 Sir John Charnley [1] 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 (Figure. II.3).

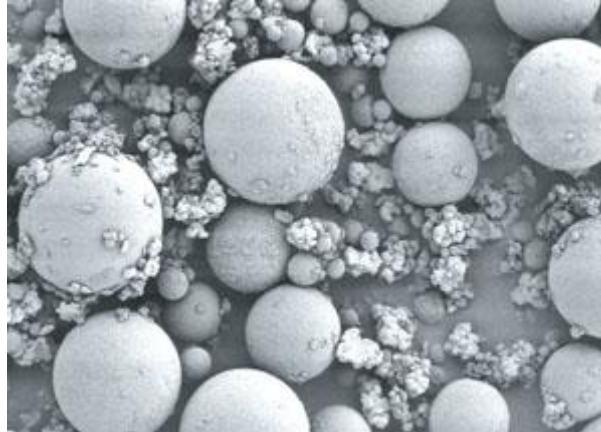


**Figure II.3** : Extrait du courrier rédigé par le Dr. Buchholz adressée à Kulzer en 1969 :le début des ciments avec antibiotique.

## II.2. Propriétés chimiques :

### II.2.1. 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) (Figure II.4). 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.4).



**Figure II.4** : Composition de la poudre : Polymère (polyméthylméthacrylate et/ou copolymères de méthylméthacrylate). Initiateur (peroxyde de benzoyle). Radio-opacifiant (dioxyde de Zirconium).

L'ingrédient principal du liquide est le monomère (MMA) (Figure II.5). 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 diméthyl-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 (Figure II.5).

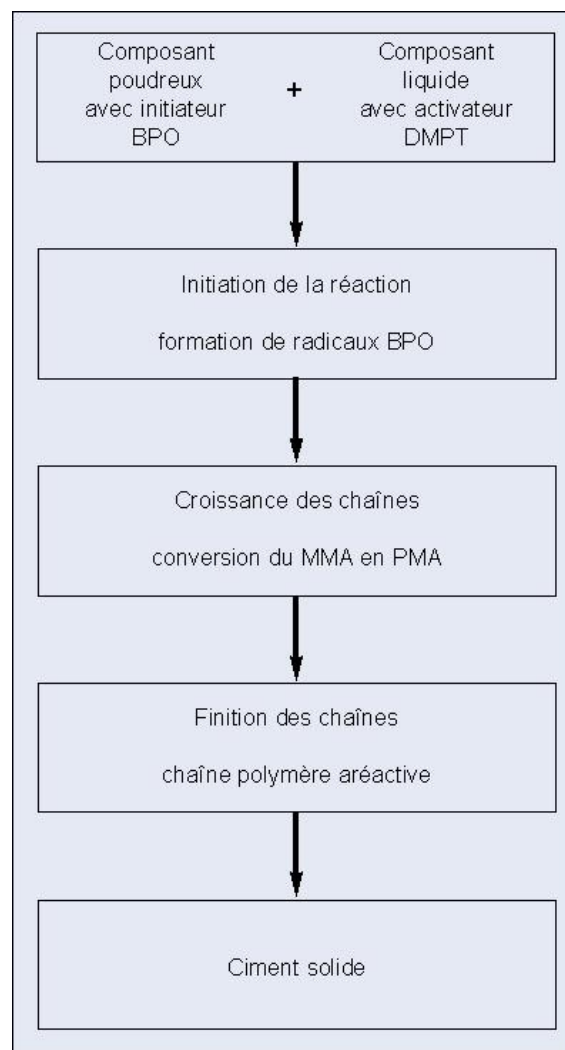


**Figure II.5** : Composition du liquide : Monomère (méthylméthacrylate, butyl méthacrylate). Activateur (DmpT : N, N-dimethyl-p-toluidine)



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.7) : schéma de la réaction chimique).

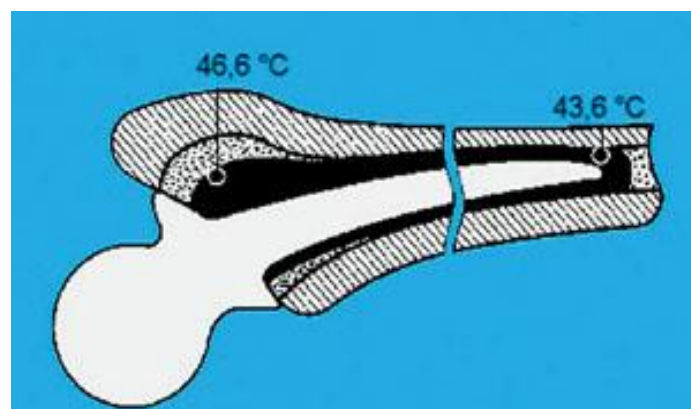


**Figure II.7** : Processus de réaction chimique.

### II.2.2. 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 100 g) 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 (Figure II.8). 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 [22, 23, 24, 25]. 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 (Figure II.8).



**Figure II.8** : Température maximum dans le fémur d'après Biehl.

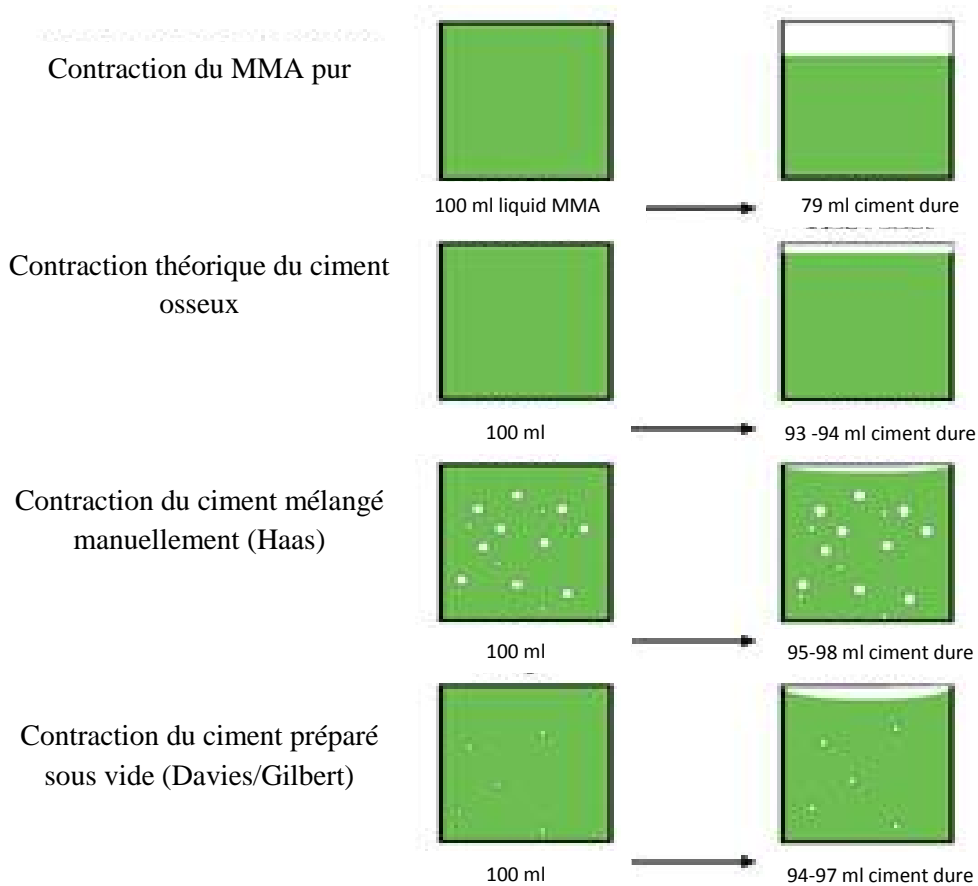
### II.2.3. Contraction de Volume :

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 méthylmétacrylate (MMA) pur présente un rapport de contraction d'à peu près 21%. Ce qui signifie que la polymérisation de 100ml de MMA se transforme en 79ml de polyméthylmétacrylate (PMMA) solide (Figure II.9).

En utilisant une poudre pré-polymérisée, le MMA contenu dans les ciments normalement disponibles se réduit d'environ un tiers 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 [26, 27, 28].

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.9).



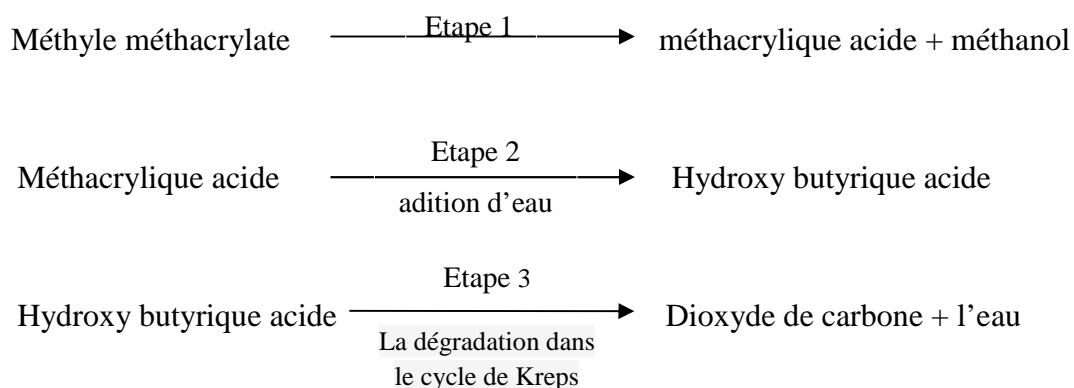
**Figure II.9 :** Contraction du Volume.

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 néo-formé.

#### II.2.4. 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 [29]. 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 (Figure II.10) [30]. Pendant un temps le MMA relargué était considéré comme responsable de complications respiratoires et circulatoires en per-opératoire. Mais l'on sait désormais que ces

complications sont plutôt causées par l'accroissement de la pression intra-médullaire et par des embols graisseux [31].



**Figure 10** : Métabolisation du MMA.

## II.2. 5. Antibiotiques

Toute opération endo-chirurgicale 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 [32].

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 [33].

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

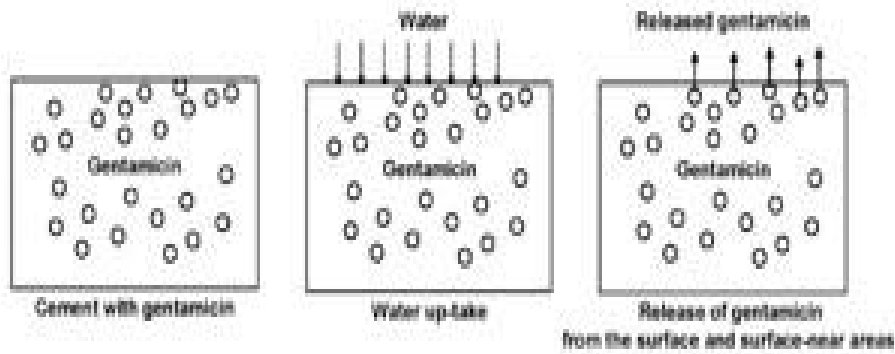
Tous les antibiotiques ne sont pas adaptés à une thérapie locale dans un ciment osseux. L'efficacité du traitement antibiotique doit inclure un niveau initial élevé, avec un relargage progressif et contrôlé sur les jours, voire les semaines suivantes.

Les facteurs bactériologiques et physico-chimiques suivants doivent être pris en considération [34] :

- 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 soixante-dix [35].

Le relargage répond aux lois de diffusion (Figure II.11). 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.11** : Relargage antibiotique (e.g. gentamicin) 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 [21]. 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 épidermis à coagulase, bien que ce problème reste rare dans les établissements à forte activité prothétique. C'est pourquoi les ciments osseux additivés 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.2.6. Radio-opacifiant :

Le radio-opacifiant utilisé dans les ciments acryliques est soit le dioxyde de Zirconium, soit le sulfate de Baryum. Le radio-opacifiant ne participe pas aux chaînes de polymères, il est dispersé uniformément dans la poudre et donc dans le ciment osseux une fois durci. Des expérimentations animales et des études in vivo avec différentes cultures cellulaires ont

démonstré significativement plus de changements ostéolytiques avec le sulfate de Baryum qu'avec le dioxyde de Zirconium [36]. Malgré la mauvaise solubilité du sulfate de Baryum, il peut se produire une libération d'ions de Baryum toxiques. Inversement les caractéristiques abrasives du Zirconium peuvent être un désavantage. Mais chacun de ces désavantages ne peut survenir qu'en cas de descellement de l'implant ou si des particules de ciment restent libres dans l'espace articulaire.

### **II.2.7. Température de transition vitreuse :**

Comme tout polymère amorphe, les ciments osseux présentent une transition vitreuse. Il s'agit d'une phase de transition du polymère entre un état vitreux et un état caoutchouteux pendant la phase de montée en température, en d'autres termes il s'agit d'un processus de ramollissement [37]. Le paramètre critique de température pour ce processus est la température de transition vitreuse. Comme il s'agit uniquement d'un paramètre de température, les polymères peuvent commencer à se ramollir en dessous de cette température. De sorte que la différence entre la température de transition vitreuse et la température d'application celle du corps humain- ne doit pas être trop basse car les polymères mous ont tendance à se craqueler.

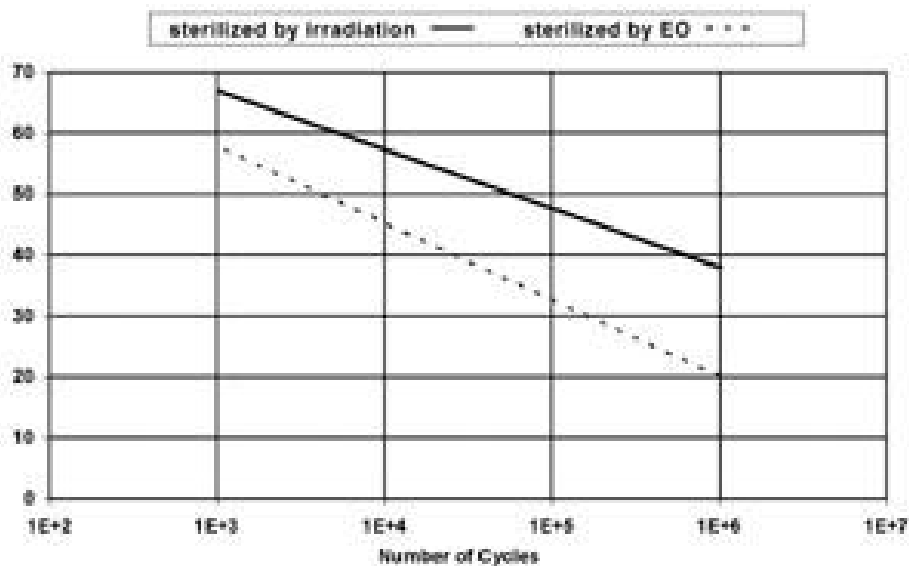
La température de transition vitreuse est dépendante de la composition chimique du polymère. La capacité hydrophile influence aussi la transition vitreuse. Les ciments osseux acryliques présentent une température de transition vitreuse avoisinant 90 à 100°C à l'état sec. Immédiatement après l'introduction du ciment, celui-ci absorbe de l'eau et atteint un état de saturation dans les six à huit semaines. Cette absorption induit un effet ramollissant et réduit la température de transition vitreuse d'à peu près 20°C [21]. Si l'on considère la différence importante entre la température de transition vitreuse et celle du corps humain, on peut admettre que le risque de migration de l'implant pour cause de craquement du ciment est très faible.

### **II.2.8. Poids Moléculaire et Stérilisation**

Le poids moléculaire est un paramètre critique pour la longueur des chaînes moléculaires du polymère. Ce paramètre dépend de la poudre de polymère et de la polymérisation du méthylmétacrylate (MMA) en tant que processus réel de durcissement. Bien entendu le poids moléculaire de la matrice polymère dépend du poids moléculaire des particules de polymère



utilisées dans la poudre. Mais ce poids moléculaire est affecté de façon importante par le procédé de stérilisation utilisé. La stérilisation par rayons- g réduit de façon significative le poids moléculaire. Alors que la stérilisation sous oxyde d'éthylène n'a aucune influence sur le poids moléculaire du polymère. Le poids moléculaire influence les caractéristiques mécaniques du ciment osseux de sorte que les ciments à bas poids moléculaire présentent quelques désavantages (Figure. II.12) [38,39].



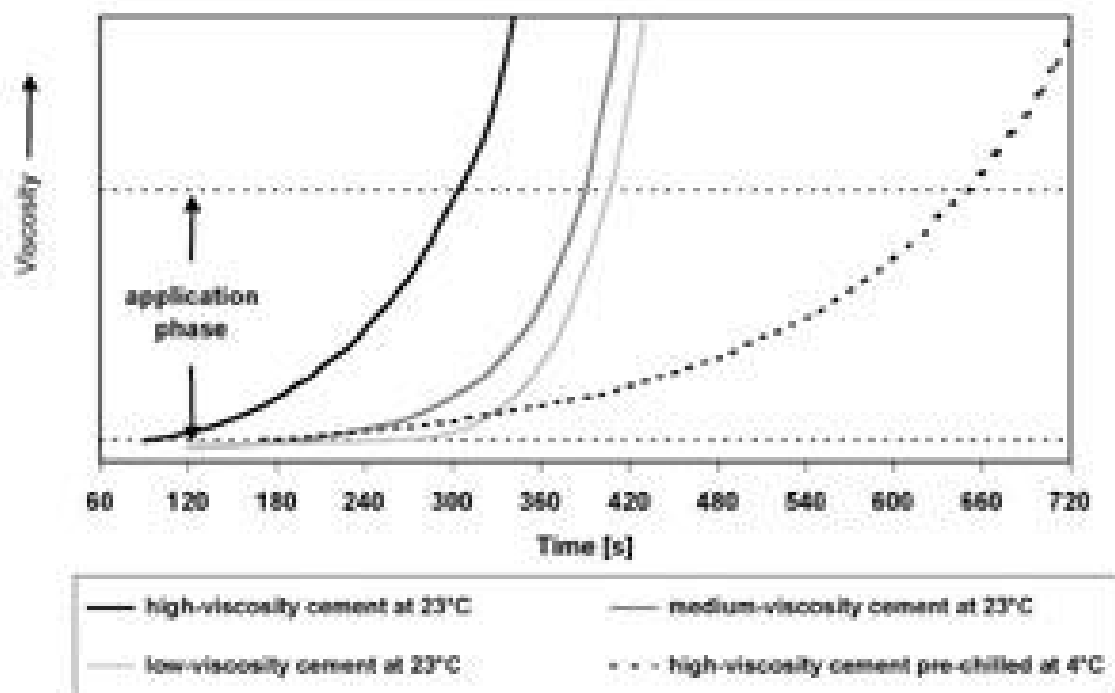
**Figure II.12** : Résistance en fatigue du PMMA. PMMA stérilisé sous oxyde d'éthylène (EO) : meilleure survie (nombre plus important de cycles avec plus de contraintes) que PMMA stérilisé par irradiation- g.

### II.2.9. la viscosité :

La viscosité est un paramètre physique caractérisant la résistance d'un fluide à la déformation. Un matériau présentant une viscosité basse est considéré comme fluide (p.e. de l'eau), alors qu'une viscosité élevée traduit une consistance plus pâteuse (p.e. le goudron). Sur un point de vue strictement scientifique, tout solide présente une caractéristique de viscosité : le verre par exemple, a un comportement visqueux, mais à un très haut niveau de viscosité.

La viscosité des ciments osseux est déterminée essentiellement par la composition chimique et par le ratio poudre/liquide. Ces aspects ne doivent jamais être changés en per-opératoire dans le but de modifier la viscosité. En cas de variation des paramètres originaux, ce n'est pas seulement la viscosité qui serait modifiée, mais également d'autres caractéristiques comme la

résistance mécanique, les caractéristiques de polymérisation, le taux résiduel de monomères, etc... Il existe cependant une manière de modifier la viscosité sans influencer sur les autres paramètres : la réfrigération préalable du ciment. La rapidité de la réaction chimique, et en même temps la viscosité sont dépendantes de la température. Une température réduite implique un ralentissement de la réaction chimique et une réduction de la viscosité du ciment. La réfrigération préalable, surtout pour les ciments à haute viscosité a été rendue nécessaire par l'utilisation de systèmes de mélange pour ciment. Il s'agissait de rendre ces ciments plus faciles à manipuler avec ces systèmes, et aussi d'en améliorer la qualité en réduisant leur porosité. Il faut cependant garder en mémoire que la réfrigération préalable retarde la phase de manipulation et de durcissement du ciment. Les ciments osseux sont généralement divisés en deux catégories : les ciments à haute viscosité, et ceux à basse viscosité. Les ciments représentatifs de la première catégorie sont Palacos, Palamed, CMW1, et Simplex P. La seconde catégorie est représentée par Osteopal, Palacos BV, CMW 3, et Sulfix. Il n'existe cependant pas de définition précise de la « haute » ou de la « basse » viscosité, aussi certains ciments sont parfois présentés comme étant de viscosité « moyenne » (Figure II.13) [40].



**Figure II.13** : Accroissement de la viscosité après le début du mélange ( $t = 0$  s) pour 3 types différents de ciment.

Quand les ciments ont été introduits en chirurgie orthopédique par Sir John Charnley, le ciment était appliqué manuellement ("finger packing"). Cette méthode requérait des ciments à

haute viscosité. Les ciments à basse viscosité, qui ont été développés plus tard, présentent le principal avantage de pouvoir être injectés avec une seringue. Il faut cependant mentionner que les résultats cliniques démontrent de meilleurs taux de survie pour les implants fixés avec des ciments à haute viscosité par rapport à ceux fixés avec des ciments à basse viscosité (Figure II.14). Ces résultats sont issus des Registres Nationaux Suédois et Norvégien d'Arthroplastie de Hanche [41, 42]. Sur la base de ces résultats probants, les ciments à basse viscosité ne sont plus utilisés en Suède dans la chirurgie de hanche standard. La différence de résultat entre ces ciments n'est pas encore bien comprise. Une des raisons pourrait être le non respect des consignes de manipulation, particulièrement le respect du timing de la phase de travail. Alors que les ciments à basse viscosité réclament d'être utilisés dans un timing précis, les ciments à haute viscosité sont beaucoup plus "tolérants".

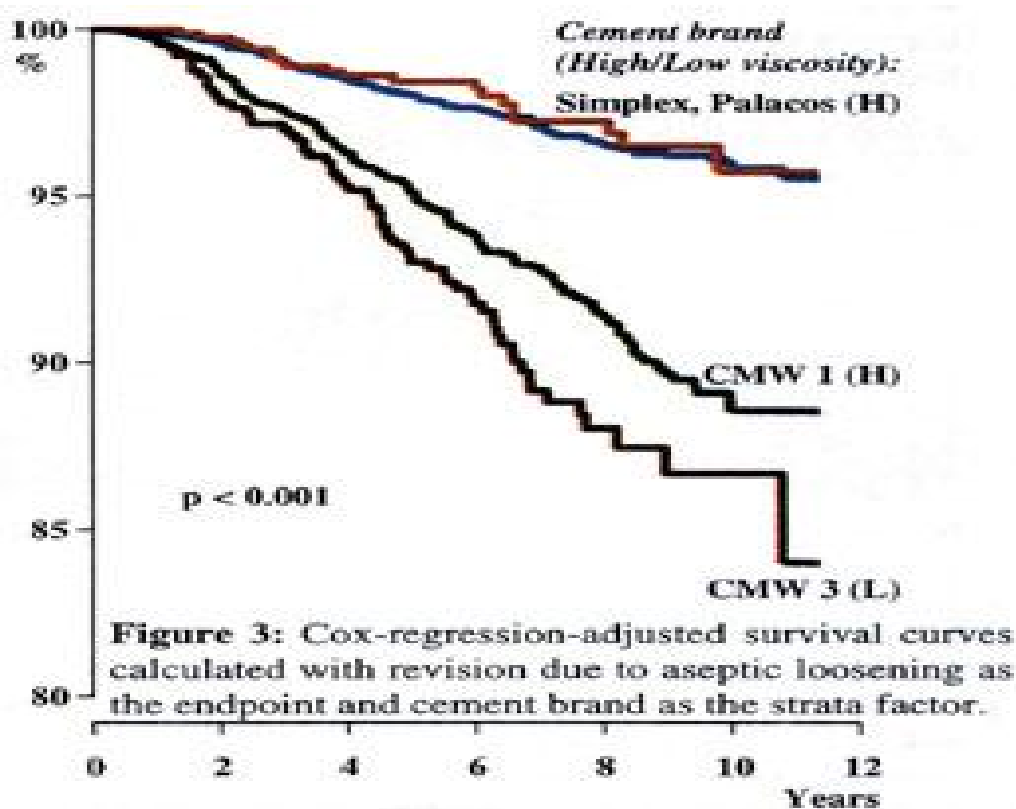


Figure 14 : Courbes de survie obtenues avec des ciments de viscosités différentes (Havelin et al [42] )

La viscosité des ciments comporte quelques conséquences pratiques. En ce qui concerne la phase de mélange, un ciment à basse viscosité semble avoir quelques avantages car le mélange est plus facile et plus pratique. Au premier abord la mise en place du ciment à basse viscosité semble plus facile. Le ciment osseux est souvent considéré comme une colle assurant un lien entre l'os et l'implant. Pourtant le ciment osseux doit plutôt être considéré

comme un mastic. Il n'y a aucun lien chimique ou biologique avec l'os. La fixation du ciment à l'os spongieux est basée sur une inter-pénétration mécanique. Certaines études ont établi qu'une forme de viscosité est nécessaire pour que le ciment puisse résister à la pression vasculaire dans le lit osseux. Sans quoi du sang pourrait se mélanger au ciment, entraînant des laminations ou des inclusions de poches sanguines dans le ciment avec un effet forcément péjoratif sur sa stabilité mécanique [43].

Certaines indications particulières, comme les vertébroplasties, ont besoin de ciments à basse viscosité. Dans ces indications le ciment est introduit au travers d'une aiguille très fine, ce qui ne serait pas possible avec des ciments à haute viscosité.

D'un point de vue scientifique il n'est pas correct de décrire le comportement d'un ciment en fonction de sa viscosité. Les ciments osseux doivent être présentés comme des substances visco-élastiques. Car au delà du comportement visqueux comme un liquide- les ciments osseux présentent des propriétés élastiques comme un matériau solide et élastique-, même à l'état pâteux. Durant le processus de polymérisation la portion visqueuse diminue tandis que la portion élastique augmente. Ce processus a quelques conséquences pratiques : le ciment osseux est lent à « couler ». Afin d'obtenir une bonne pénétration du ciment dans l'os spongieux, condition nécessaire à la fixation durable de l'implant, il faut appliquer une pression constante (phase de pressurisation selon les techniques modernes de cimentation). Un impact de courte durée sur le ciment n'est pas suffisant en raison de la « re-déformation » élastique obtenue plutôt que le coulage progressif recherché.

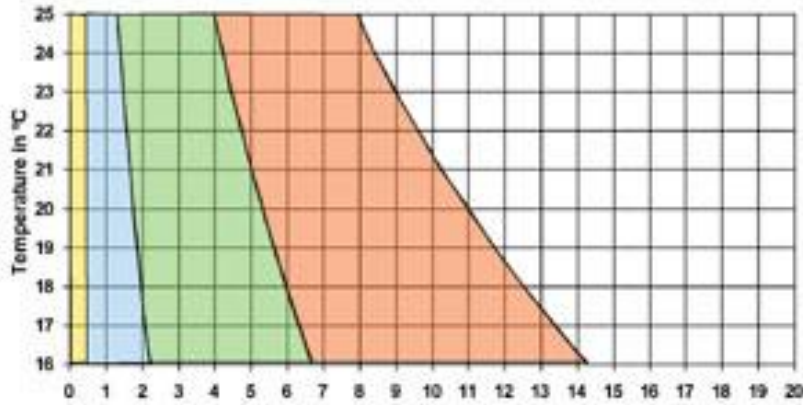
La mesure de la viscosité réelle est plutôt complexe. La norme *ISO 5833* établit un critère de mesure assez imprécis : la pénétration du ciment dans des pores standardisés.

#### **II.2.10. Caractéristiques de Manipulation :**

Le mélange définitif et l'injection du ciment sont réalisés pendant l'intervention chirurgicale par le chirurgien et son équipe. Pour cette raison les caractéristiques de manipulation revêtent une importance toute pratique [44].

D'une façon générale les caractéristiques de manipulation des ciments sont principalement déterminées par la composition de la poudre et du liquide. Mais il reste possible pour l'équipe de bloc d'agir partiellement sur ces caractéristiques en modifiant dans une certaine mesure la procédure de préparation, comme cela va être démontré ci-dessous.

Les caractéristiques de manipulation sont généralement divisées en 4 temps (Figure II.15):



**Figure II.15 :** Courbes de phases pour un ciment haute viscosité de type Palacos.

- La phase de mélange
- La phase de repos
- La phase d'injection (phase de travail)
- La phase de durcissement

**a. La Phase de Mélange :**

La phase de mélange doit permettre d'obtenir une pâte homogène à partir des 2 composants : poudre et liquide. Il faut noter que les phases de mélange peuvent être différentes selon le type de ciment choisi. Certaines notices de préparation du ciment indiquent qu'il faut ajouter le liquide à la poudre, alors que d'autres indiquent une procédure inverse. La raison pour cette opposition est à rechercher dans la composition chimique des différents ciments et dans leurs aspects physiques. Les instructions fournies par le fabricant doivent être strictement respectées si l'on souhaite optimiser les qualités du matériau.

Les différences de composition de chaque ciment expliquent aussi les différences de comportement lors de la phase de mélange. Certains ciments sont immédiatement lisses et liquides alors que d'autres se comportent d'abord comme du sable mouillé, puis prennent une texture lisse et liquide après un certain temps. Pour éviter tout problème pendant la manipulation, le chirurgien doit être familiarisé avec le comportement du ciment utilisé.

Au début de l'utilisation des ciments osseux, la procédure standard de mélange était la préparation manuelle dans un bol. Il a été démontré que cette manière de faire résultait en une variation importante de la qualité du ciment obtenu, fonction de la personne qui exécute la phase de mélange. L'homogénéité du mélange par rapport à sa porosité, en particulier, variait de façon importante. Il n'est donc pas possible de considérer ce type de préparation manuelle comme une procédure de référence. De plus, comme le ciment était préparé à l'air libre, le personnel de bloc était exposé de manière relativement importante aux vapeurs de monomère. Il a été démontré que l'exposition réduite aux vapeurs de monomère ne présentait pas de toxicité réelle pour le personnel de bloc, mais on ne peut néanmoins recommander une exposition prolongée à ces vapeurs qui serait due à une utilisation intensive de ciments osseux. .

Plusieurs études ont été réalisées afin de déterminer une procédure optimale de mélange : mélange mécanique, vibration, centrifugation... Mais c'est finalement la mise au point de système de préparation sous vide qui a permis d'obtenir une qualité constante et reproductible, en même temps qu'une réduction significative de l'exposition au monomère. Mais le point le plus critique reste la porosité du matériau. Un nombre important d'études in vitro ont mis en évidence une corrélation directe entre une porosité réduite et l'accroissement de la stabilité mécanique.

Dans le Registre Suédois d'Arthroplastie de Hanche, le registre qui répertorie le plus grand nombre de cas au monde, il a été démontré que la préparation sous vide du ciment permettait d'obtenir de meilleurs résultats cliniques à long terme par rapport à une préparation manuelle simple. Ces résultats nous obligent à considérer la préparation sous vide du ciment comme un point important des techniques modernes de cimentation. Pour les mêmes raisons, et en plus de la réduction des vapeurs de monomère, les systèmes de préparation sous vide du ciment définissent désormais la procédure standard type de préparation du ciment dans des pays comme la Suède et la Norvège.

### **b. La Phase de Repos :**

Après avoir mis en contact la poudre de polymère et le liquide de monomère, il se produit habituellement une dissolution partielle de la poudre acrylique dans le liquide et un gonflement de ces particules. A cet instant le ciment colle encore au gant du manipulateur, et

le ciment ne peut pas encore être manipulé par l'opérateur si la préparation et l'injection sont faites manuellement.

Pour cette raison une méthode de détermination de la phase collante a été fixée par la norme *ISO 5833* : cette phase est considérée comme terminée quand le ciment n'adhère plus à un gant latex non poudré. Cette méthode reste cependant peu précise et sujette à variations.

Dans les techniques de cimentation modernes, le ciment n'est plus mis en place manuellement, mais avec un matériel d'injection ou une seringue. Il n'y a plus de contact direct entre les gants du chirurgien et le ciment, de sorte que l'adhérence au gant n'est plus une mesure significative. Mais un autre aspect doit être pris en considération : celui de la viscosité du ciment. La plupart des ciments disponibles réclament un temps de repos avant d'atteindre le niveau de viscosité requis pour la mise en place. Pour cette raison le temps de repos doit être également respecté avec les systèmes de préparation et d'injection modernes.

### **c. La Phase d'Injection :**

La phase d'injection est le temps opératoire pendant lequel le ciment et l'implant peuvent être mis en place sur le patient. Pendant cette phase la viscosité du ciment doit être suffisamment haute pour résister à la pression vasculaire du patient, mais en même temps doit être suffisamment basse pour que le ciment inter-pénètre efficacement les alvéoles spongieuses, condition essentielle à la stabilité du ciment dans l'os.

La méthode initiale de mise en place consistait à pousser le ciment avec le pouce. Le canal médullaire distal n'était pas obturé, et le lit osseux était rarement nettoyé avant la mise en place des composants. L'expérience maintenant longue de l'utilisation des ciments osseux, complétée par les enseignements des Registres Scandinaves, nous ont permis d'objectiver d'autres facteurs essentiels à l'amélioration à long terme de la stabilité des implants de hanche. Ces facteurs sont résumés dans le terme Technique Moderne de Cimentation

- L'Injection Rétrograde du ciment à l'aide d'une canule longue a démontré nettement ses avantages,
- Il est recommandé d'utiliser des obturateurs diaphysaires et des dispositifs de pressurisation,

- Il est recommandé de nettoyer méticuleusement le lit osseux à l'aide de dispositifs de lavage pulsé, afin d'améliorer l'inter-pénétration du ciment dans l'os, et de réduire les risques d'embolie graisseuse.

#### **d. La Phase de Durcissement :**

Pendant la phase de durcissement se produit la polymérisation finale de ce qui était du monomère. Le ciment se durcit. A la fin de la phase de travail la viscosité du ciment devient trop élevée pour permettre l'introduction de l'implant. Mais il faut rappeler que même à cet instant le ciment continue à avoir un certain comportement visqueux. Ce qui veut dire que le ciment peut encore se déformer sous la charge et modifier sa congruence à l'implant. Il est donc recommandé d'attendre la fin du processus jusqu'au durcissement final du ciment. L'état de durcissement doit être vérifié sur le patient ; le durcissement de l'échantillon habituellement conservé ne doit être qu'indicatif, et en aucun cas une preuve du durcissement final du ciment dans le patient.

#### **e. La "température-dépendance"**

Comme il l'a été décrit précédemment, la réaction de polymérisation du monomère liquide dans une phase solide de polymère dépend fortement de la température. Ce qui veut dire que la réaction est fortement accélérée quand la température s'élève, alors qu'à l'inverse les températures basses vont ralentir la réaction. Cette « température-dépendance » influence fortement sur la manipulation du ciment. Une variation de quelques degrés peut induire des écarts dans la manipulation de plusieurs minutes. Le personnel de salle doit tenir compte de la situation opératoire afin de prévenir les problèmes que pourraient occasionner une mise en place trop précoce ou au contraire trop tardive du ciment et de l'implant.

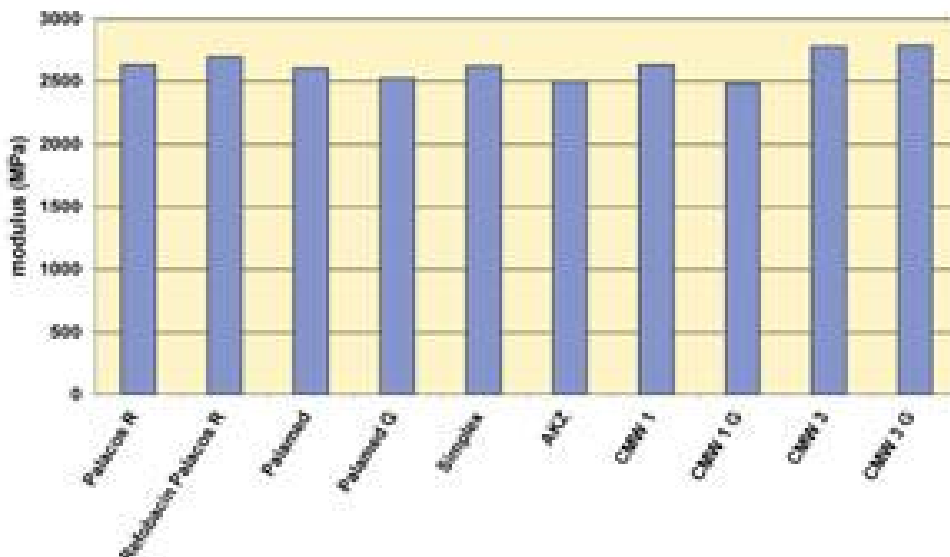
Bien que la plupart des recommandations soient écrites par le fabricant sur la notice d'utilisation, il faut rappeler que des écarts peuvent être induits par la situation opératoire : température du corps, taille de l'implant, épaisseur du manteau de ciment, instant d'injection du ciment... Le chirurgien doit garder en mémoire cette possibilité de variation induite de la manipulation citée dans (fig. II.15)



### II.3. Propriétés Mécaniques :

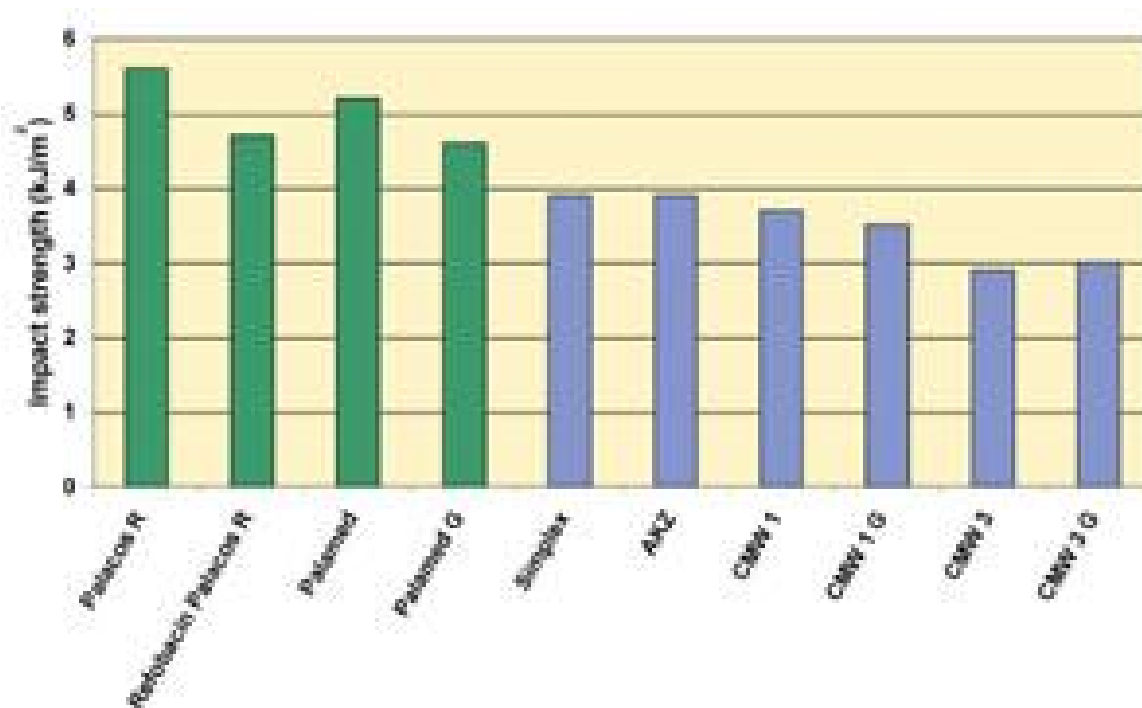
La fonction primaire des ciments osseux est de réaliser la fixation stable des endoprothèses dans l'os, essentiellement des prothèses de hanche et de genou. Pendant toute la durée de vie de l'implant, le ciment doit répartir la charge depuis l'implant sur l'os et inversement. Des études biomécaniques ont démontré que les contraintes sur une hanche peuvent atteindre 9 fois le poids du corps [45]. Dans la hanche en particulier le mécanisme de contrainte est très complexe : c'est un mélange de charge compressive, de ploiement, de cisaillement, de torsion et de tension. Il est donc extrêmement difficile de reproduire la biomécanique de la hanche en laboratoire. En conséquence, seules quelques méthodes d'évaluation ont été déterminées dans la norme *ISO 5833* afin de tester la résistance mécanique des ciments osseux : résistance en compression, résistance élastique, et module d'élasticité. Dans la norme *ISO 5833* les valeurs limites sur ces critères sont les suivantes : résistance à la rupture :

- en traction 25 MPa
  - au cisaillement 40 MPa
  - en flexion 50 MPa
  - en compression 80 MPa
- ◆ allongement à la rupture 5%
  - ◆ résistance à la fatigue à  $10^8$  cycles 14 MPa.

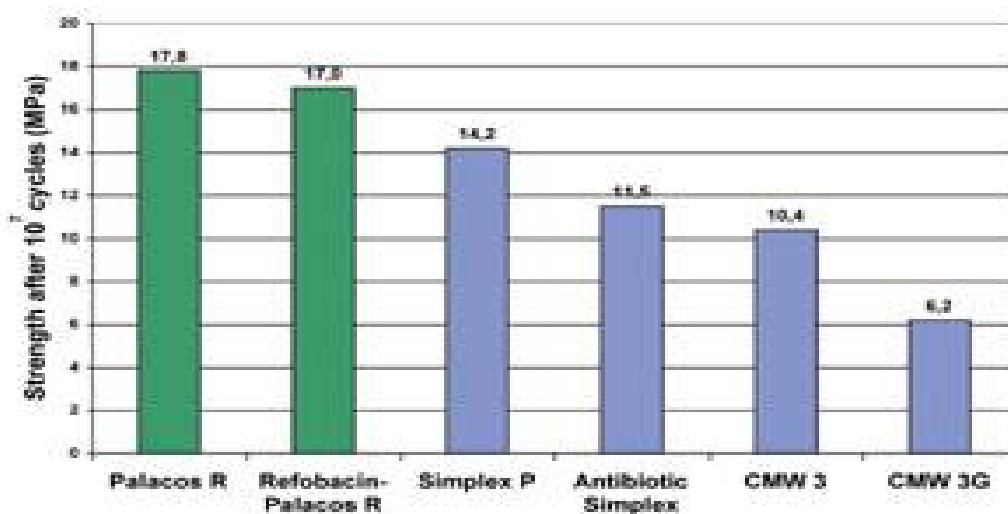


**Figure II.17** : Résistance élastique de différents ciments osseux selon la norme *ISO 5833* [21]

Ces valeurs sont respectées par tous les ciments disponibles commercialement (Figure II.17). Des tests supplémentaires sont réalisés par certains fabricants comme la résistance à l'allongement ou la résistance à l'impact (Figure II.18). Mais tous ces tests sont statiques, la stabilité du matériau est décrite dans un seul plan de charge. Dans la réalité les patients porteurs de prothèses cimentées sont mobiles. Il est donc important de décrire le comportement d'un matériau sous une charge dynamique : c'est la détermination de la résistance en fatigue du matériau. Mais il existe de nombreuses méthodes pour évaluer la résistance en fatigue d'un matériau, et, à ce jour, aucune méthode standardisée n'a été unanimement retenue, ce qui rend la comparaison des différents ciments impossible sur ce critère, sauf pour ceux qui ont été testés à partir de la même méthode (Figure II.19).



**Figure II.18** : Résistance à l'impact de différents ciments osseux selon DIN 53435 [21]

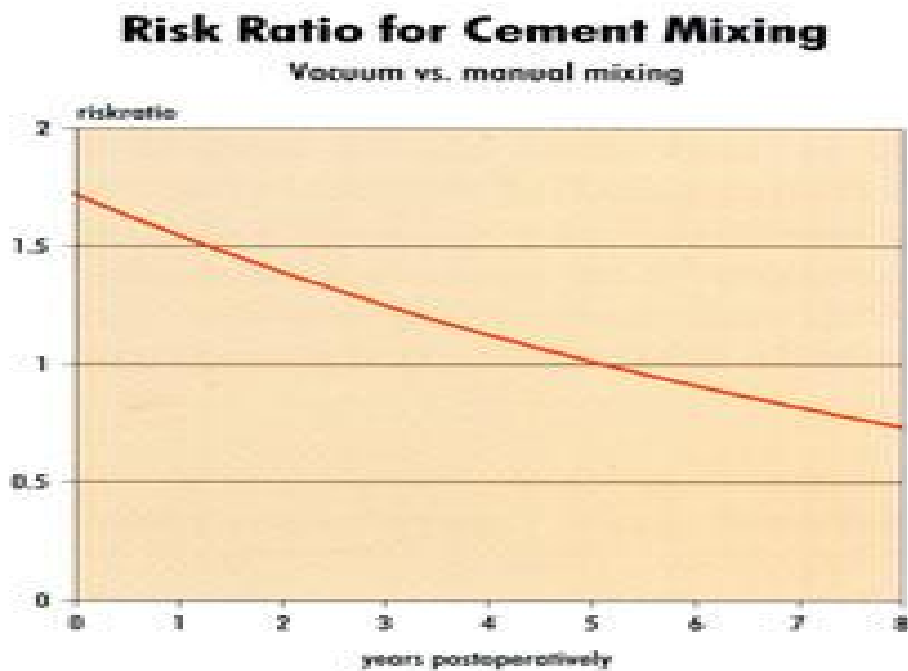


**Figure II.19** : Résistance en fatigue de différents ciments osseux. Mesuré après 10 millions de cycles [21]

Nous avons vu précédemment que la façon de mélanger le ciment avait une influence déterminante sur le nombre et la taille des pores inclus dans le ciment : le mélange manuel est habituellement caractérisé par une porosité plus importante par rapport au mélange sous vide [17]. Quoi qu'il en soit le niveau de porosité influence de façon importante les caractéristiques mécaniques du matériau. L'effet déterminant de la réduction de la porosité sur la résistance mécanique du ciment a été démontré dans de nombreuses études en [18, 19, 20].

Pour ce qui concerne les résultats cliniques relatifs à la préparation sous vide, les seules données statistiques sont extraites du Registre National Suédois d'Arthroplastie de Hanche. Ces données démontrent que la réduction de la porosité influence favorablement la stabilité à long terme et réduit le risque de descellement (Figure II.20). D'après les auteurs de ce Registre, la probabilité de révision accrue à 4-5 ans serait due à une mauvaise manipulation des systèmes de préparation, et à une introduction trop précoce de l'implant.

Plus que la réduction des émanations de monomère, c'est d'abord la réduction de la porosité et son corollaire sur la résistance mécanique du matériau qui a conduit certains pays comme la Suède, à imposer les systèmes de préparation sous vide comme standard type pour la préparation du ciment, et partie importante des Techniques Modernes de Cimentation.



**Figure II.20** : Modèle de Poisson pour évaluation de la probabilité de révision : préparation manuelle contre préparation sous vide [21]

#### II.4.Conclusion:

Les ciments osseux sont utilisés en orthopédie depuis plus de 40 ans; leur utilisation pour la fixation des endo-prothèses est devenue routinier dans de nombreux hôpitaux dans le monde, et par un nombre non limité d'opérations, mais par conséquent des patients ont retrouvé une mobilité et une qualité de vie quotidienne grâce à l'utilisation du ciments orthopédique. Les ciments disponibles commercialement sont généralement de bonne qualité, mais ils appartiennent aux chirurgiens et à leurs équipes chirurgicales de le manipuler efficacement de façon à en obtenir le résultat optimum pour les porteurs de prothèses totales de hanche.

# Chapitre III

*Etude statique de la prothèse totale de hanche  
type BM3*

### III.1. Introduction :

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

L'objectif de ce chapitre consiste à faire une analyse numérique tridimensionnelle par la méthode des éléments finis du comportement statique de la prothèse totale de hanche de type BM3. Le but recherché est d'étudier le niveau et la distribution des contraintes dans les éléments constituant la prothèse totale de hanche ; cette dernière devrait remplir sa fonction pendant toute la durée de vie postopératoire du patient, sans gêne ni complications, Or, quel que soit le mode de fixation, avec ou sans ciment, la durée moyenne de vie d'une prothèse de hanche in vivo est actuellement d'environ 8 ans [45-46].

La durabilité d'un implant dépend de l'interaction de divers facteurs. Certains d'entre eux relèvent de la responsabilité du fabricant, d'autres, comme la technique d'implantation, le choix du type de prothèse et de sa fixation, relèvent de celle du chirurgien et d'autres encore dépendent du patient [NF/E12010], comme par exemple : la réponse biologique et physiologique vis-à-vis de l'implant, l'état de santé du patient, la qualité de l'os support, le comportement du patient (prise de poids, transport de charges lourdes, niveau d'activité physique élevé.

Le modèle géométrique de la prothèse totale de hanche de type BM3 est analysé par la méthode des éléments finis en utilisant le code de calcul commercial ABAQUS version 6.11. Compte tenu de la nature du chargement et de la géométrie de la prothèse totale de hanche, une modélisation tridimensionnelle est utilisée. Le choix de ce code a été essentiellement motivé par ses grandes capacités. ABAQUS permet donc une simulation par éléments finis de problèmes variés en mécanique.

Cette analyse a été réalisée sur trois différentes parties ou zones de chaque élément de la prothèse totale de hanche type BM3 qui sont : La partie proximale ; médiale et distale.

Nous avons déterminé pour chaque zone la répartition des contraintes de Von Mises, ainsi que contraintes normales  $\sigma_{xx}$ ,  $\sigma_{yy}$  et tangentielles  $\tau_{xy}$  dans le ciment, l'implant et dans l'os.

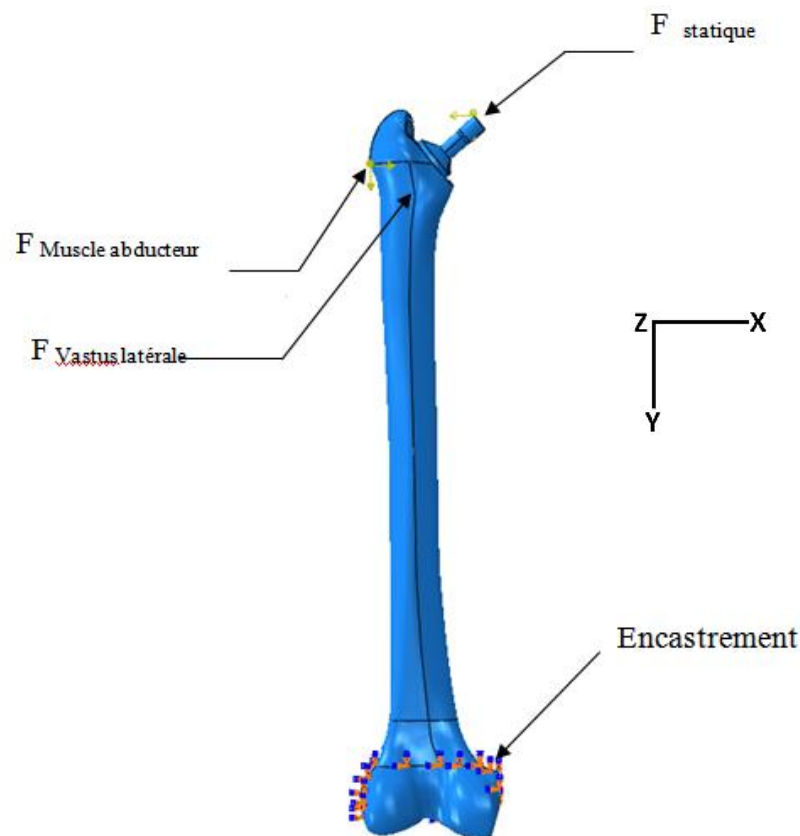
Il est à noter cependant que la détermination des contraintes  $\sigma_{xx}$ ,  $\sigma_{yy}$ ,  $\sigma_{xy}$  a été faite dans l'implant, le ciment et l'os.

### III.2. Modèle géométrique :

Les éléments utilisés dans ce modèle sont tétraédriques, puisque la géométrie du fémur présente une certaine complexité, les éléments tétraédriques sont adaptés et ajustés aux limites des courbes par rapport à des éléments hexaédriques ; la discrétisation du modèle en utilisant des éléments tétraédriques rend le maillage plus facile et plus raffiné.

#### III.2.1. Représentation du modèle « BM3 » :

Notre modèle choisi est caractérisé par ses dimensions spécifiques et ses caractéristiques mécaniques suivantes (Tableaux III.1)



**Figure III.1** : Représentation schématique de la prothèse totale de hanche (Modèle BM3)

Matériaux	Module de Young E (MPa)	Coefficient de Poisson $\nu$	Densité (kg/m <sup>3</sup> )
Os Cortical	20000	0.3	1990
Os spongieux	132	0.3	600
Implant (Ti-6Al4V)	110 000	0.3	4430
Ciment PMMA	2000	0.3	1200

**Tableau III.1** : Propriétés mécaniques des trois constituants de la prothèse totale de hanche de type «BM3 »

### III.2.2. Conditions aux limites :

Les conditions aux limites utilisées dans notre cas sont :(Tableau III.2)

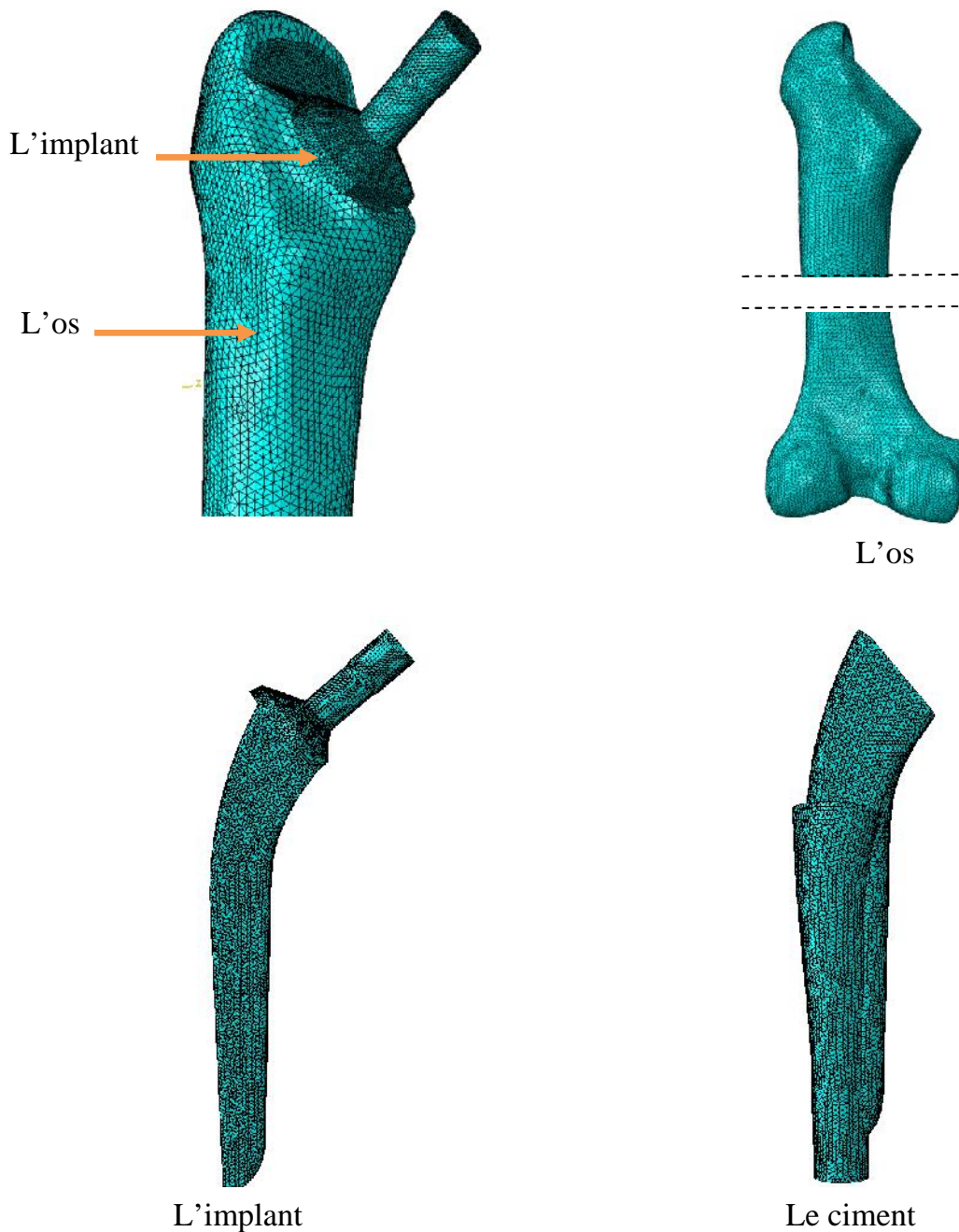
- La charge appliquée sur la tête fémorale (3 fois le poids de corps humain).
- Une charge appliquée dans la zone proximale de la partie extérieure (force de muscle abducteur).
- Une charge appliquée dans la zone proximale de la partie antérieure (force de vastus latérale).
- Un encastrement imposé à l'extrémité de fémur (Figure III.1).

Force (N)	$F_x$	$F_y$	$F_z$
Joint contact force	-433.8	+1841.3	+263.8
Abductor muscle	465.9	695.0	34.5
Vastus Lateralis	-7.2	+746.3	+148.6

**Tableau III.2** : Configuration de chargement maximal des principaux muscles avec la force de contact (Bergman, 2001)[46]



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 pour l'analyse de la structure. (Figure III.2)



**Figure III.2 :** Maillage adapté à la prothèse analysée « BM3 »

**Maillage linéaire tétraédrique, à quatre nœuds.**

### III.3. Répartition tridimensionnelle des contraintes dans les trois éléments de la prothèse totale de hanche de type BM3.

part	Implant	Ciment PMMA	Os spongieux	Os cortical
Nbre des éléments	173070	143038	220594	275009

**Tableau III.3 :** Nombre des éléments de chaque composant de la PTH selon le maillage de la structure pour la simulation

	Os	Ciment	Implant
Contraintes équivalentes (Von Mises) MPa	123	18	200
$\sigma_{xx}$ (MPa)	4	4.2	94
$\sigma_{yy}$ (MPa)	2	5	28
$\sigma_{xy}$ (MPa)	2	2.3	13

**Tableau III.4 :** Contraintes maximales de traction dans les différents constituants de la PTH

Contraintes équivalentes (Von Mises) MPa	Os	Ciment	Implant
$\sigma_{xx}$ (MPa)	-2.2	-6.3	-98
$\sigma_{yy}$ (MPa)	-2	-13	-35
$\sigma_{xy}$ (MPa)	-2.4	-2.5	-35

**Tableau III.5 :** Contraintes maximales de compression dans les différents constituants de la PTH

**III.3.1. Analyse des contraintes dans L'os « PTH type BM3 » :**

Après une simulation par le logiciel Abaqus 6.11, et avec le maillage approprié qui est linéaire tétraédrique à quatre nœuds, afin de déterminer les distributions des contraintes de Von Mises pour les différents composants de la structure, on est abouti aux résultats suivants.

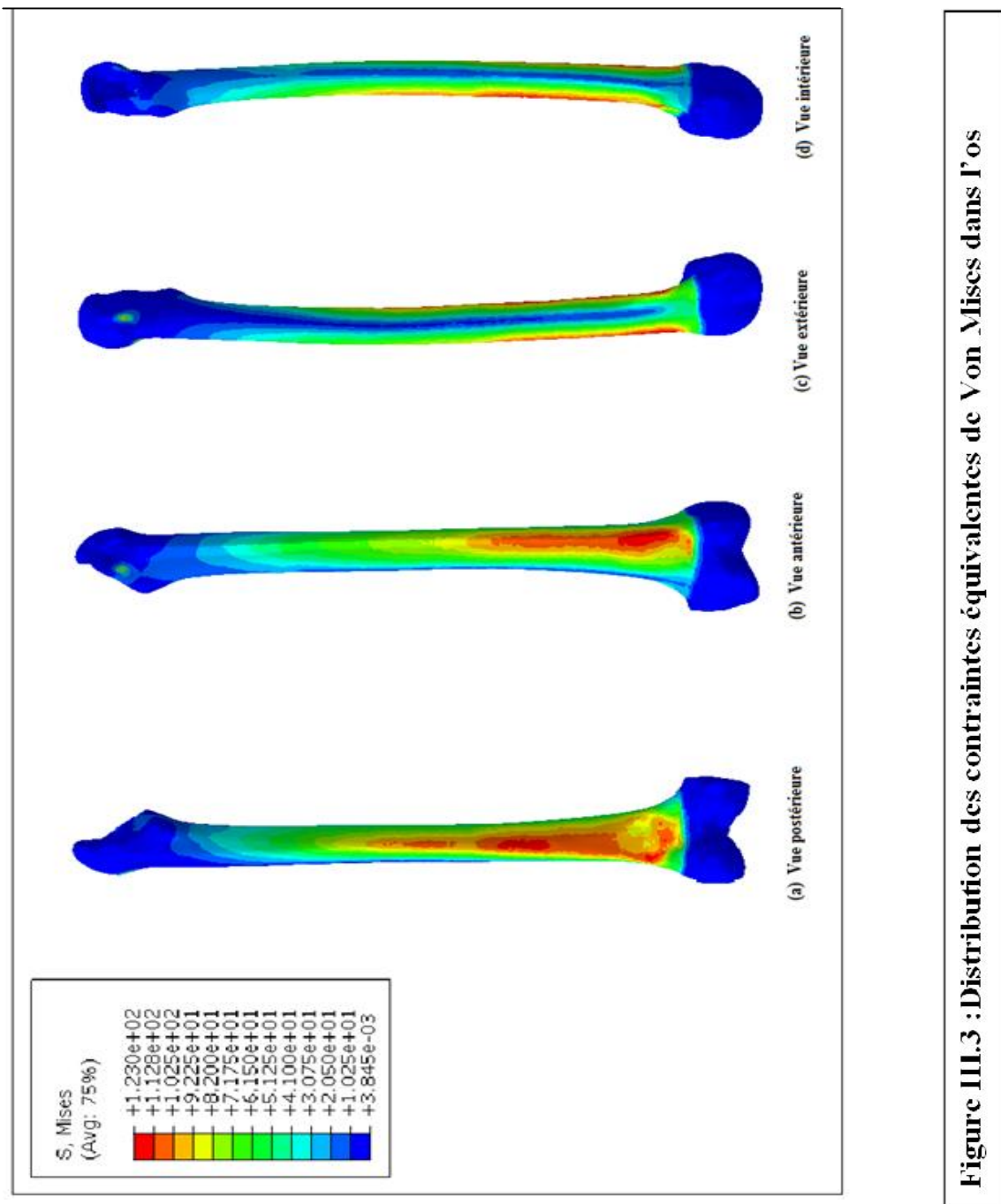


Figure III.3 : Distribution des contraintes équivalentes de Von Mises dans l'os

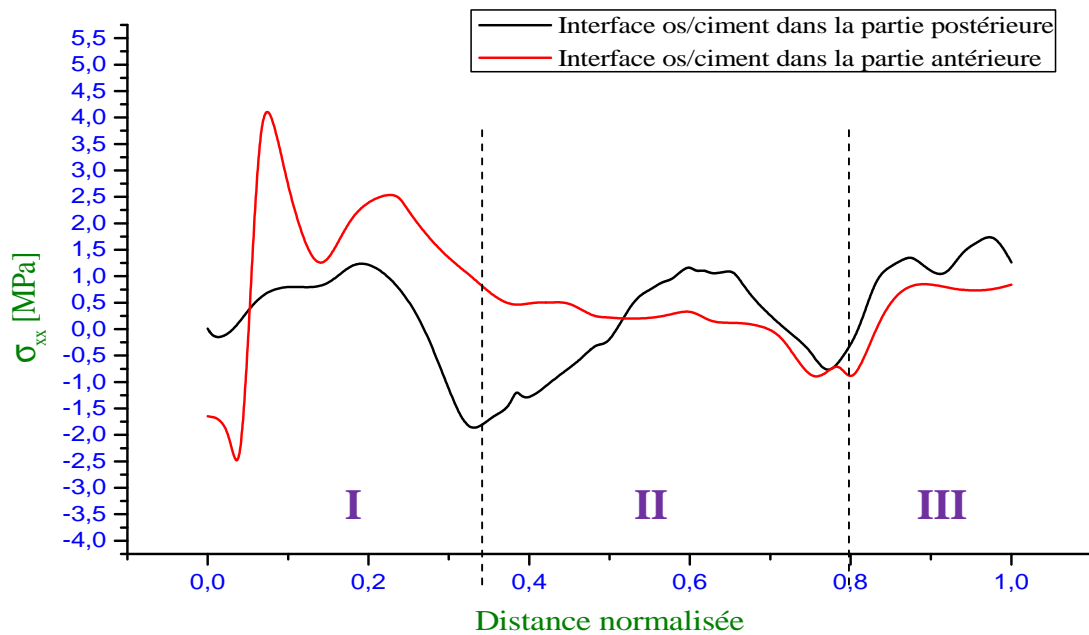
**a) Contraintes équivalentes (Von Mises) :**

La répartition des contraintes dans l'os de la prothèse totale de hanche de type BM3 a été analysée suivant les trois axes x, y, z, les résultats de cette analyse sont illustrés dans la (Figure III.3). Cette dernière montre le niveau et la répartition des contraintes de Von Mises suivant le long de l'os sous l'effet des sollicitations mécaniques appliquées.

Nos résultats montrent que la répartition des contraintes de Von Mises le long de l'os est non uniforme, on a une forte concentration des contraintes au niveau de la zone distale. La contrainte de Von Mises la plus élevée notée dans la zone distale pour les parties postérieures et antérieures de l'os est de l'ordre de 123 MPa (Figure III.3.a, III.3.b). La zone médiale présente des contraintes moins importantes que celles de la zone distale; ainsi on a des faibles contraintes sur le col fémoral.

On a remarqué aussi que les contraintes sont élevées dans la zone de l'application de la charge du muscle abducteur (Figure III.3.c). Dans le reste de la structure les contraintes sont de très faibles intensités ce qui signifie que les autres parties de l'os subissent une faible charge mécanique (Figures III.3.c, III.3.d).

Dans la partie supérieure du fémur les contraintes agissant sur l'os sont des contraintes de très forte intensité, ce qui signifie que la charge appliquée sur l'implant influence sur l'os. C'est contraintes peuvent conduire à des risques d'endommagement et de fatigue. Ainsi elles présentent un risque très élevé de transfert de charge au ciment. Tandis que la durabilité d'une telle prothèse est liée au niveau de la répartition des contraintes dans les éléments de la structure. D'autre part, les fortes contraintes sont insupportables par le patient et peuvent conduire à des douleurs intenses.

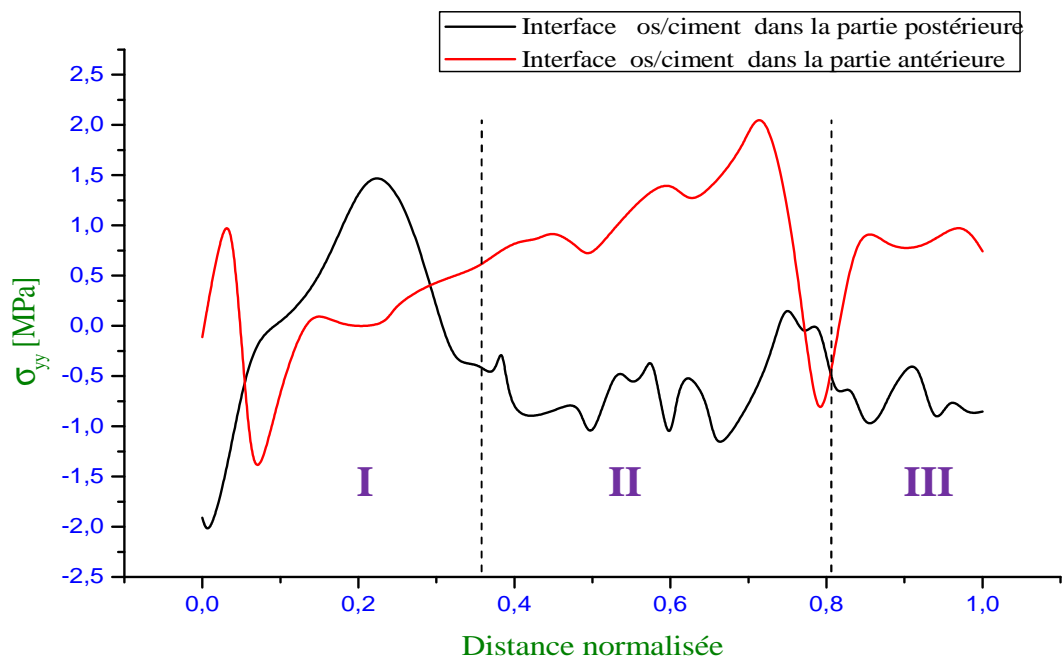
b) Contraintes normales  $\sigma_{xx}$  :

**Figure III.4 :** Variation des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  dans l'os

La Figure III.4 présente la distribution des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  dans l'os à l'interface os/ciment pour les deux parties : postérieure et antérieure, dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale) (Figure III.4). L'os est soumis à des efforts de traction et de compression principalement dans la partie proximale.

Nos résultats montrent que le niveau des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  dans la zone proximale est élevé par rapport à celui des zones médiale et distale, la contrainte la plus élevée est de 4MPa (Tableau III.4) notée dans la zone proximale de la partie antérieure.

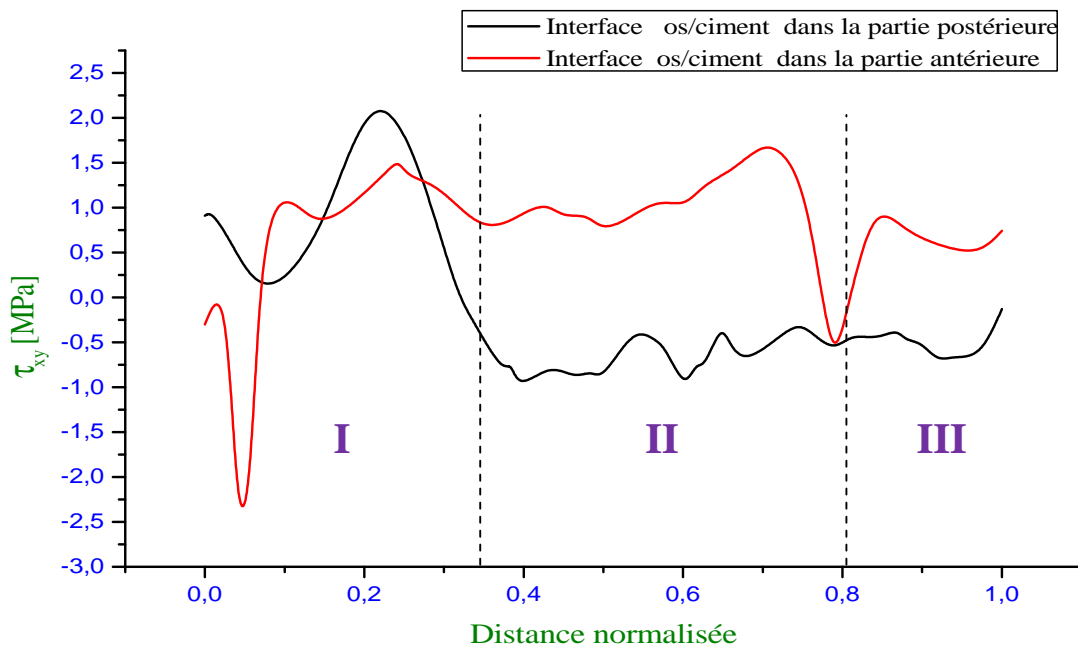
La contrainte la plus élevée en compression est de l'ordre de -2.2 MPa (Tableau III.5). Les zones médiale et distale présentent de faibles contraintes normales  $\sigma_{xx}$ , donc l'os subit une très faible charge mécanique.

c) Contraintes normales  $\sigma_{yy}$  :

**Figure III.5 :** Variation des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  dans l'os

La Figure III.5 présente la distribution des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  dans l'os à l'interface os/ciment pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale) (Figure III.4). Les contraintes normales suivant la direction (YY)  $\sigma_{yy}$  sont moins importantes que les contraintes normales suivant la direction (XX)  $\sigma_{xx}$ . Le risque de rupture suivant la direction (XX), est donc plus important.

Nos résultats montrent qu'on a de faibles contraintes suivant la direction YY, la contrainte la plus élevée en compression notée dans la zone proximale de la partie postérieure est de l'ordre de -2 MPa (Tableau III.5). Ainsi l'os est soumis à des efforts de traction dans la zone proximale de 2 MPa (Tableau III.4). Ces contraintes présentent un risque de rupture pour l'os. Pour la zone médiale on est en présence des efforts de traction dans la partie antérieure et d'autre part des efforts de compression dans la partie postérieure. Pour la zone distale, on a de faibles contraintes normales  $\sigma_{yy}$  ce qui signifie que l'os subit une faible charge mécanique.

d) Contraintes tangentielles  $\tau_{xy}$  :

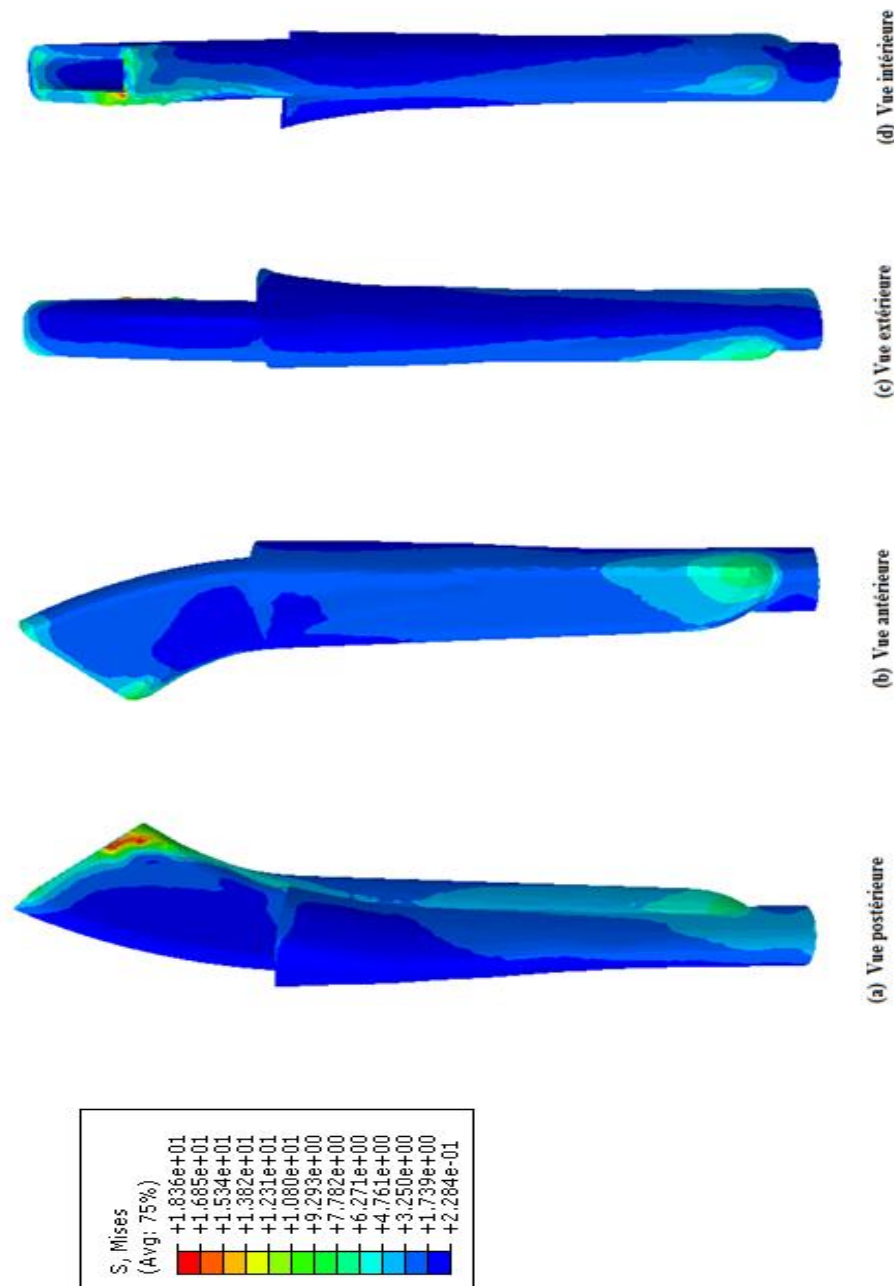
**Figure III.6 :** Variation des contraintes tangentielles  $\tau_{xy}$  dans l'os

La Figure III.6 présente la distribution des contraintes tangentielles  $\tau_{xy}$  dans l'os à l'interface os/ciment pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale) (Figure III.6). L'os est soumis à de faibles risques de rupture par cisaillement.

Nos résultats montrent que le niveau des contraintes tangentielles  $\tau_{xy}$  dans la zone proximale est élevé par rapport à celui des zones médiale et distale, la contrainte la plus élevée est de 2.2 MPa (Tableau III.5) noté dans la zone proximale de la partie antérieure de l'ordre de 2 MPa (Tableau III.4). Les zones médiales et distales présentent de faibles contraintes, puisque la contrainte maximale ne dépasse pas 1 MPa.

**III.3.2. Analyse des contraintes dans le ciment « PTH type BM3 » :**

Pour la répartition des contraintes de Von Mises du ciment orthopédique qui le maillon le plus fragile de la structure sera présentée de la manière suivante:



**Figure III.7 : Distribution des contraintes équivalentes de Von Mises dans le ciment**



**a) Contraintes équivalentes (Von Mises) :**

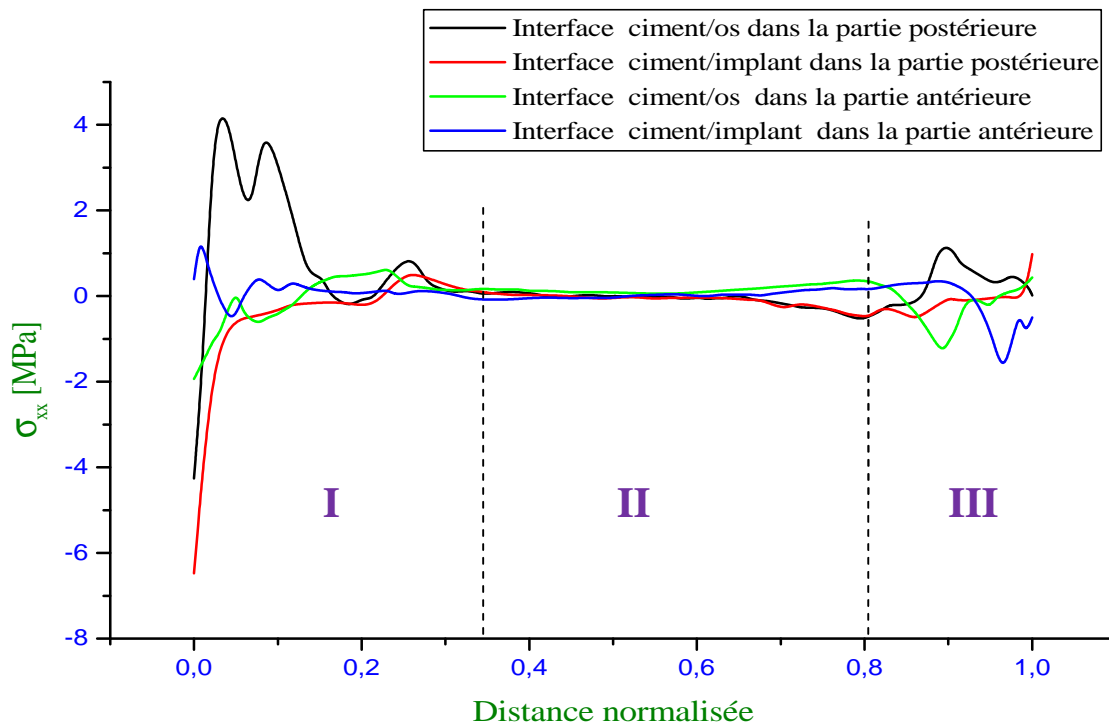
La répartition des contraintes dans le ciment de la prothèse totale de hanche de type BM3 à été analysée suivant les trois axes x, y, z, les résultats de cette analyse sont illustrés dans la (Figure III.7). Cette dernière montre le niveau et la répartition des contraintes de Von Mises le long du ciment sous l'effet des sollicitations mécaniques appliquées.

Nos résultats montrent que le ciment est sollicité par des contraintes équivalentes de Von Mises principalement dans la zone proximale et distale. La zone médiale présente de très faibles contraintes. La contrainte la plus élevée est de l'ordre de 18 MPa. Cette contrainte est notée dans la zone proximale (col fémoral de l'implant) (Figure III.7.a, III.7.d).

La durabilité de la prothèse est étroitement liée à la répartition des contraintes dans les éléments de la structure, particulièrement dans le ciment qui représente le maillon le plus faible dans la chaîne de structure de PTH. D'autre part, les fortes contraintes sont insupportables par le patient et peuvent conduire au descellement de la PTH.

Dans le reste de la structure, les contraintes de Von Mises sont de très faibles intensité

(Figure III.7.c, III.7.d).

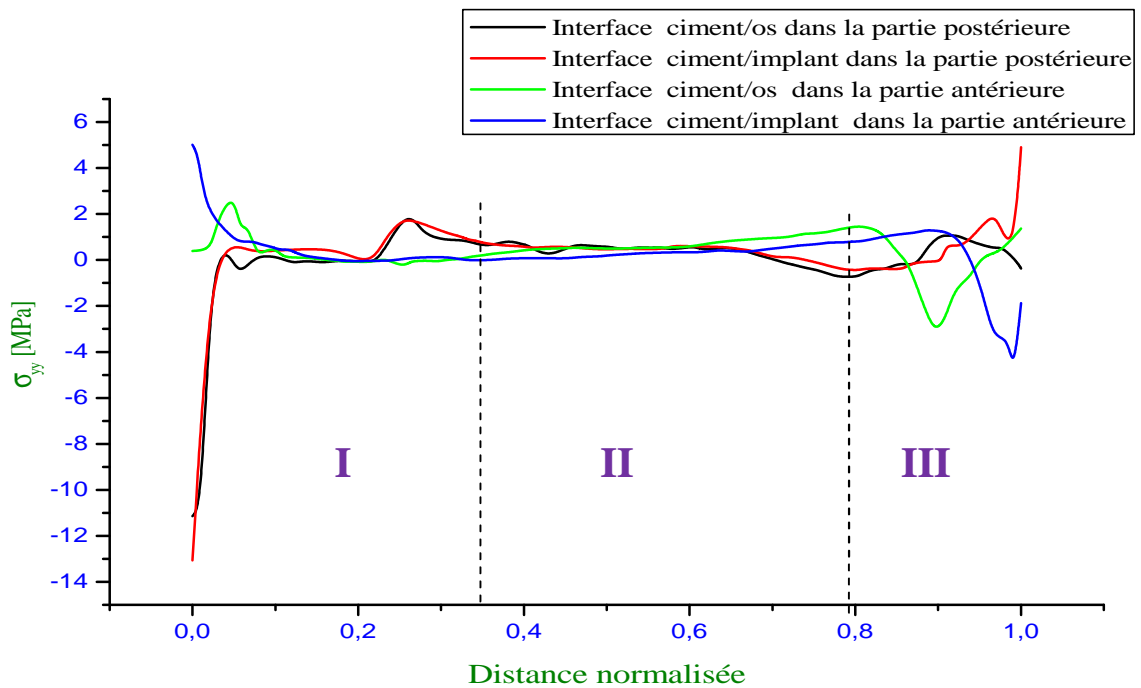
b) contraintes normales  $\sigma_{xx}$  :

**Figure III.8 :** Variation des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  dans le ciment

La Figure III.8 présente la distribution des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  dans le ciment à l'interface ciment/os et ciment/implant pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale) (Figure III.8).

Nos résultats montrent que le ciment est soumis à des efforts de traction et de compression au niveau des zones proximale et distale. Le chargement appliqué sur la prothèse totale de hanche engendre des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  très élevées de 4.2 MPa (Tableau III.4) notée dans la zone proximale de la partie postérieure à l'interface ciment/os. La contrainte la plus élevée en compression est de l'ordre de -6.3 MPa (Tableau III.5), noté dans la zone proximale de la partie postérieure à l'interface ciment/implant (Figure III.8), ces contraintes peuvent provoquer la rupture du ciment puisque ce dernier ne résiste pas bien aux efforts de traction.

La zone distale présente de faibles contraintes normales suivant la direction XX en comparaison avec celles de la zone proximale. La zone médiale présente des contraintes très faible, puisque la contrainte maximale ne dépasse pas 0.5 MPa.

c) Contraintes normales  $\sigma_{yy}$  :

**Figure III.9 :** Variation des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  dans le ciment

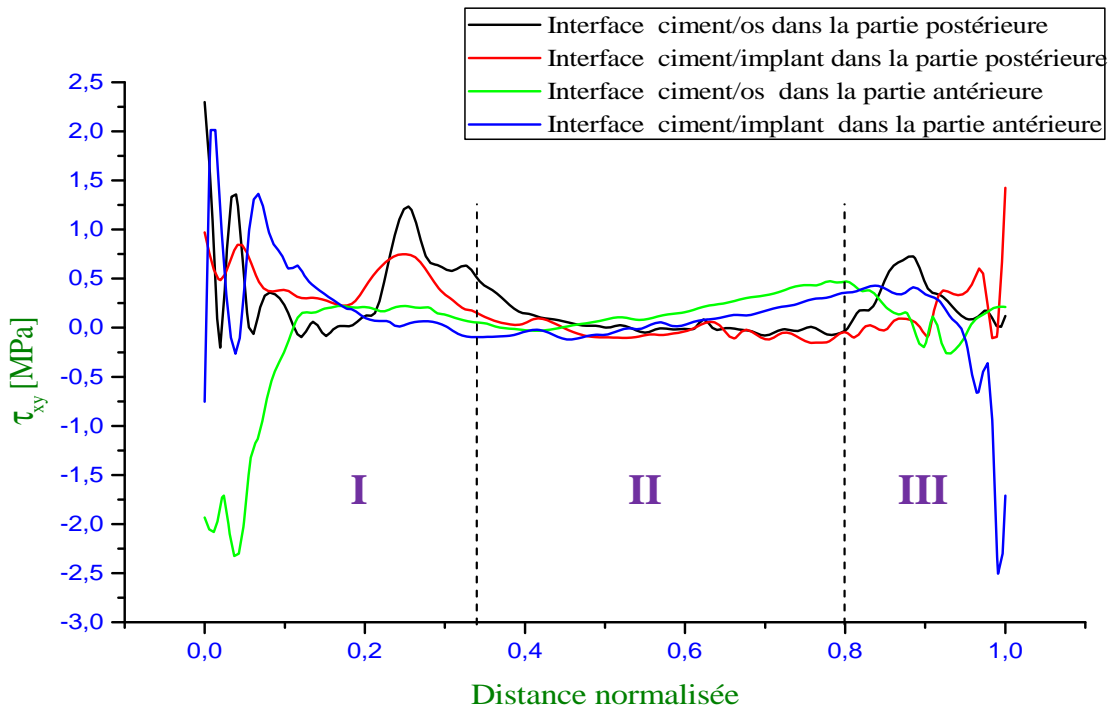
La Figure III.9 présente la distribution des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  dans le ciment à l'interface ciment/os et ciment/implant pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale) (Figure III.9). Les contraintes normales suivant la direction (YY)  $\sigma_{yy}$  sont plus importantes que les contraintes normales suivant la direction (XX)  $\sigma_{xx}$ . Alors on a plus de risque de rupture suivant la direction (YY).

Nos résultats montrent que le chargement appliqué sur la prothèse totale de hanche engendre des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  très élevées de 5 MPa (Tableau III.4) notées dans la zone proximale de la partie antérieure à l'interface ciment/implant et dans la zone distale de la partie postérieure à l'interface ciment/implant. La contrainte d'intensité la plus élevée en compression est de l'ordre de -13 MPa (Tableau III.5) notée dans la zone proximale de la partie postérieure à l'interface ciment/implant, ces contraintes sont très élevées et peuvent provoquer la rupture du ciment.

A l'interface ciment/os, les contraintes normales  $\sigma_{yy}$  sont d'une faible intensité dans la zone proximale en comparaison avec celles de l'interface ciment/implant.

La zone médiale présente de faibles contraintes. La contrainte maximale ne dépasse pas un 01MPa.

**d) contraintes tangentielles  $\tau_{xy}$  :**



**Figure III.10 :** Variation des contraintes tangentielles  $\tau_{xy}$  dans le ciment

La Figure III.10 présente la distribution des contraintes tangentielles  $\tau_{xy}$  dans le ciment à l'interface ciment/os et ciment/implant pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale) (Figure III.10).

Le ciment est soumis à des efforts de cisaillement répartis principalement dans la zone proximale et distale.

Nos résultats montrent que le chargement appliqué sur la prothèse totale de hanche engendre des contraintes de cisaillement dans les zones proximale et distale.

La contrainte de cisaillement la plus élevée et de l'ordre de 2.3 MPa (Tableau III.4) notée dans la zone proximale de la partie postérieure à l'interface ciment/os.

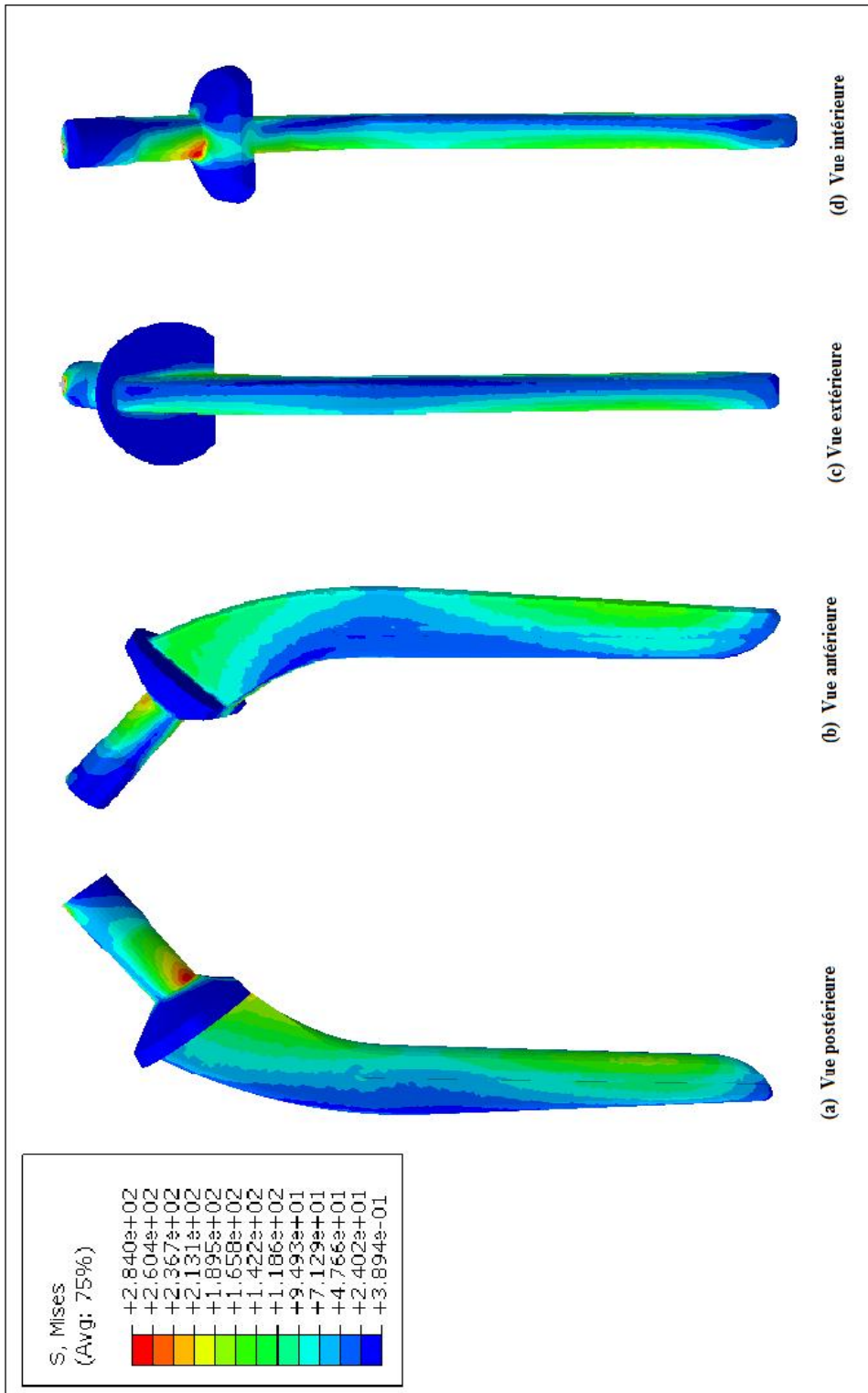
La contrainte la plus élevée notée dans la zone distale de la partie antérieure à l'interface ciment/implant est de l'ordre de -2.5 MPa (Tableau III.5).

Ces contraintes peuvent provoquer le cisaillement au niveau du col fémoral et le bout du ciment puisque ce dernier ne résiste pas bien aux efforts de cisaillement.

La zone médiale présente de très faibles contraintes puisque la contrainte maximale ne dépasse pas 0.5 MPa.

**III.3.3. Analyse des contraintes dans l'implant « PTH type BM3 » :**

L'implant est l'élément le plus rigide et le plus fort de la structure de la prothèse totale de hanche par ses propriétés mécaniques dont il doit résister aux efforts engendrés sur la structure, c'est pour cela , on doit le tester avec ce chargement statique et on va aboutir aux résultats suivants.



**Figure III.1.1 :Distribution des contraintes équivalentes de Von Mises dans l'implant**

**a) contraintes équivalentes (Von Mises) :**

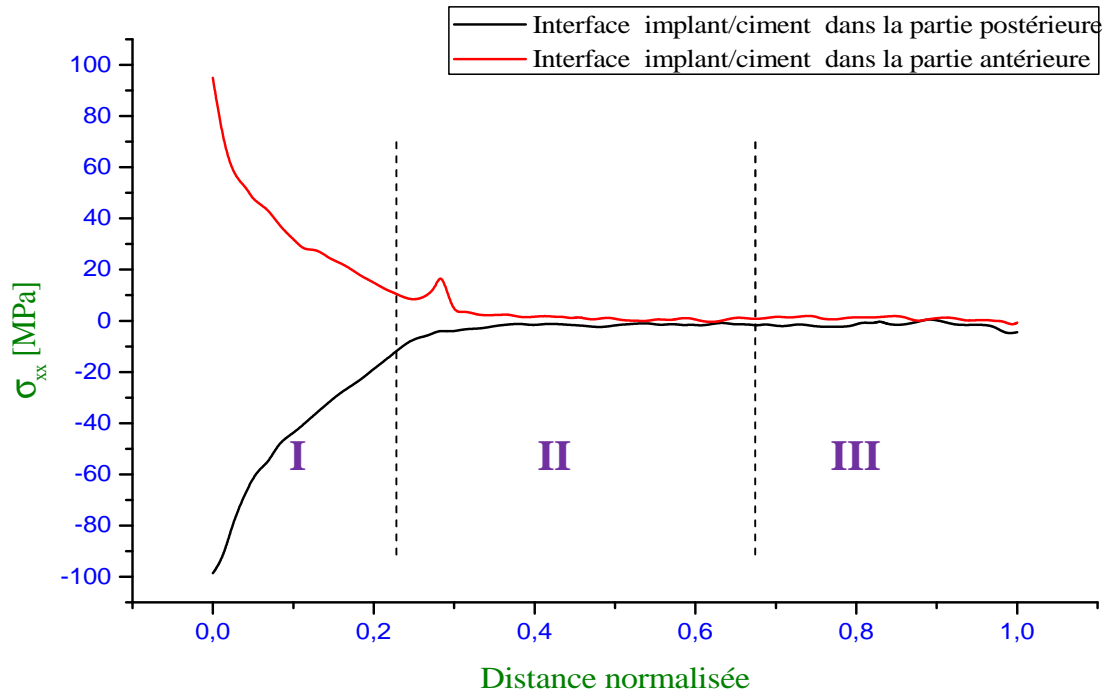
La répartition des contraintes dans l'implant de la prothèse totale de hanche de type BM3 à été analysée suivant les trois axes x, y, z, les résultats de cette analyse sont illustrés dans la (Figure III.11). Cette dernière montre le niveau et la répartition des contraintes équivalentes de Von Mises suivant le long de l'implant sous l'effet des sollicitations mécaniques appliquées.

Nos résultats montrent que la distribution des contraintes équivalentes de Von Mises selon le long de l'implant est non uniforme, la contraintes la plus élevée est de l'ordre de 284 MPa notée dans la zone proximale (Figure III.11.a). On est en présence d'un grand risque de rupture au niveau de la zone proximale.

Pour les zones médiale et distale les contraintes équivalentes de Von Mises sont moins importantes que celles de la zone proximale, qui atteint jusqu'à 189 MPa (Figure III.11.a, III.11.b) dans la zone distale.

On a remarqué aussi que les contraintes sont élevées dans la zone d'application de la charge de poids du corps humain (Figure III.11.d).

Dans la zone proximale et distale des parties extérieures et intérieures, on a de très faibles contraintes (Figure III.11.b, III.11.c), donc l'implant subit une très faible charge mécanique.

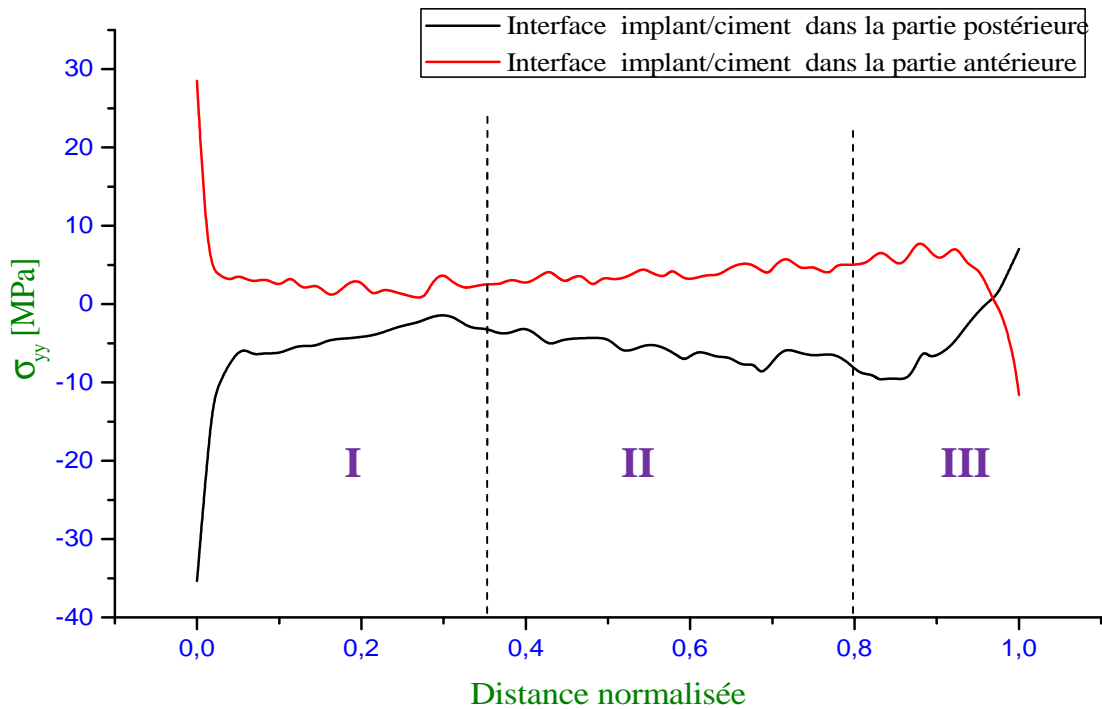
e) Contraintes normales  $\sigma_{xx}$  :

**Figure III.12 :** Variation des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  dans l'implant

La Figure III.12 présente la distribution des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  dans l'implant à l'interface implant/ciment pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale) (Figure III.12). L'implant est soumis à des efforts de traction et de compression principalement dans la zone proximale.

Suivant la direction XX, les résultats montrent que la partie antérieure est sollicitée en traction et la partie postérieure est sollicitée en compression selon le long de l'implant, le niveau des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  dans la zone proximale est très élevé par rapport à celui de la zone médiale et distale, la contrainte la plus élevée est de l'ordre de 94 MPa (Tableau III.4) notée dans la zone proximale de la partie antérieure. La contrainte d'intensité la plus élevée en compression notée dans la zone proximale de la partie postérieure est de l'ordre de -98 MPa (Tableau III.5). On a de faibles contraintes normales  $\sigma_{xx}$  en comparaison avec celles de la zone proximale.



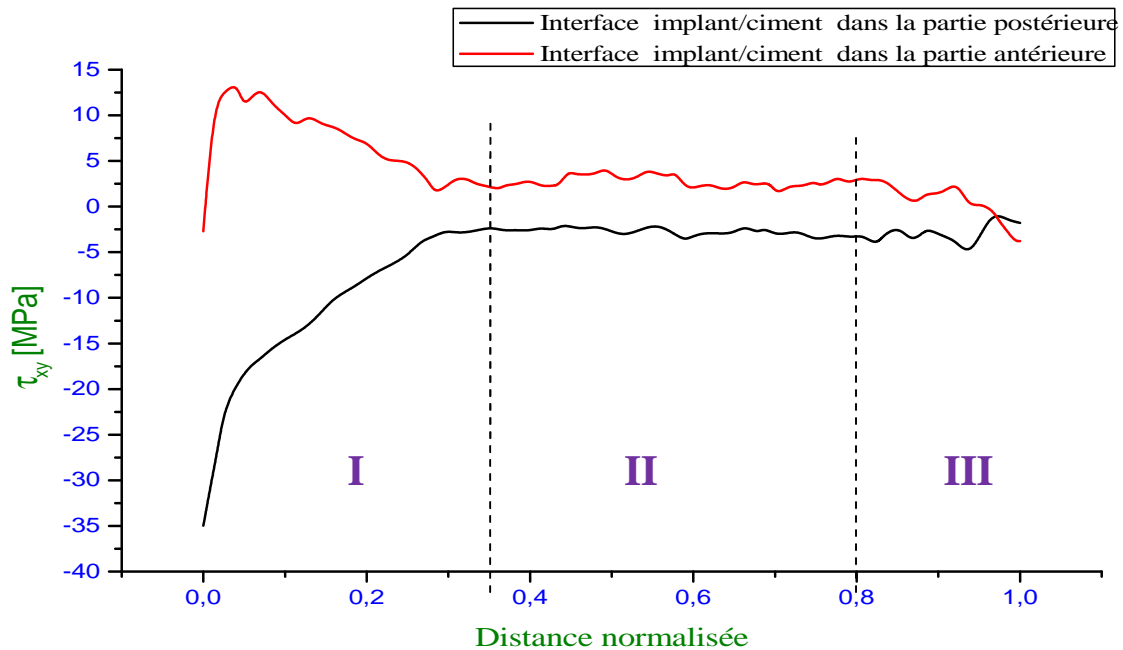
f) Contraintes normales  $\sigma_{yy}$  :

**Figure III.13 :** Variation des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  dans l'implant  
 I : Zone proximale II: Zone médiale III : Zone distale

La Figure III.13 présente la distribution des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  dans l'implant à l'interface implant/ciment pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale) (Figure III.13). Les contraintes normales suivant  $\sigma_{yy}$  sont moins importantes que les contraintes normales suivant la direction (XX)  $\sigma_{xx}$ . Donc le risque de rupture suivant la direction (XX) est plus important.

Suivant la direction YY, les résultats montrent que la partie antérieure est sollicitée en traction et la partie postérieure est sollicitée en compression le long de l'implant, le niveau des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  dans la zone proximale est élevé par rapport à celui des zones médiale et distale, la contrainte la plus élevée est notée dans la zone proximale de la partie antérieure de l'ordre de 28 MPa (Tableau III.4). La contrainte la plus élevée en compression est de -35 MPa (Tableau III.5) dans la zone proximale de la partie postérieure.

Pour la zone médiale et distale, on a de faibles contraintes normales  $\sigma_{yy}$  en comparaison avec celle de la zone proximale.

g) contraintes tangentielles  $\tau_{xy}$  :

**Figure III.14 :** Variation des contraintes tangentielles  $\tau_{xy}$  dans l'implant

La Figure III.14 présente la distribution des contraintes tangentielles  $\tau_{xy}$  dans l'implant à l'interface implant/ciment pour les deux parties postérieure et antérieure dans les trois positions de la prothèse (proximale, médiale et distale) (Figure III.14). L'implant est soumis à des efforts de traction et de compression dans les trois zones de la prothèse.

Les résultats montrent que la partie antérieure et la partie postérieure sont sollicitées en cisaillement le long de l'implant, le niveau des contraintes de cisaillement dans la zone proximale est élevé par rapport à celui des zones médiale et distale, la contrainte de cisaillement la plus élevée est de l'ordre de  $-35$  MPa (Tableau III.5) notée dans la zone proximale de la partie postérieure. On est en présence d'un risque de rupture par cisaillement.

Les zones médiales et distales présentent de faibles contraintes en comparaison avec celles de la zone proximale.

### III.4. Conclusion :

l'étude statique de la prothèse totale de hanche nous a permis d'analyser la distribution des contraintes de Von Mises dans les trois composants de la prothèse totale de hanche (os, ciment et implant) de type BM3.

Les résultats obtenus montrent que :

- L'os est soumis à de fortes contraintes équivalentes de Von Mises au niveau de la zone médiale et distale dans les deux parties antérieures et postérieures.
- Le ciment présente un grand risque d'endommagement sur sa partie supérieure où repose l'implant, puisqu'il subit des contraintes normales et tangentielles très intenses dans les parties proximale et distale, tandis que le ciment ne résiste pas bien aux efforts de traction au delà de 25 MPa.
- L'implant subit des contraintes très importantes au niveau de la zone proximale cela est dû aux charges appliquées par le porteur de la prothèse totale de hanche sans aucun risque sur sa rupture car ces dernières sont lointaines de la limite de rupture de l'implant.

# Chapitre IV

*Etude Dynamique de la prothèse totale de hanche*

## IV -1-Introduction

La biomécanique appliquée sur l'être humain est la science qui étudie et cherche à comprendre les forces internes et externes qui s'exercent sur ce corps et les effets qu'elles produisent, ces forces internes sont les forces créées à l'intérieur du corps par l'action des muscles tandis que les forces externes sont celles qui s'exercent à l'extérieur du corps telles que la pesanteur et les efforts exercés par l'être humain. Parmi ces divers axes d'application, la biomécanique permet d'analyser le comportement mécanique des individus, ainsi les forces exercées sur chaque articulation sont plutôt importantes et l'analyse de ces dernières ne dépend pas seulement de la structure (squelette), mais aussi de l'activité des muscles environnants ; alors lorsqu'un individu se tient simplement debout sur ses deux jambes (position bipodale), les forces de contact dans l'articulation de la hanche peuvent atteindre jusqu'à 1,9 fois du poids du corps (Bergman et al., 2001 ) [47], les charges appliquées sur l'articulation de la hanche pour une activité de marche normale atteignent environ 2,38 fois le poids du corps : et en cas de la montée et de la descente des escaliers, les forces de contacts dans la hanche sont d'environ 2,5 et 2,6 fois le poids du corps respectivement (Bergmann et al., 2001).

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 les différents mouvements quotidiens.

La plupart de ces études ont été limitées aux cas de la marche et de la montée des escaliers qui présentent 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 préféré de présenter une étude qui est basée sur des simulations numériques par un logiciel (ABAQUS version 6.11) pour des charges dynamiques réalisées sur un modèle réel de la prothèse totale de la hanche (BM3), et corrélées aux différentes phases du mouvement étudié, établies par (Bergman et al) ,un à trois ans environ après une arthroplastie totale de la hanche.

## **IV -2-Etude de mouvement du patient :**

### **IV-2-1-le mouvement dynamique de la hanche**

Bergman et al. [47] ont étudié neuf activités de la vie courante chez quatre patients âgés de 51 à 76 ans, dont le poids variait de 702 à 980 N et la taille de 1,65 m à 1,75 m, 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 847 N, selon le nombre de patients pris en compte dans le calcul de la moyenne, et mesurant environ 1,71 m, les efforts étant exprimés en pourcentage du poids du corps.

### **IV -2-2 –Les différentes activités de la marche**

Le tableau suivant (tableau IV-1), établi à partir des données des auteurs, présente 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 pour chaque activité.

Activité	Nombre de patients	Effort (% du poids du corps)				Durée d'un cycle (s)	
			- F <sub>x1</sub>	- F <sub>z1</sub>	- F <sub>y1</sub>		F
marcher normalement (3,9 km/h, soit 1,09 m/s)	4	min	9	-7	27	29	1,10
		max	54	32	225	233	
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	
se lever d'une chaise	4	min	6	-3	25	26	2,49
		max	53	23	182	190	

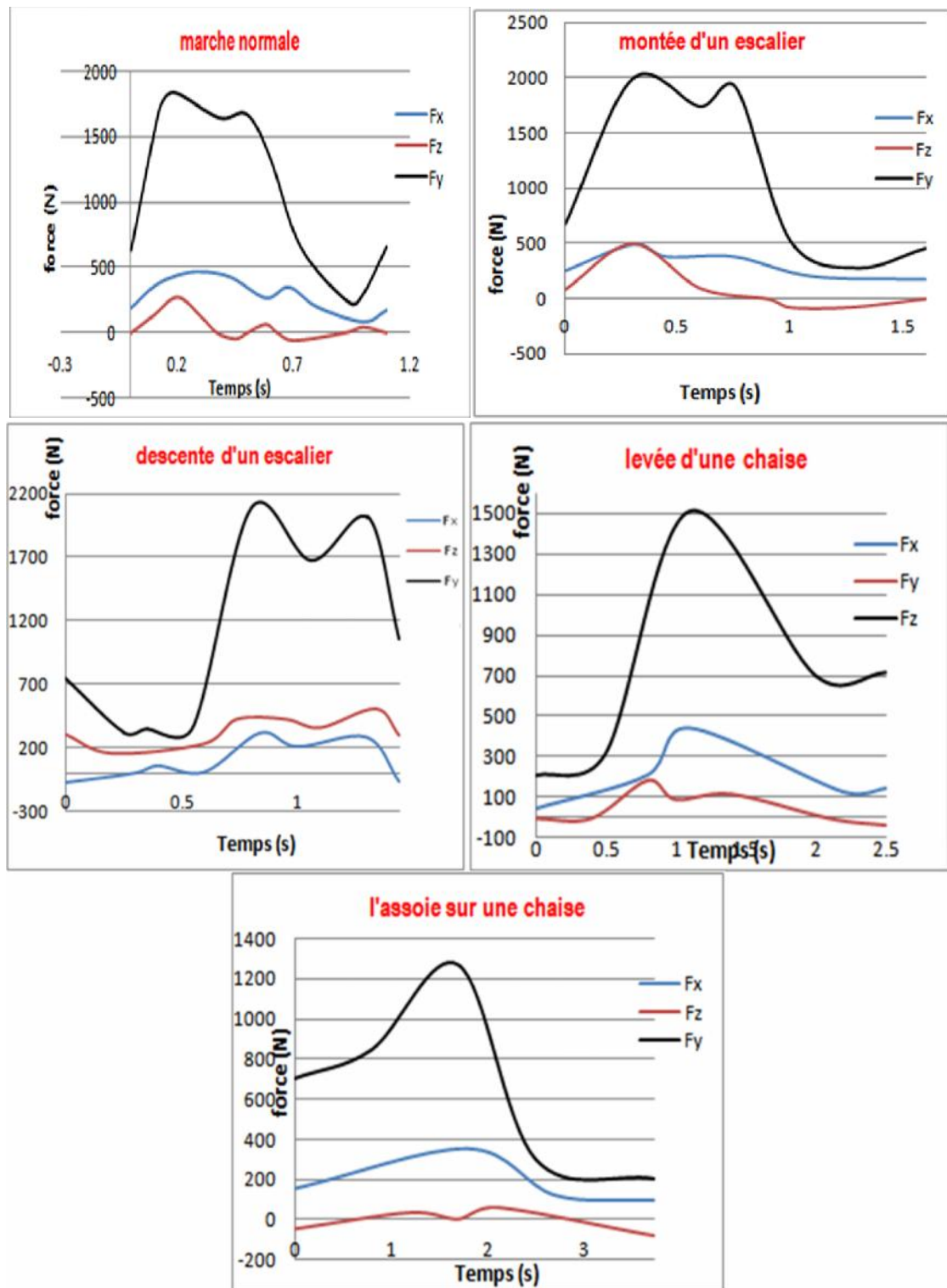
**Tableau IV-1** : amplitude des efforts et durée d'un cycle pour chaque activité

Parmi les neuf activités traitées par (Bergman et al), on a pris en considération les cinq cas cités sur le tableau ci-dessus qui est notre sujet de recherche.

La marche s'effectue sur un sol horizontal, des indications verbales sur la vitesse de marche étaient données aux patients. La montée et la descente des escaliers se font sans appui sur une main courante. Le patient maintient ses bras croisés sur la poitrine lorsqu'il s'assoie sur une chaise de hauteur 50 cm ou se lève de celle-ci.

#### IV -2-3-Les charges appliquées au fémur

Notre travail sera consacré sur les cinq activités les plus fréquentes telles que (marche normale, montée et descente des escaliers, ainsi la levée et l'assoie sur une chaise) .Les courbes de la Figure IV.1 donnant les différents efforts appliqués au niveau de l'articulation de la hanche et de ses trois composantes  $F_{x1}$ ,  $F_{y1}$  et  $F_{z1}$  en fonction du temps pendant un cycle.



**Figure IV.1.** La variation des forces appliquées sur la prothèse totale de la hanche pour cinq activités (marche normale, montée et descente des escaliers; levée et l'assoie sur chaise) pour un patient de 70kg.



La force de contact au niveau de l'articulation de la hanche, d'amplitude  $F$  et de composantes  $-F_{x1}$ ,  $-F_{y1}$  et  $-F_{z1}$ , transmise par l'implant acétabulaire à la tête fémorale était déterminée dans le système d'axes du fémur gauche

$R_1 = (O, x_1, y_1, z_1)$  (figure IV-2) et exprimée en Méga pascal

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  $O_{y1}Z_1$ ,  $O_{x1}Z_1$  et  $O_{x1}y_1$  sont notés respectivement  $A_{x1}$ ,  $A_{y1}$  et  $A_{z1}$ .  $A_v$  est l'angle d'antéversion de l'implant.

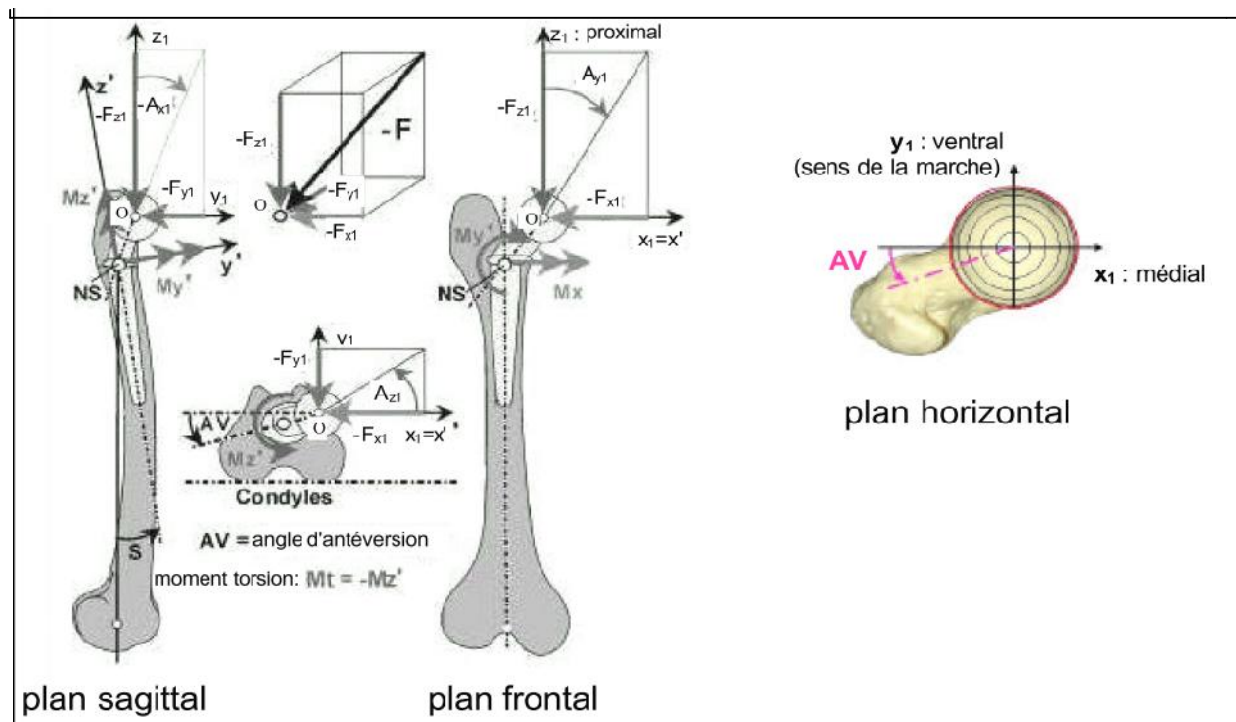


Figure IV-2 : système de coordonnées du fémur gauche

### IV-3-Modélisation par éléments finis

#### IV-3-1 Modélisation de la structure du PTH

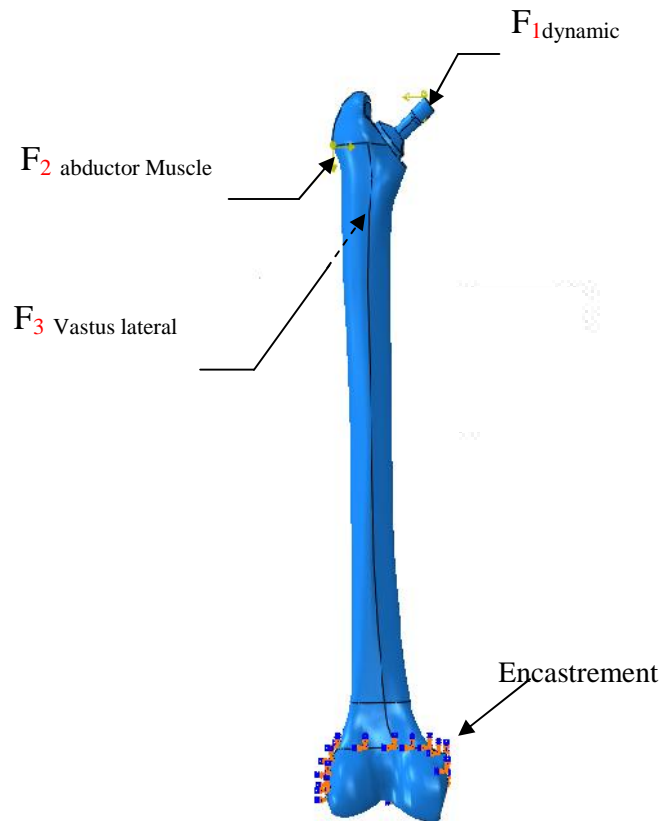
L'outil informatique présenté ci-après constitue un instrument de travail indispensable à cet égard, il permet, en effet, de valider un choix d'options de formes géométriques, de matériaux et de revêtements de surface d'une prothèse avant son implantation clinique ; utilisé de manière intensive, il permet 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 l'implant. 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 fémur-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 numérique recouvrant à la méthode des éléments finis.

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, forces musculaires) ; cette description et le recours à la méthode des éléments finis permettent de déterminer un certain nombre de variables biomécaniques telles la répartition des contraintes dans les composants de la structure.



**Figure IV-3** : Modèle de PTH BM3.

#### **IV-4-Application de la MEF au modèle biomécanique:**

##### **IV-4-1-Présentation du logiciel:**

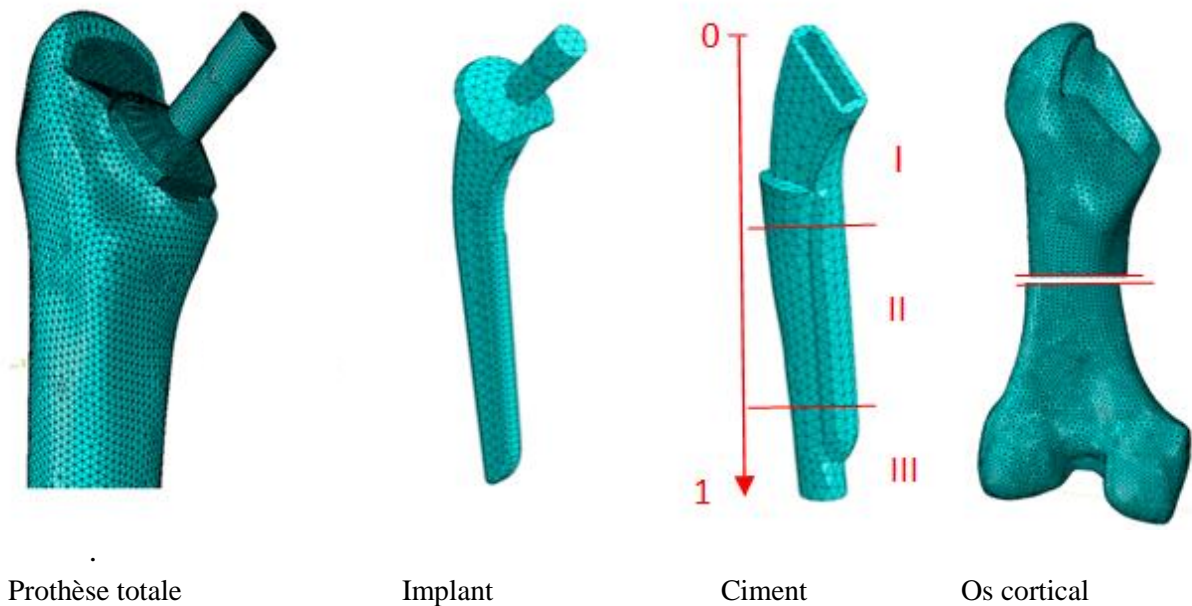
Abaqus emploie une technologie de résolution idéale pour les événements dynamiques lents et statiques, qui exigent des solutions de traitement des contraintes d'une extrême précision. Abaqus est pris en charge dans l'environnement de modélisation pour tous les besoins communs en pré- et post-traitement.

Les résultats pris à tout point d'une exécution peuvent être utilisés comme conditions de départ pour la suite de l'analyse. La flexibilité offerte par cette intégration permet d'appliquer aux parties de l'analyse adaptées à une technique de résolution implicite, comme les analyses de transport statique, dynamique lente ou stationnaire.

#### IV-4-2-Présentation du model :

##### IV-4-2-1-le Maillage

Pour réaliser le modèle en 3D avec le logiciel ABAQUS 6.11



**Figure IV-4 :** maillage adapté à la prothèse totale de hanche.

Le maillage était très raffiné, linéaire tétraédrique à quatre (04) nœuds.

##### IV-4-2-2-Caractéristiques mécaniques du modèle :

Matériaux	Module de Young(MPa)	Coefficient de poisson	Masse volumique (kg/m <sup>3</sup> )
Os cortical	20 000	0.3	1990
Os spongieux	132	0.3	600
PTH	110 000	0.3	4430
Ciment PMMA	2000	0.3	1200

**Tableau IV-2 :** Différentes caractéristiques mécaniques de chaque élément de la structure de la PTH

Elément	Implant	Ciment PMMA	Os spongieux	Os corticale
Nbre des éléments	173070	143038	220594	275009

**Tableau IV-3 :** Maillage approprié pour chaque composant de la PTH.

Force (MPa)	Suivant x	Suivant y	Suivant z
$F_1$	$F_x$	$F_y$	$F_z$
$F_2$ (muscle1)	465	34.5	695
$F_3$ (muscle2)	-7.1	148.6	746.3

**Tableau IV-4 :** différents efforts exercés sur la PTH ( $F_1$  : Effort dynamique).

#### IV-5-Résultats et interprétation

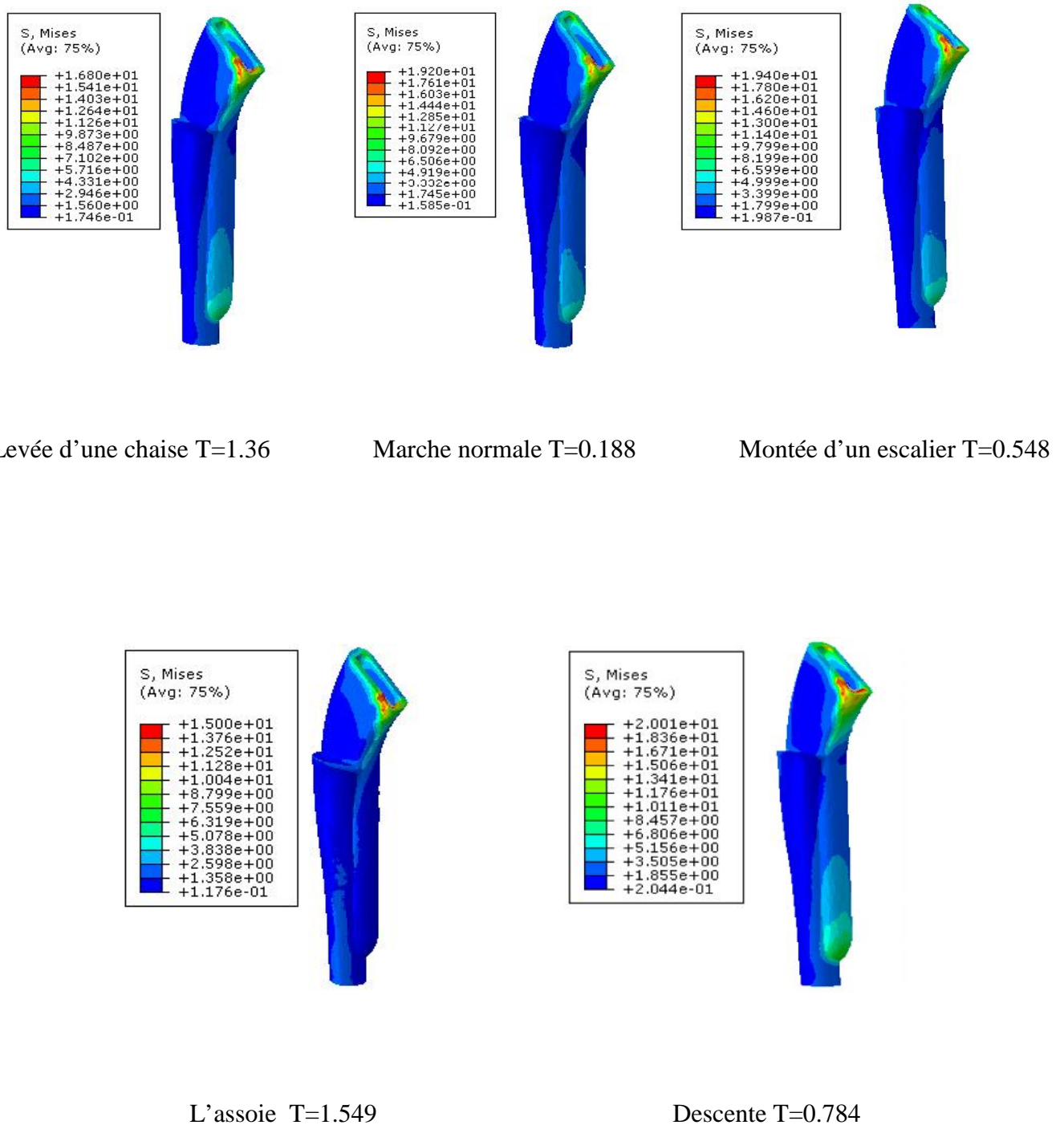
Les résultats des essais dynamiques pour le modèle de la prothèse totale de la hanche BM3 pour chaque activité du porteur de la prothèse totale de hanche en fonction du temps.

Ces résultats seront interprétés pour les différentes composantes de la prothèse totale de la hanche : Implant, os cortical et le ciment orthopédique (PMMA).

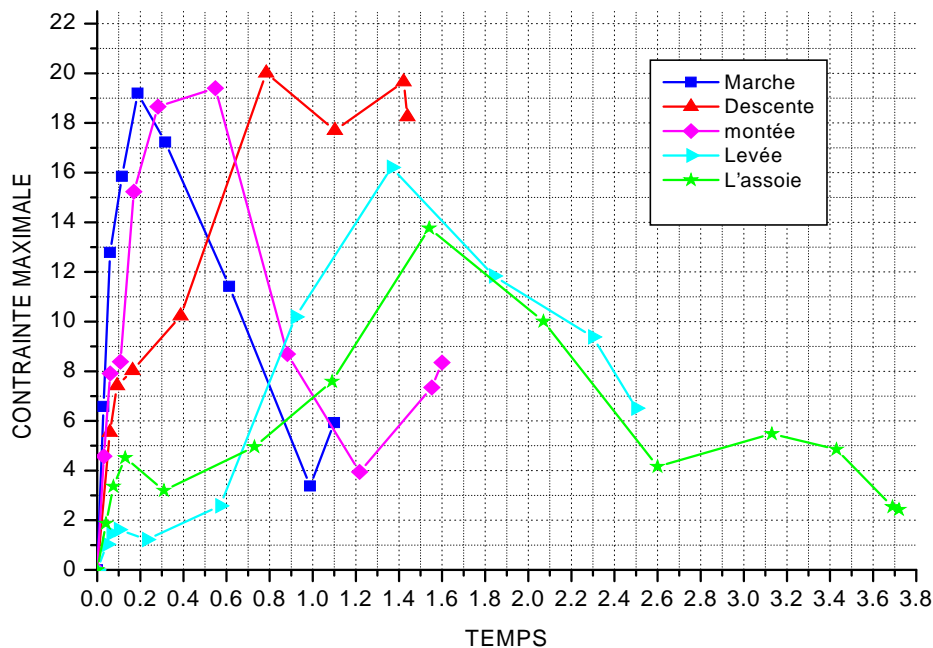
Chaque activité est sollicitée par les chargements correspondants présentés sous formes de courbes pour chaque axe ( $F_x$ ;  $F_y$ ;  $F_z$ ) dans la figure IV.1 et avec le temps de chaque cycle pour le porteur de la prothèse totale de hanche.

**IV-6-Etude comparative des contraintes maximales de Von Mises**

**IV-6-1-Ciment**



**Figure IV-5 : Répartition des contraintes maximales du ciment dans les différentes activités**



**Figure IV-6 :** contraintes maximales de Von Mises du ciment en fonction du temps de chaque cycle

Nos résultats montrent que dans les cinq activités étudiées (marche normale ; montée et descente des escaliers ainsi l'assoie et la levée d'une chaise), le ciment est sollicité par des contraintes équivalentes de Von Mises de très importantes intensités surtout sur la zone proximale quelque soit l'activité du patient ; rappelons que ce comportement est due aux efforts combinés donnés par Bergman [1] qui diffèrent en intensité maximale, en distribution et en durée du cycle de chaque activité.

Par comparaison des cinq modes de mouvement, la descente des escaliers est l'activité qui présente plus de sollicitations sur le ciment et induit une contrainte équivalente de Von Mises qui atteint environ 20.01MPa (figure IV-5) à l'instant  $T=0.78s$ , car à ce moment, la prothèse totale de hanche subit un chargement maximal qui est de l'ordre 2090 N sur l'une des composantes( $F_z$ ) ; cela est due à la géométrie de l'os cortical dans sa partie proximale en contact avec le ciment orthopédique et à l'absence de l'os spongieux dans cette partie de la prothèse ; dans cette zone du ciment, ces contraintes peuvent conduire soit au descellement ou à la rupture du ciment qui est le maillon le plus faible de la structure ; en revanche, sur les deux parties du ciment( médiale et distale) et quelque soit l'activité du patient, l'intensité de la contrainte équivalente de Von Mises , induite lors du mouvement, ne provoque aucun risque

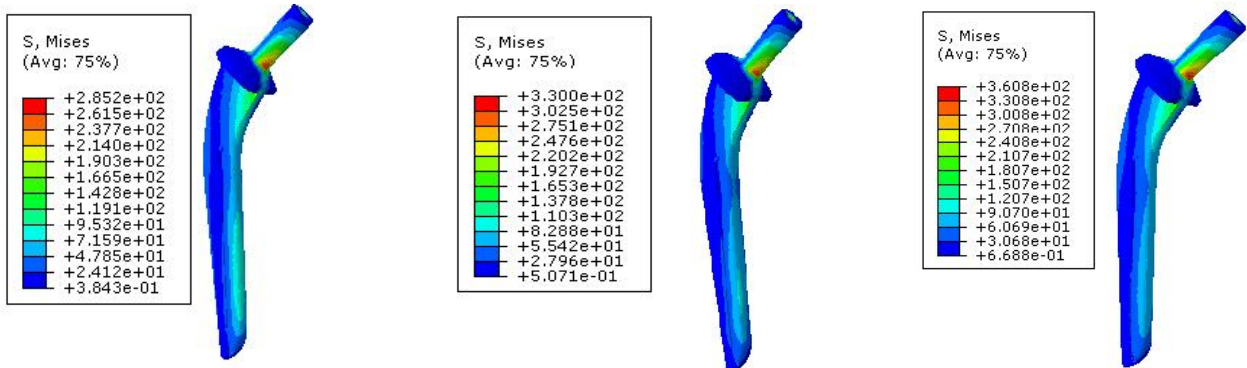
d'endommagement, cela s'explique par la présence de l'os spongieux qui joue le rôle d'amortissement des efforts vers l'os cortical ; ajoutant que pour chaque activité, les contraintes équivalentes de Von Mises augmentent proportionnellement avec les efforts donnés in vivo ; et atteignent un pic correspondant à l'effort maximal.

Concernant les allures des courbes ; au delà du pic des contraintes de chaque activité, connaissent une décroissance remarquable due aux efforts qui connaissent eux même une intensité moins importante, comparativement à l'effort maximal pour chaque activité du mouvement ; rappelons que pour la marche normale  $\sigma_{\max}=19.2\text{MPa}$  à  $T=0.18\text{s}$  ; pour la montée  $\sigma_{\max}=19.4\text{MPa}$  à  $T=0.54\text{s}$  et de  $15\text{MPa}$  à  $T=1.549\text{s}$  pour l'assoie sur une chaise et  $16.8\text{MPa}$  à  $T=1.36\text{s}$  pour la levée d'une chaise.

On remarque bien que les intensités des contraintes maximales de Von Mises pour les trois activités suivantes classées par ordre décroissant (descente des escaliers, montée des escaliers et la marche normale), présentent des contraintes assez importantes comparativement aux deux autres activités qui sont la levée et l'assoie sur une chaise.



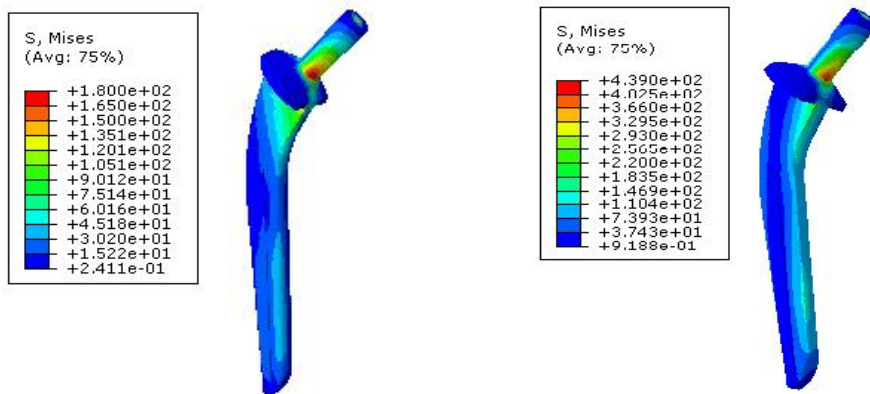
IV-6-2-Implant



Levée d'une chaise t=1.36

Marche normale T=0.188

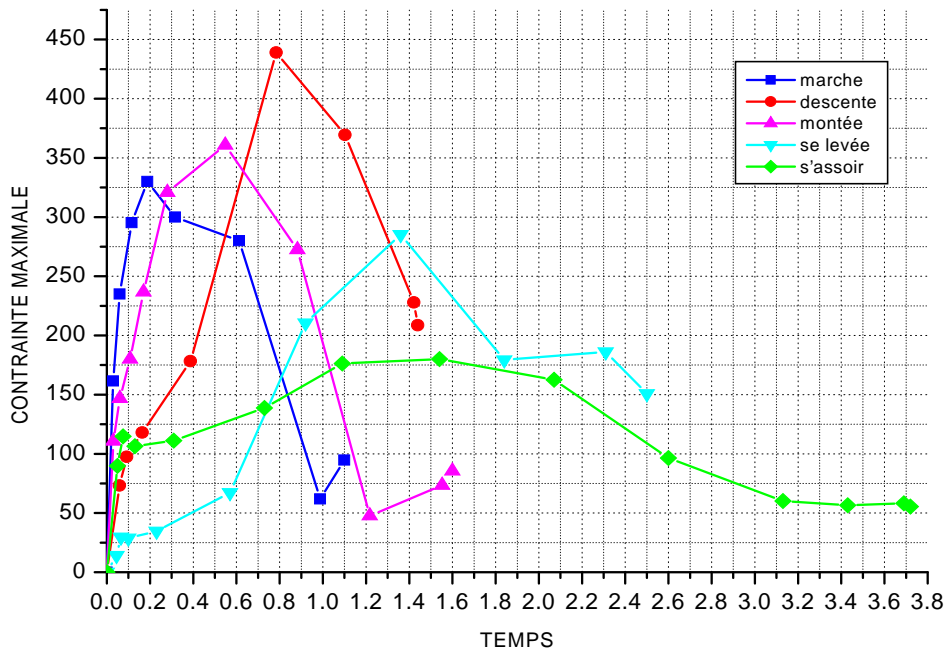
Montée d'un escalier T=0.548



L'assoie T=1.549

Descente T=0.784

Figure IV-7 : Répartition des contraintes maximales de l'implant.



**Figure IV-8** : contraintes maximales de Von Mises de l'implant en fonction du temps de chaque cycle.

Nous remarquons que la contrainte équivalente de Von Mises est concentrée dans la partie proximale de l'implant, quelque soit l'activité exercée par le patient, qui est la partie opposée à celle où sont appliqués les efforts sur la prothèse ; dans les deux autres zones de l'implant (médiale et distale), les contraintes équivalentes de Von Mises sont de faible intensité comparativement à celles induites sur la partie proximale ; nous notons que l'implant est le maillon le plus résistant de la structure de la prothèse et par conséquent, le niveau de ces contraintes ne présente aucun risque de son endommagement ; cependant, le parcours du porteur de la prothèse sur les escaliers induit des contraintes de très forte intensité sur l'implant, surtout en descente, la contrainte équivalente de Von Mises atteint environ 439 MPa à l'instant  $T=0.78$  s ; cette activité reste la plus dangereuse pour le patient.

Pour les autres activités, telles que (la montée des escaliers, la marche normale, la levée et l'assoie sur une chaise), selon leur classement, ces contraintes maximales de Von Mises connaissent des intensités moins remarquables par rapport à la descente des escaliers qui reste toujours l'activité la plus critique pour le porteur de la PTH qui aura intérêt à éviter le

maximum cette activité , surtout , dans les premiers jours de la période postopératoire après l'implantation de cette prothèse totale de hanche.

Concernant les allures des courbes représentant la contrainte équivalente maximale de Von Mises en fonction du temps de chaque cycle ; la descente des escaliers induit une contrainte maximale à  $T=0.78$  s de l'ordre de 439 MPa, due aux efforts appliqués sur la prothèse, comparativement à la montée qui est de 360MPa à  $T=0.54$  s puis la marche normale de 330MPa à  $T=0.188$ s, tandis que pour l'assoie sur une chaise, la contrainte équivalente maximale de Von Mises atteint 180 MPa à l'instant  $T=1.549$ s et de l'ordre de 285.2 MPa à l'instant  $T=1.36$  s pour la levée d'une chaise ; cela est due à la section du col de l'implant qui est moins réduite par rapport au reste de cet élément, et à la réaction du ciment où se repose l'implant sur sa partie proximale.

Dans les deux autres zones (distale et médiale), l'implant subit des contraintes équivalentes de Von Mises de faible intensité comparativement à celles induites sur la partie proximale cela s'explique par l'amortissement créé par le ciment orthopédique et l'absorption des efforts exercés car le col de l'implant se repose directement sur le ciment sur sa partie supérieure entraînant une certaine atténuation de ces efforts.

IV-6-3-Os cortical

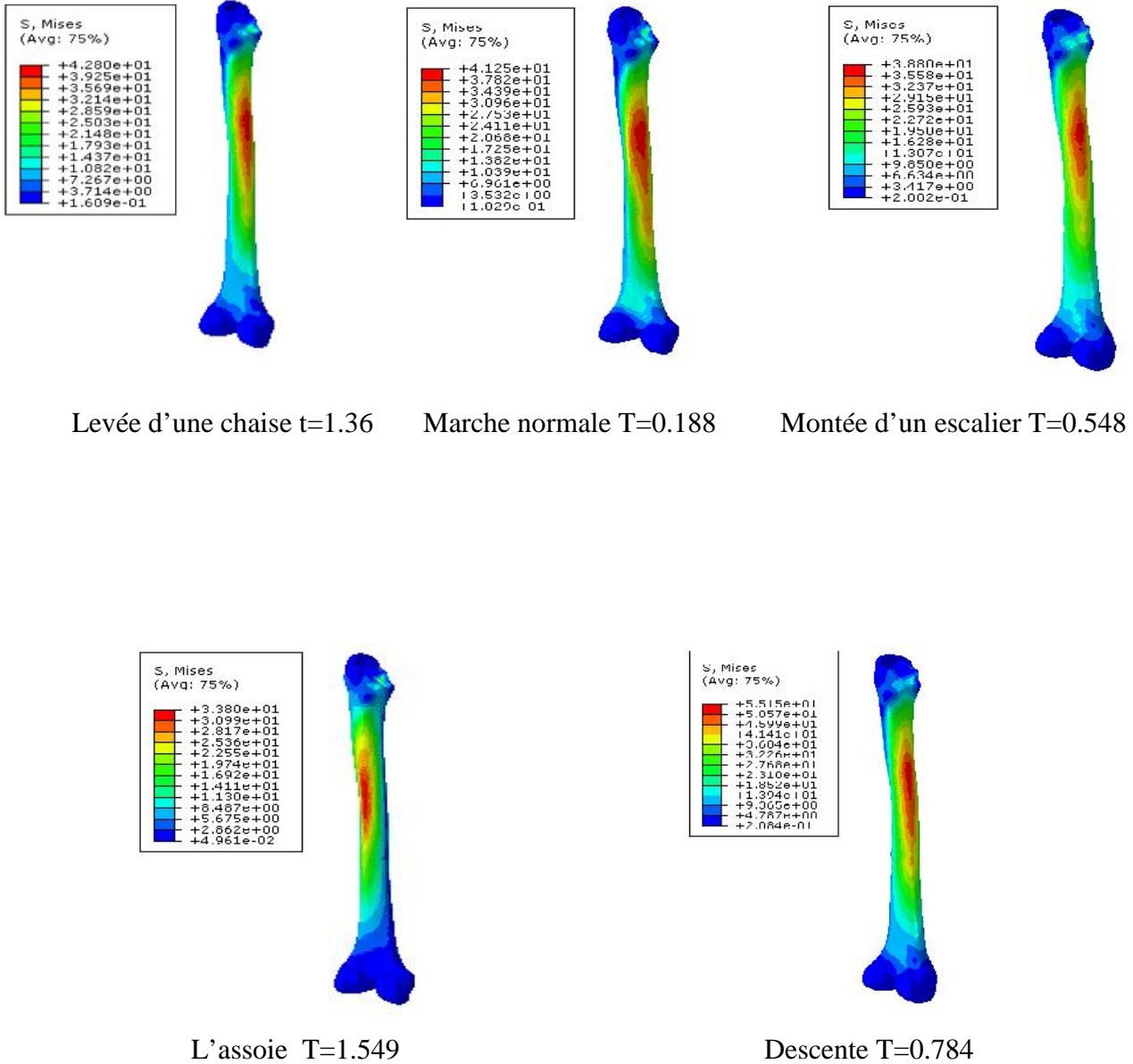
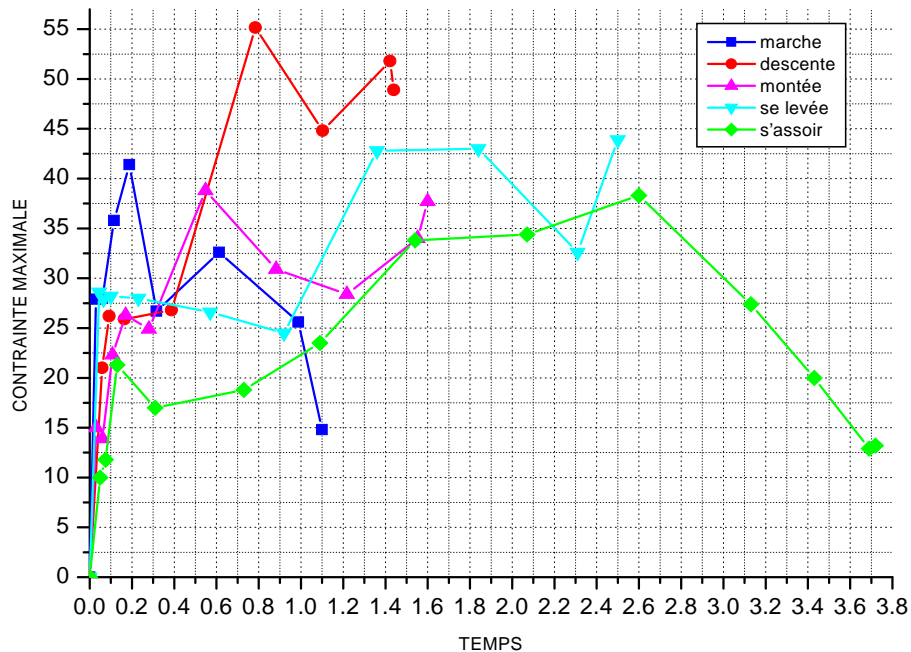


Figure IV-9 : Répartition des contraintes maximales de l'os cortical dans les différentes activités.



**Figure IV-10** : contraintes maximales de Von Mises de l'os cortical en fonction du temps de chaque cycle

Nous constatons que les contraintes induites dans les cinq activités présentent une répartition presque semblable sur le tissu vivant, elles sont de faible intensité dans les zones proximales et distales, ces contraintes équivalentes de Von Mises sont réparties le long de la partie médiale de l'os cortical, cela s'explique par les efforts relativement très élevés transmis par l'implant à l'os à travers le ciment orthopédique et aux conditions aux limites imposés sur l'os ; leurs intensités peuvent atteindre une valeur maximale de 55.15 MPa dans le cas de la descente des escaliers qui reste l'activité la plus critique pour le patient, et de 41.25 MPa pour la marche normale et de 38.8 MPa pour le cas de la montée des escaliers et de 33.8 MPa pour l'assoie sur une chaise et de 42.8 MPa pour la levée d'une chaise.

Comparativement aux deux autres composants de la prothèse totale de hanche (ciment, implant), qui sont sollicités plus fortement dans leur partie supérieure (proximale), l'os est sollicité plus fortement le long de sa partie médiale ; le franchissement des escaliers (descente et montée) est l'activité qui présente plus de risque pour la stabilité et la durabilité de la prothèse totale de hanche.

Pour l'interprétation des allures des courbes représentant la variation des contraintes maximales de Von Mises en fonction du temps de chaque activité dans l'os cortical, la descente des escaliers présente une contrainte la plus élevée de l'ordre de 55.15Mpa suivie par la levée d'une chaise avec 42.8 MPa, cette valeur de cette contrainte qui a dépassée celle de la marche avec 41.25MPa, puis la montée des escaliers qui est de 38.8Mpa et en fin, l'assoie sur une chaise qui induit une contrainte de 33.8MPa ; cela s'explique par les conditions initiales imposées sur le fémur dans sa partie distale (Encastrement) où l'os reflète des réactions opposées aux efforts exercés sur la prothèse totale de hanche.

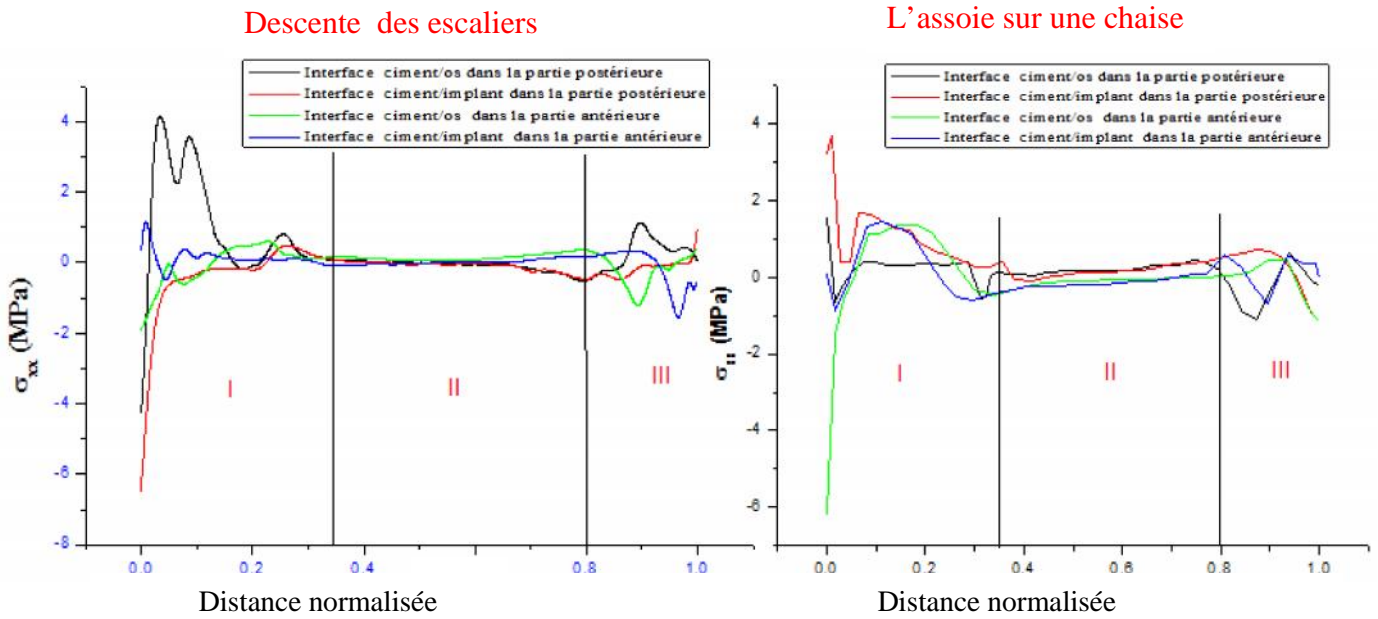
	Implant	Ciment	Os cortical
Marche normale	330	19.20	41.25
Montée des escaliers	360.80	19.40	38.80
Descente des escaliers	439	20.01	55.15
Levée d'une chaise	285.2	16.8	42.8
L'assoie sur la chaise	180	15.0	33.8

**Tableau IV- 5 :** Contraintes maximales de Von Mises exprimées en MPa pour les cinq activités.

#### IV-7 Contraintes axiales et tangentielles

D'après l'interprétation des résultats dans l'étude dynamique de la prothèse totale de hanche de type BM3, et selon chaque activité, on remarque que l'activité de la descente des escaliers est l'activité la plus critique pour le porteur de la prothèse car elle induit des contraintes de Von Mises de très grande intensité par rapport aux autres activités ;en revanche l'activité qui présente de faibles contraintes et qui ne présente aucun risque pour la structure c'est bien l'assoie sur une chaise ; c'est pour cela, j'ai décidé de faire une comparaison entre ces deux activités concernant les contraintes normales  $\sigma_{xx}$  et  $\sigma_{yy}$  ;ainsi, les contraintes tangentielles  $\sigma_{xy}$  [50].

**IV-7-1 Contraintes normales  $\sigma_{xx}$**



**Figure IV-11 :** comparaison des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  entre la descente des escaliers et l'assoie sur une chaise.

	Descente	L'assoie
Partie proximale (MPa )	3.7	1.22
Partie médiale (MPa )	0.32	0.28
Partie distale (MPa )	0.26	0.24

**Tableau IV- 6 :** Comparaison des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  en traction.

	Descente	L'assoie
Partie proximale (MPa )	6.12	3.25
Partie médiale (MPa )	0.2	0.5
Partie distale (MPa )	1.62	0.48

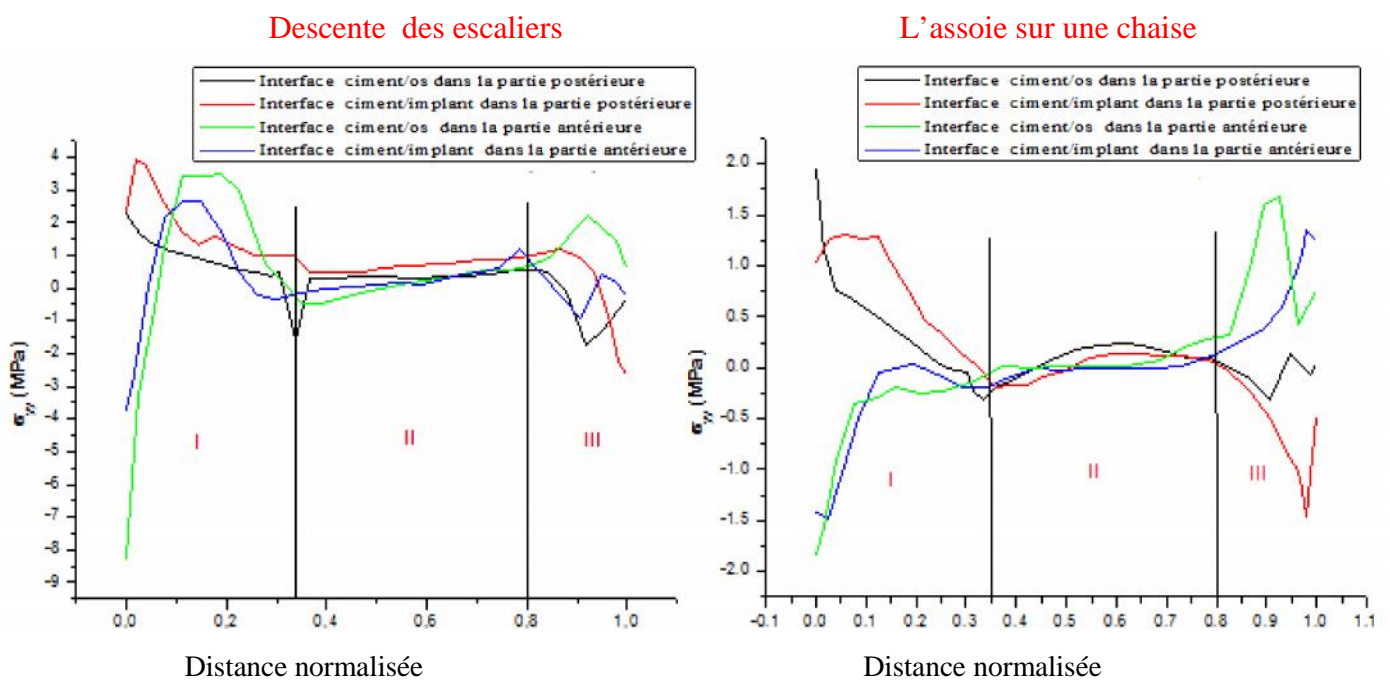
**Tableau IV- 7 :** Comparaison des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  en compression.

La variation de la contrainte normale ( $\sigma_{xx}$ ) le long des interfaces ciment - os et ciment - manteau de l'implant dans les différentes régions (proximale, médiale et latérale) est indiqué dans la Figure IV-11 ; dans le cas de charge dynamique combinée due à l'activité pour la descente des escaliers, les contraintes les plus élevées du ciment ont été observées autour du col de l'implant, où la contrainte maximale de traction existe dans la zone postérieure à l'interface ciment / implant avec une valeur de 3.8 MPa et la contrainte de compression maximale existe dans la partie antérieure à l'interface ciment / os avec une valeur de 6 MPa ; donc, ce résultat montre l'effet d'interaction majeur entre la charge dynamique et la forme du col de l'implant.

pour l'activité de l'assoie sur la chaise, les contraintes les plus élevées du ciment ont été observées dans la partie antérieure où la contrainte maximale de traction est localisée à l'interface ciment / os avec une valeur de 1.22 MPa et la contrainte de compression maximale existe dans la partie antérieure à l'interface ciment / implant avec une valeur de 3.25 MPa.

Dans le reste des deux zones (médiale et distale) du ciment orthopédique, les contraintes normales  $\sigma_{xx}$  sont de faible intensité comparativement à celles exercées sur la partie proximale, et ne provoquent aucun risque d'endommagement pour le ciment orthopédique qui reste toujours le maillon le plus faible de la structure.

#### IV-7-2 Contraintes Normales $\sigma_{yy}$



**Figure IV-12:** comparaison des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  de la descente des escaliers et de l'assoie sur une chaise.



	Descente	L'assoie
Partie proximale (MPa )	3.93	1.92
Partie médiale (MPa )	1.12	0.22
Partie distale (MPa )	2.02	1.51

**Tableau IV- 6 :** Comparaison des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  en traction.

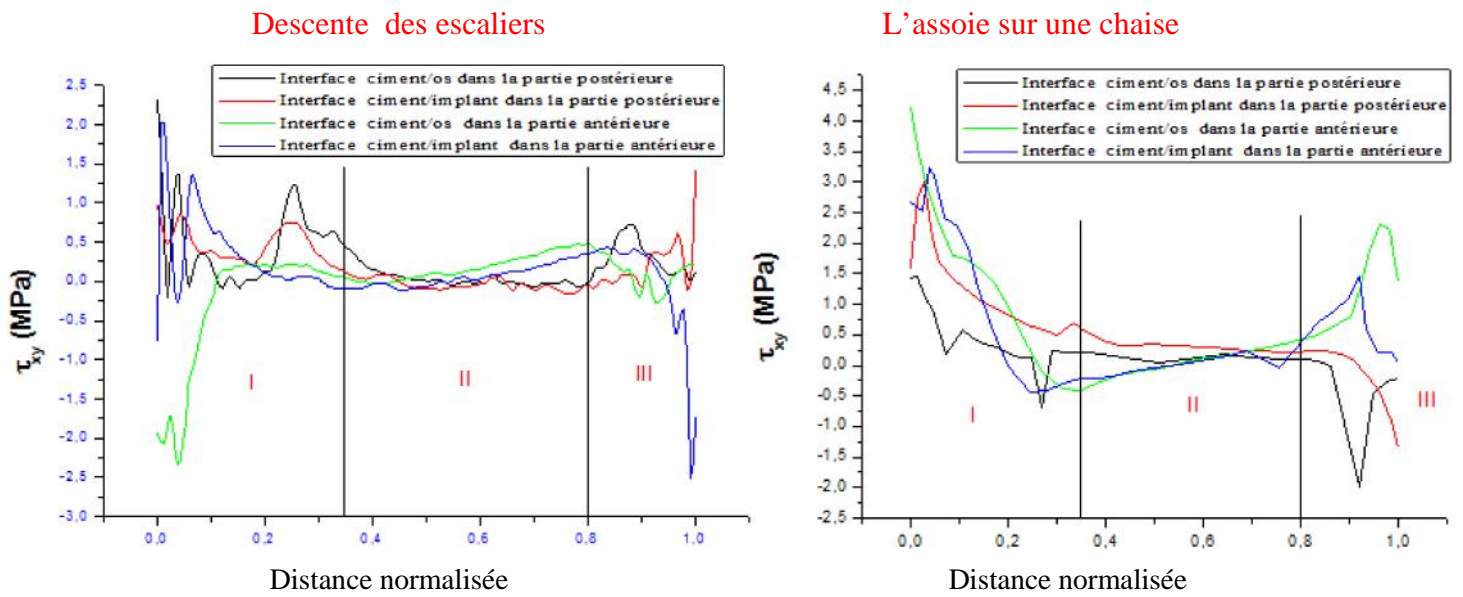
	Descente	L'assoie
Partie proximale (MPa )	8.12	1.72
Partie médiale (MPa )	1.02	0.22
Partie distale (MPa )	2.51	1.43

**Tableau IV- 7 :** Comparaison des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  en compression.

La figure IV-12 montre la variation de la contrainte normale ( $\sigma_{yy}$ ) le long des interfaces du ciment / os et de ciment / implant dans les différentes régions du ciment (proximale , médiale et distale) ; dans le cas de la descente des escaliers qui présente un risque de descellement de la prothèse et d'endommagement du ciment orthopédique prouve une certaine distinction des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  , cela s'explique par la répartition non homogène le long du ciment, donc ces contraintes avec une grande intensité sur la partie proximale du ciment, qui mettent ce dernier en traction et en compression ; qui peuvent atteindre 3.93 MPa en traction à l'interface ciment/implant dans la partie postérieure et 8.12 MPa en compression à l'interface ciment/os cortical, toujours dans la partie proximale.

Pour l'activité de l'assoie sur une chaise, ces contraintes normales  $\sigma_{yy}$  ne présentent aucun risque ni d'endommagement ni de descellement, ces dernières peuvent atteindre 1.92 MPa en traction à l'interface ciment/os de la partie postérieure du ciment et 1.72MPa en compression à l'interface ciment/os de la partie antérieure du ciment orthopédique.

**IV-8 Contraintes de cisaillement  $\tau_{xy}$**



**Figure IV-13:** comparaison des contraintes normales  $\tau_{xy}$  entre la descente des escaliers et de l'assoie sur une chaise.

	Descente	L'assoie
Partie proximale (MPa )	4.22	2.5
Partie médiale (MPa )	0.7	0.35
Partie distale (MPa )	2.3	0.8

**Tableau IV- 7 :** Comparaison des contraintes normales  $\tau_{xy}$  en traction.

	Descente	L'assoie
Partie proximale (MPa )	0.7	1.3
Partie médiale (MPa )	0.4	0.2
Partie distale (MPa )	2.2	0.21

**Tableau IV- 8 :** Comparaison des contraintes normales  $\tau_{xy}$  en compression.

La figure IV-13 montre la variation de la contrainte de cisaillement ( $\tau_{xy}$ ) le long des interfaces de ciment -os et de ciment -implant dans les différentes régions du ciment.

Pour l'activité de la descente des escaliers, on distingue bien que la concentration des contraintes est localisée dans la partie proximale du ciment, ces contraintes tangentielles peuvent atteindre 4.22 MPa à l'interface ciment-os cortical et de 2.2 MPa à l'interface ciment-os dans la partie latérale du ciment, tandis que pour l'activité de l'assoie sur une chaise, la contrainte tangentielle  $\tau_{xy}$  atteint environ 2.5 MPa aux interfaces ( ciment-implant de la partie médiale et dans l'interface ciment-os ); et de 0.6 MPa à l'interface latérale ciment-os et à l'interface médiale ciment-implant de la zone proximale du ciment ; cela est due au transfert des charges appliquées sur la prothèse totale de hanche, par l'implant à travers le ciment orthopédique surtout dans la partie proximale qui induit des contraintes très importantes de cisaillement.

Ces contraintes peuvent provoquer le cisaillement au niveau du col fémoral et le bout du ciment puisque ces contraintes sont toujours prédominantes dans la partie proximale du ciment.

#### IV-9 Conclusion

L'analyse dynamique des différentes activités de la prothèse totale de hanche demeure la préoccupation primordiale des chirurgiens traumatologues, car la période postopératoire est la période la plus intéressante pour le porteur de la prothèse totale de hanche, pour cela ; on a intérêt à leur présenter une étude détaillée sur les contraintes induites lors de ces activités après l'implantation de la prothèse. Notre étude a prouvé que ces contraintes maximales sont prédominantes dans l'activité de la descente des escaliers, qui demeure l'activité la plus critique pour le porteur de la prothèse, car cette dernière engendre des forces de très grande intensité sur la prothèse et provoque des contraintes critiques transmises par l'implant sur le ciment orthopédique qui est le maillon le plus faible de la structure et risque son endommagement ou le phénomène de descellement du manteau de l'implant.

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

Concernant les implants, les contraintes induites sur le col de l'implant ne présentent aucun risque de cisaillement car ces dernières sont inférieures aux contraintes limites admissibles ; donc le patient doit éviter les activités les plus critiques telles que la descente et la montée des escaliers qui demeurent des activités les plus dangereuses dans la vie quotidienne du patient.

# Chapitre V

*Effets des contraintes résiduelles dans le ciment*

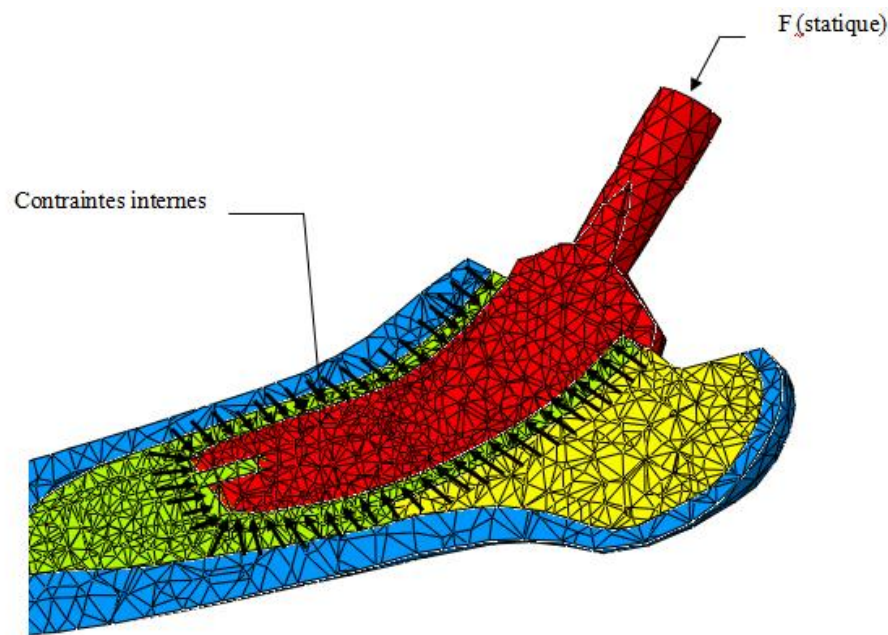
**Introduction:**

Le ciment osseux (polyméthacrylate de méthyle ou PMMA) est une résine acrylique auto-polymérisable utilisé comme agent de remplissage afin d'assurer la fixation et le transfert de charge des prothèses de hanche cimentées. La fixation de la prothèse au ciment repose uniquement sur la résistance mécanique de l'interface entre l'implant métallique et le ciment osseux, car ce dernier ne forme pas de liaison chimique avec le métal. Or, la perte de fixation de l'implant fémoral d'une prothèse cimentée de hanche est la principale cause d'échec à long terme de l'arthroplastie. La connaissance des propriétés mécaniques de l'interface implant-ciment est donc essentielle à la compréhension des mécanismes de la fixation des implants cimentés, mais ces propriétés sont loin d'être parfaitement documentées. Il est déjà connu que lors de la polymérisation du ciment, celui-ci subit des changements volumiques et des contraintes transitoires sont alors générées à l'intérieur même de la masse de ciment [47].

Une fois le ciment solidifié, des contraintes résiduelles (résultant de la contraction du PMMA lors de la polymérisation) persistent [48]. Ces contraintes résiduelles jouent un rôle dans la fixation des implants cimentés. Toutefois, la littérature ne comporte jusqu'à présent aucune étude ayant développé une méthodologie afin de mesurer directement les contraintes résiduelles à l'interface implant-ciment pendant la polymérisation du ciment osseux. Pour prédire le comportement *in-vivo* de l'implant, le mécanisme de transfert de la charge doit être étudié. Il est essentiel de bien connaître les propriétés mécaniques à l'interface implant ciment pour comprendre le mécanisme responsable de la perte de fixation.

L'espérance de vie des Canadiens étant plus élevée que dans le passé, les prothèses de hanche doivent par le fait même aussi pouvoir assurer une meilleure longévité. En plus d'améliorer la qualité de vie des individus, il y aurait une baisse dans les coûts reliés au système de santé. En augmentant la durée de vie du remplacement total de hanche, le nombre d'interventions chirurgicales effectuées chaque année diminuera et par le fait même, les coûts reliés à l'opération et l'hospitalisation diminueront, car un patient n'aurait pas à subir plus d'une opération.

### V.1.Présentation du modèle:



**Figure V.1.** La prothèse totale de hanche maillée avec répartition des contraintes résiduelles.

La prothèse totale de hanche est sollicitée par un chargement statique  $F$  sur le col de l'implant, et par des contraintes résiduelles de 2.5MPa [49] réparties autour de l'implant; et un coefficient de friction à l'interface ciment- implant  $\mu=0.2$ . On a utilisé les mêmes conditions aux limites et le même maillage pour la prothèse totale de hanche.

	$F_x$	$F_y$	$F_z$
F Statique (N)	-433.8	1841.3	263.8

**Tableau V.1.** Représentation de l'effort statique appliqué sur l'implant.

Matériaux	Module de Young(MPa)	Coefficient de poisson	Masse volumique (kg/m <sup>3</sup> )
Os cortical	20 000	0.3	1990
Os spongieux	132	0.3	600
PTH	110 000	0.3	4430
Ciment PMMA	2000	0.3	1200

**Tableau V.2.** Propriétés mécaniques de chaque élément de la structure de la PTH.

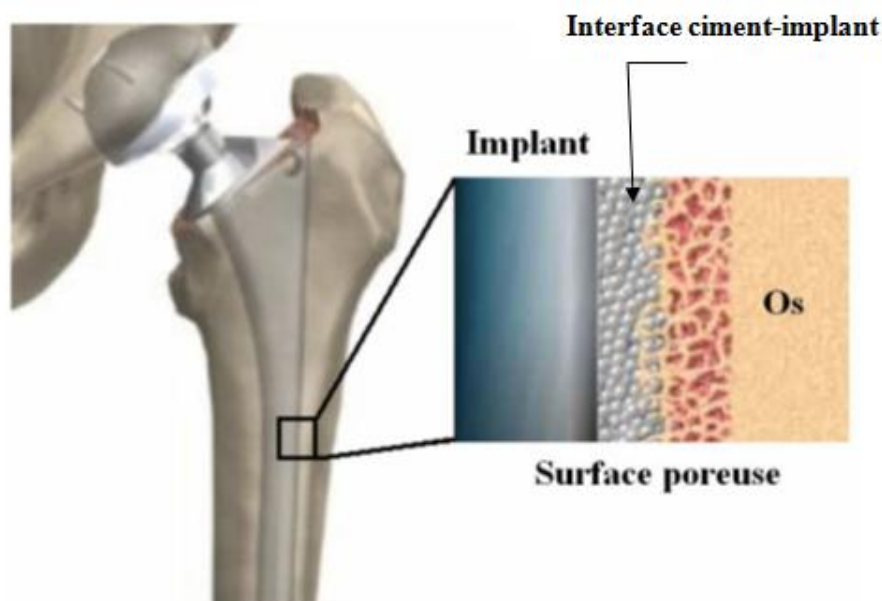


Figure V. 2. Représentation focalisée de l'interface ciment-implant.

**V.2.Résultats et interprétation:**

Le modèle de la prothèse totale de hanche sollicité statiquement au niveau du col de l'implant et avec des contraintes résiduelles réparties uniformément dans le ciment orthopédique sur l'implant ; c'est-à-dire à l'interface ciment-implant, est simulé numériquement par le logiciel Abaqus 6.11 afin d'aboutir aux résultats cités ci-dessous.

**V.2.1.Contraintes équivalentes de Von Mises:**

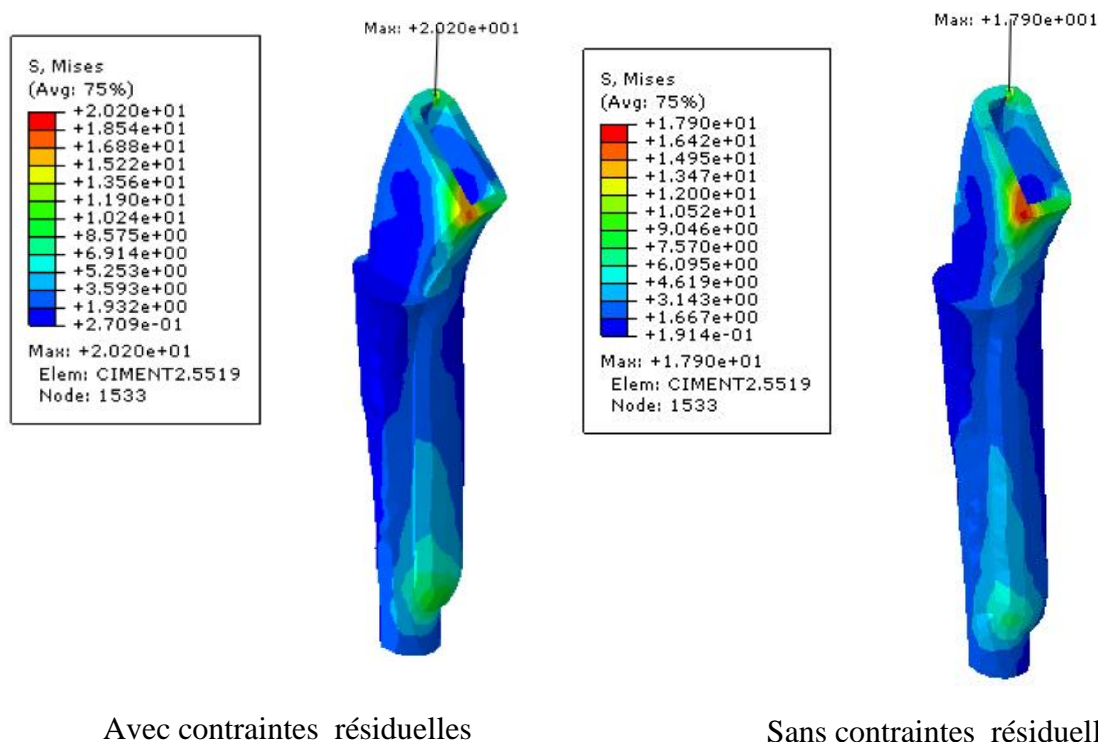
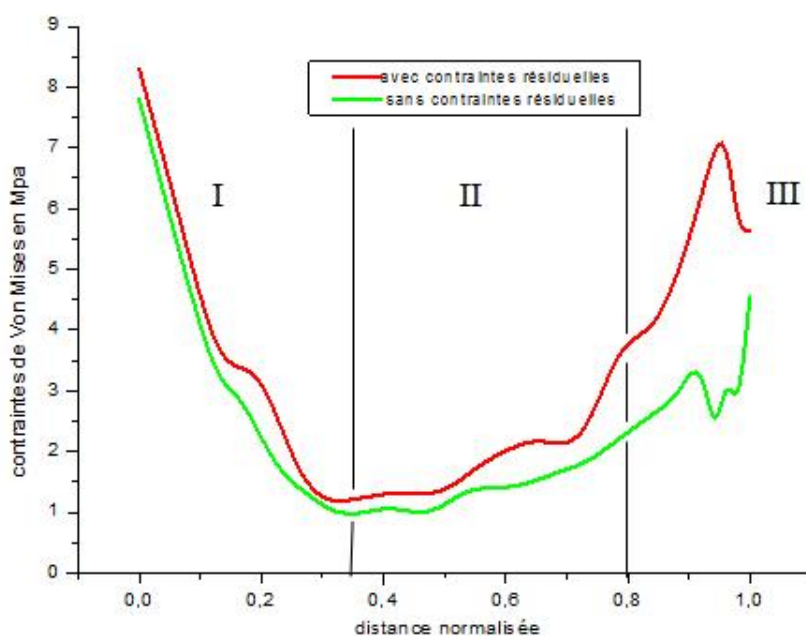


Figure V. 3. Répartition des contraintes équivalentes de Von Mises dans le ciment.



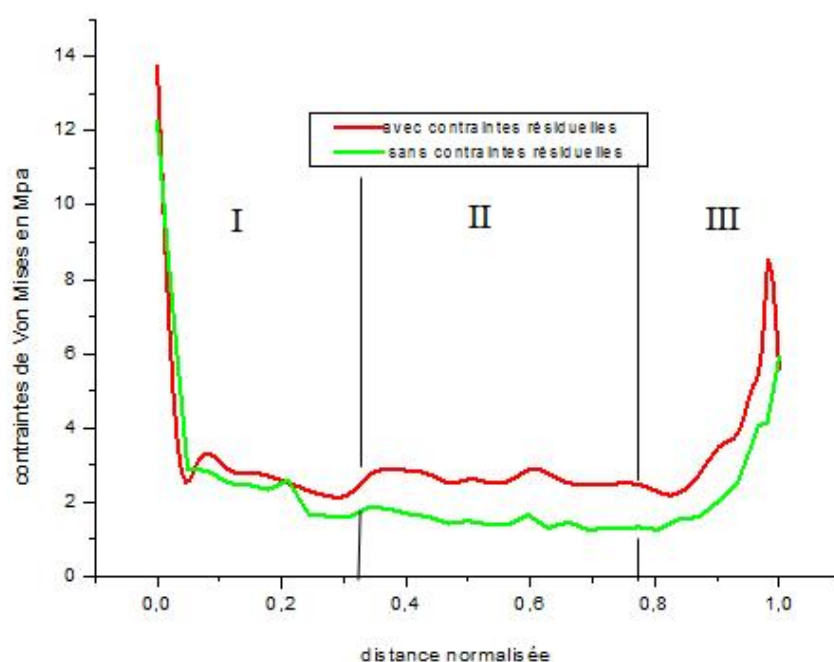
La figure 3 montre la répartition des contraintes équivalentes de Von Mises dans le ciment orthopédique pour deux résultats différents, on remarque bien que pour le ciment qui est sollicité par des contraintes résiduelles présente des contraintes équivalentes de Von Mises plus élevées comparativement à celui sans contraintes résiduelles; puisque la contrainte maximale atteinte est de 20.20 MPa située dans la zone proximale, et de 17.90MPa au même nœud (nœud 1533) ,de la même zone dans le ciment sans contraintes résiduelles; cela s'explique par la polymérisation du ciment osseux et son contraction qui crée des contraintes résiduelles qui permettent l'évolution des contraintes équivalentes de Von Mises; pour cela ces résultats restent loin de la contrainte limite de tension pour le ciment orthopédique qui reste toujours le maillon le plus faible de la structure.



**Figure V.4.** Contrainte équivalente de Von Mises à l'interface ciment -implant (Partie postérieure).

La représentation graphique de la Contrainte équivalente de Von Mises de la prothèse totale de hanche avec et sans contraintes résiduelles à l'interface ciment-implant présente une légère différence en tension dans la zone proximale du ciment orthopédique de l'ordre de 8.4 MPa pour le ciment sollicité par les contraintes résiduelles et de 7.8MPa pour celui sans contraintes résiduelles; ces contraintes sont maximales dans cette zone au bout supérieur du ciment, cela est dû au contact directe de l'implant sur le ciment et par la contraction de ciment lors de son durcissement entrainant une tension assez considérable sur l'implant.

Dans la zone médiale, les contraintes résiduelles présentent une certaine influence sur l'implant mais moins importante comparativement à celle de la zone proximale dans sa partie postérieure et atteint 3.8MPa par rapport à celles sans contraintes résiduelles qui ,sont de l'ordre de 2.2MPa; tandis que dans la zone distale , on remarque une grande différence des contraintes équivalentes de Von Mises induites par les contraintes résiduelles de 7.0MPa et de 4.0MPa pour les contraintes de Von Mises de la prothèse totale de hanche sans contraintes résiduelles, cette différence est d'environ de 3MPa ,cela s'explique par la forte contraction du ciment lors de la polymérisation sur le manteau de l'implant et par le transfert de charge statique par l'implant à travers le ciment orthopédique .

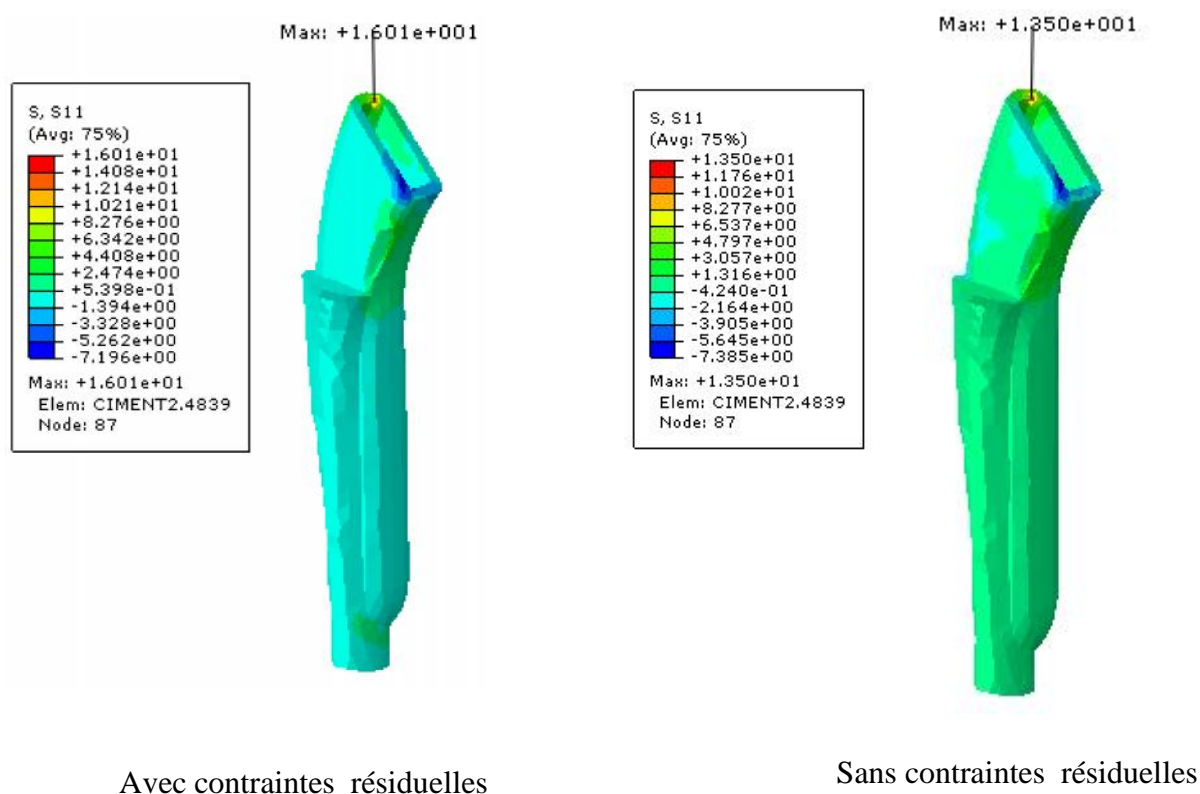


**Figure V.5.** Contrainte équivalente de Von Mises à l'interface ciment -implant (Partie antérieure).

La figure 5 représente la contrainte équivalente de Von Mises en fonction de la distance normalisée du ciment orthopédique avec et sans contraintes résiduelles; on remarque que dans la zone proximale, ces contraintes de Von mises ont à peu près la même allure mais avec des valeurs assez proches qui sont 13.8MPa en tension pour le ciment sollicité par des contraintes et de 12.3MPa pour celui sans contraintes résiduelles. Dans la zone médiale, cette différence est nettement remarquable comparativement à celle sans contraintes résiduelles; surtout pour les contraintes de Von Mises avec contraintes résiduelles, qui sont de l'ordre de 3.0MPa et de 1.8MPa pour le ciment sans contraintes résiduelles. Dans la zone distale, ces contraintes de Von Mises atteignent environ 8.9MPa pour celui avec contraintes résiduelles et de 6.1MPa

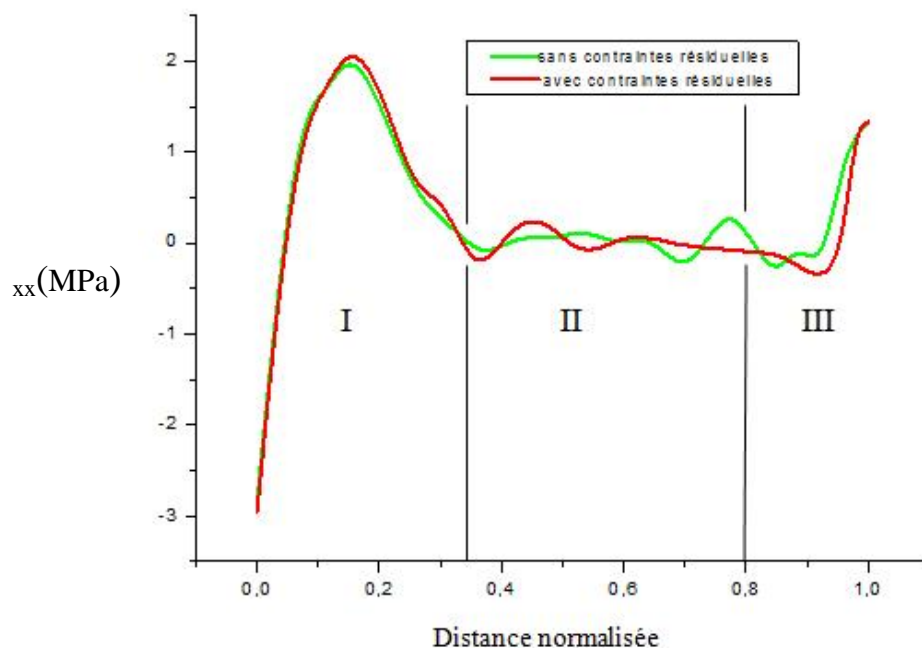
pour celui sans contraintes résiduelles, donc toutes ces évolutions de la contrainte équivalente de Von mises sont dues à l'effet de ces contraintes qui influent directement sur le comportement du ciment qui sera plus sollicité dans les zones internes (antérieure et postérieure); donc la polymérisation du ciment et sa contraction permettent une naissance des contraintes résiduelles qui participent à l'évolution des contraintes induites dans le ciment osseux.

### V.2.2 Contraintes normales $\sigma_{xx}$



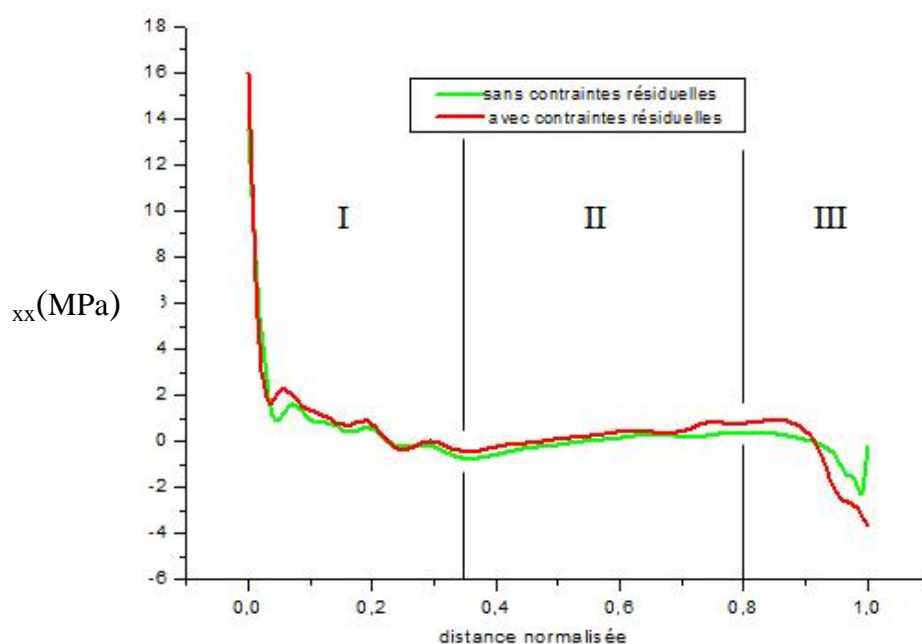
**Figure V.6.** Répartition des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  dans le ciment.

La répartition des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  est localisée au niveau de la zone proximale du ciment orthopédique, ces contraintes atteignent 16.01MPa pour le ciment avec contraintes résiduelles et de 13.5MPa pour celui sans contraintes résiduelles; cela démontre une certaine différence au niveau de la contrainte maximale normale  $\sigma_{xx}$  qui est située dans la pointe supérieure de la zone proximale du ciment orthopédique où repose l'implant; cette évolution de ces contraintes dans cette zone s'explique par l'effet de contraction du ciment osseux lors de sa polymérisation et pendant son adhésion autour de l'implant, ainsi le transfert de charge à travers l'implant vers le ciment .



**Figure V. 7.** Contraintes normales  $\sigma_{xx}$  à l'interface ciment -implant (partie antérieure).

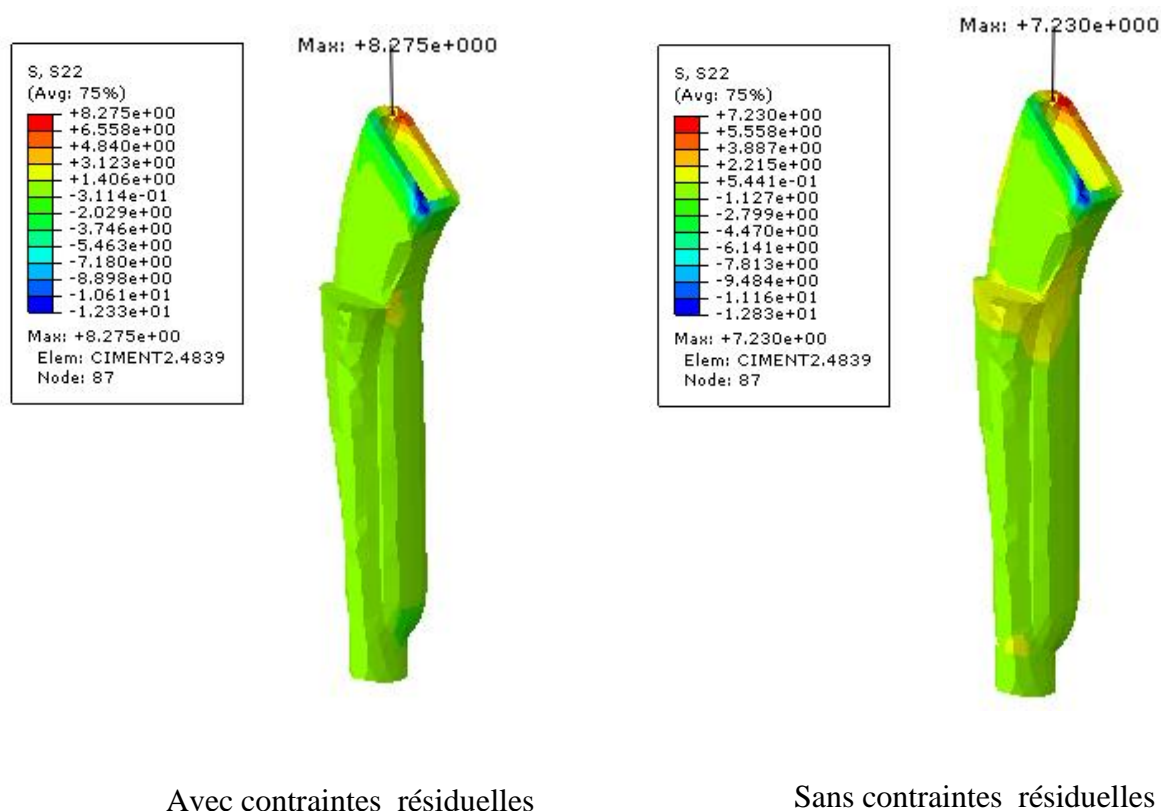
La figure 7 montre la représentation des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  (partie antérieure) en fonction de la distance normalisée; dans la zone proximale, on constate une certaine compression pour les deux cas (avec ou sans contraintes résiduelles); cette compression atteint environ 3.0MPa ; elle est presque de même intensité pour les deux cas, cela est dû à l'effet du chargement exercé sur la prothèse totale de hanche transmis par l'implant sur le ciment orthopédique. L'effet des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  dans les deux autres zones (médiale et distale) est peu remarquable, surtout dans la zone médiale, et dans la zone distale ces contraintes  $\sigma_{xx}$  de la partie antérieure interne du ciment orthopédique atteint environ 1.4MPa.



**Figure V.8.** Contraintes normales  $\sigma_{xx}$  à l'interface ciment -implant (partie postérieure).

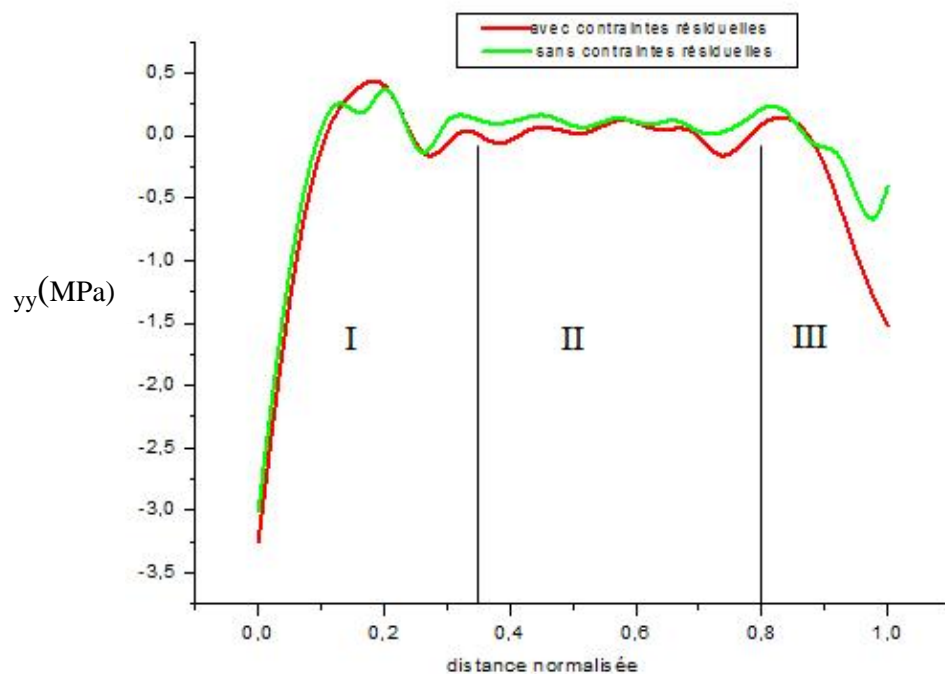
L'allure des deux courbes représentant la variation des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  à l'interface ciment-implant (partie postérieure) en fonction de la distance normalisée du ciment orthopédique est presque semblable, dans la zone proximale, les contraintes normales  $\sigma_{xx}$  atteignent environ 16MPa pour le ciment osseux sollicité par des contraintes résiduelles, et de 13.8MPa pour celui sans contraintes résiduelles, dans la zone médiale, les deux courbes sont presque confondues le long du ciment osseux; donc l'effet des contraintes résiduelles dans cette zone est presque négligeable, vue la coïncidence des deux courbes l'une sur l'autre; en revanche, dans la zone distale qui connaît une légère compression sur le ciment à contraintes résiduelles de l'ordre de 3.8MPa et de 2.0MPa pour le ciment sans contraintes résiduelles, cela s'explique par la polymérisation du ciment et par le phénomène d'adhésion à l'interface ciment-implant.

### V.2.3 Contraintes normales $\sigma_{yy}$



**Figure V. 9.** Répartition des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  dans le ciment.

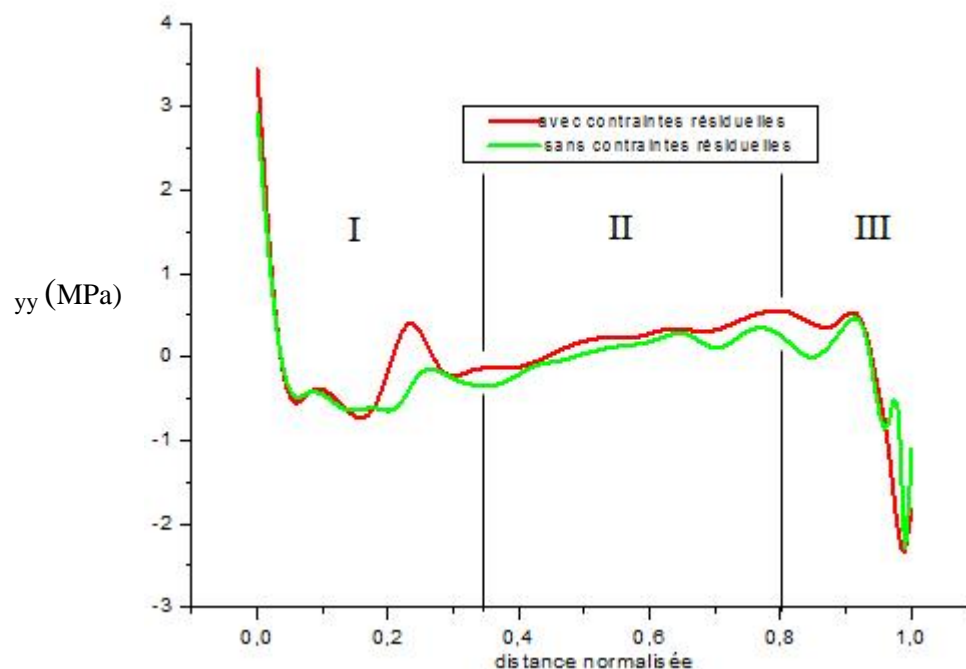
La répartition des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  présentée sur la figure 9 montre qu'il y'a toujours une différence d'environ 1MPa entre le ciment orthopédique sollicité par des contraintes résiduelles, dont les contraintes normales  $\sigma_{yy}$  qui atteignent 8,275 MPa et pour le ciment sans contraintes résiduelles, ces contraintes  $\sigma_{yy}$  atteignent 7,23 MPa, cette répartition est localisée dans la zone proximale du ciment osseux; cela est dû au transfert d'effort par l'implant sur le ciment orthopédique; qui, à son tour, lors de sa polymérisation, et sa contraction; des contraintes résiduelles seront induites et font croître les contraintes engendrées sur le ciment : cette évolution est distincte, donc, les contraintes résiduelles ont une influence importante et remarquable sur l'augmentation de ces contraintes normales  $\sigma_{yy}$ .



**Figure V.9.** Contraintes normales  $\sigma_{yy}$  à l'interface ciment -implant (partie antérieure).

La figure 9 représente la variation des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  à l'interface ciment -implant (partie antérieure) avec et sans contraintes résiduelles dans le ciment orthopédique, cette variation démontre que les mêmes courbes sont presque similaires avec une légère variation dans la zone distale ; tandis que pour les deux autres zones, médiale et proximale, les courbes sont presque confondues, surtout dans la zone médiale. En revanche; dans la zone proximale, cette zone connaît une compression assez importante qui atteint environ 3.3MPa pour le ciment sollicité par les contraintes résiduelles et de 3.0MPa pour celui sans contraintes

résiduelles, cela s'explique d'une part, par une contraction du ciment osseux lors de son refroidissement, et d'autre part, par l'effet du transfert de l'effort exercé sur la prothèse transmis par l'implant sur le ciment orthopédique.



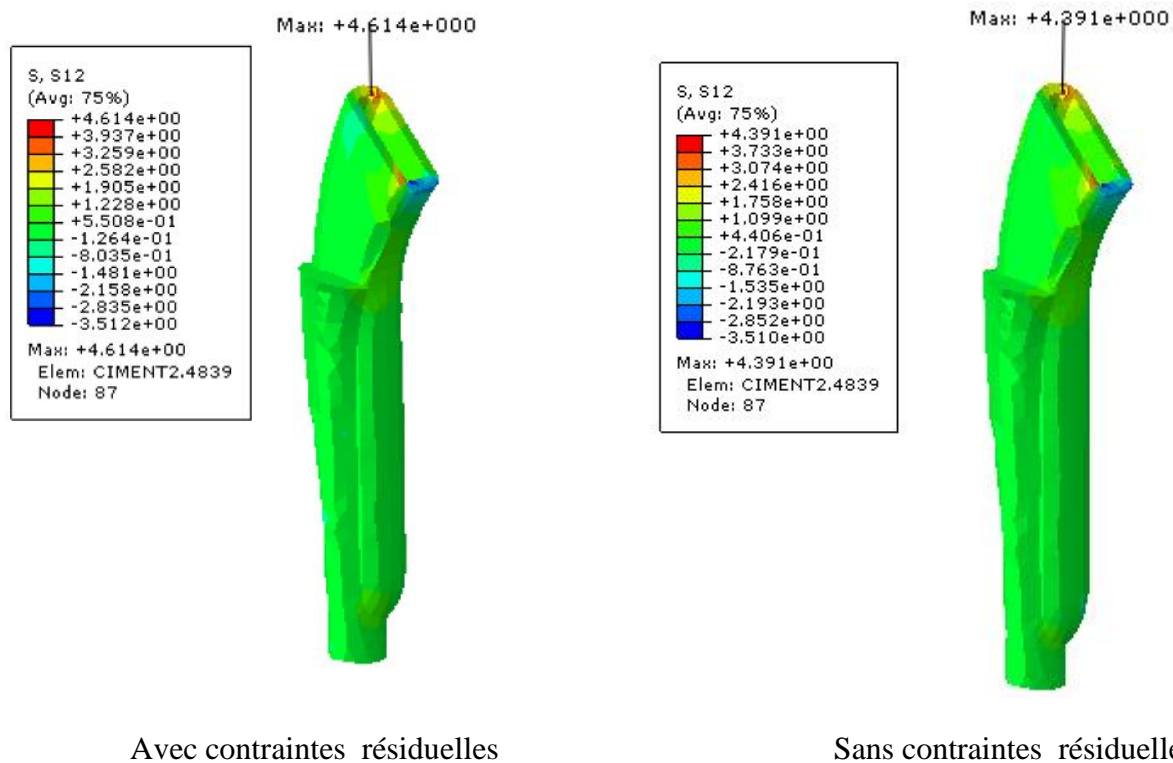
**Figure V. 10.** Contraintes normales  $\sigma_{yy}$  à l'interface ciment -implant (partie postérieure).

La figure 10 montre l'évolution des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  (Partie postérieure) à l'interface ciment-implant, avec et sans contraintes résiduelles qui présente une légère variation dans la zone proximale qui atteint environ 3.5MPa (en tension) pour le ciment sollicité par les contraintes résiduelles et de 2.8MPa pour celui sans contraintes résiduelles.

Dans la zone médiale, les courbes sont presque semblables avec des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  qui varient entre 0.5MPa (en compression) et 0.4MPa (en tension) ; c'est-à-dire, cette zone est peu affectée par les contraintes résiduelles.

Dans la zone distale, l'interface ciment-implant est affectée par des contraintes normales  $\sigma_{yy}$  de compression qui atteignent jusqu'à 2.5MPa pour le ciment sollicité par les contraintes résiduelles et de 2.0MPa (de compression) pour celui sans contraintes résiduelles ; cela se traduit par la contraction du ciment orthopédique lors de son refroidissement et par son adhésion à l'interface avec la tige fémorale.

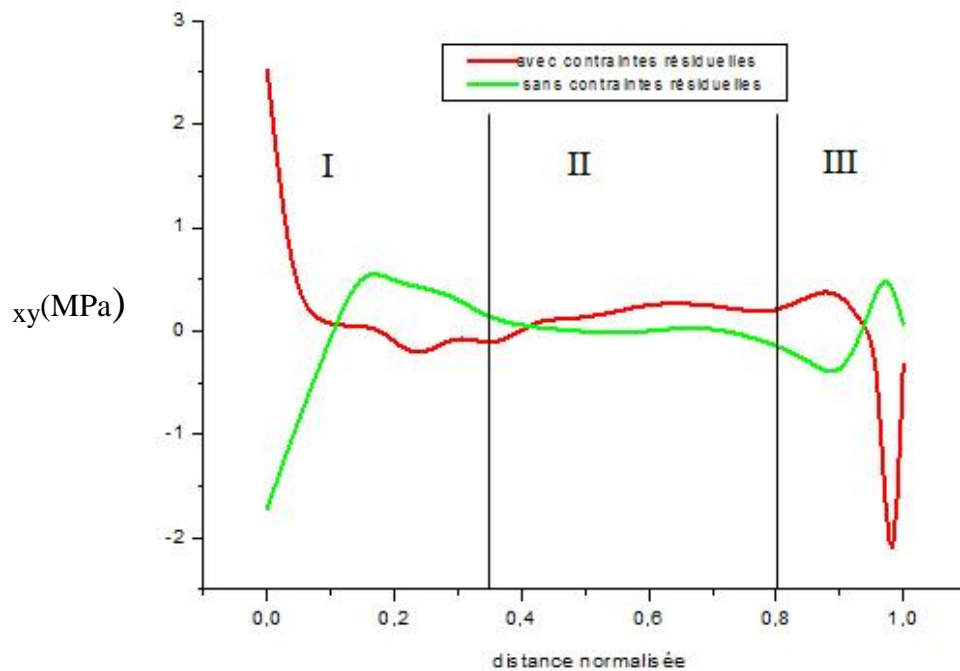
### V.2.4 Contraintes tangentielles $\tau_{xy}$



**Figure V. 11.** Répartition des contraintes tangentielles  $\tau_{xy}$  dans le ciment.

La répartition des contraintes tangentielles  $\tau_{xy}$  dans le ciment orthopédique est localisée dans la partie proximale de ciment avec une valeur de 4.6MPa pour le ciment sollicité par des contraintes résiduelles et de 4.39MPa pour celui sans contraintes résiduelles , donc, on remarque une légère différence pour les deux cas du ciment, et par conséquent la contrainte maximale tangentielle  $\tau_{xy}$  se trouve dans la zone proximale et au même nœud(nœud 87) pour les deux cas; cela est dû au contact directe de l'implant sur le ciment orthopédique et par l'effet du chargement statique transféré par l'implant au ciment, ainsi , lors de la polymérisation du ciment osseux ainsi au cours de l'implantation de la tige fémorale, les contraintes résiduelles ont influencées d'une façon ou d'une autre à l'évolution des contraintes de Von Mises dans le ciment orthopédique.





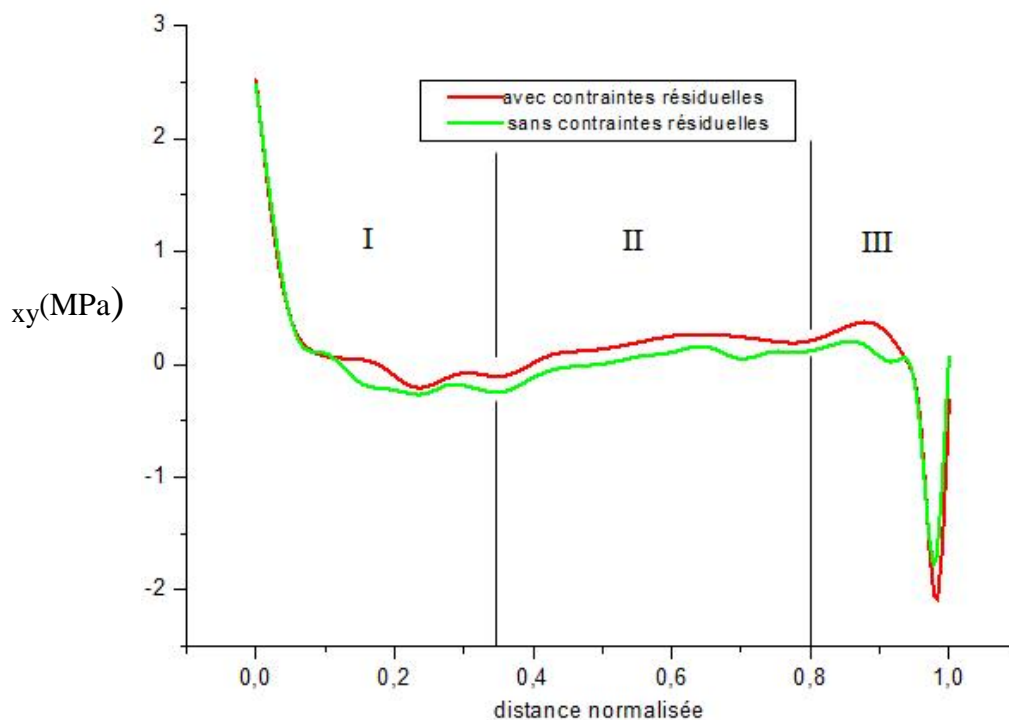
**Figure V. 12.** Contraintes tangentielles  $\tau_{xy}$  à l'interface ciment -implant (partie antérieure).

La figure 8 illustre les contraintes tangentielles  $\tau_{xy}$  à l'interface ciment -implant (partie antérieure) du ciment osseux; dans la zone proximale, ces contraintes sont plus remarquables d'une part pour le ciment sollicité par des contraintes résiduelles qui atteignent environ 2.5MPa en tension, par contre, pour le ciment qui n'est pas sollicité par des contraintes résiduelles présente des contraintes tangentielles d'ordre 1.8MPa en compression, cela nous indique que lors de l'adhésion du ciment orthopédique à l'interface ciment-implant, les contraintes tangentielles passent de la compression vers la tension; sous l'effet des contraintes résiduelles et par l'insertion de l'implant dans le ciment qui semble avoir une légère influence sur la formation des contraintes tangentielles à l'interface ciment –implant.

Dans la zone médiale, on constate une légère variation de ces contraintes tangentielles au voisinage de l'intervalle [0,0.2] MPa, donc cette zone est peu affectée par les contraintes résiduelles.

Dans la zone distale, le ciment osseux ,lors de sa polymérisation et à son adhésion à l'implant, subit des contraintes tangentielles de tension  $\tau_{xy}$  d'environ 0.5 MPa pour celui sans contraintes résiduelles et de 2.1MPa en compression en présence des contraintes résiduelles; cela nous montre l'effet primordial des contraintes résiduelles qui lors de l'adhésion du ciment

orthopédique et de la contraction, transforment les contraintes tangentielles de la tension à la compression, au cours du durcissement de ce dernier.



**Figure V.13.** Contraintes tangentielles  $\tau_{xy}$  à l'interface ciment -implant (partie postérieure).

La figure 13 montre l'évolution des contraintes tangentielles en fonction de la distance normalisée du ciment; la première constatation est que dans les trois zones du ciment osseux, les allures des courbes avec ou sans contraintes résiduelles sont presque semblables avec une légère différence d'environ 0.1MPa pour les contraintes tangentielles avec contraintes résiduelles dans la zone médiale, donc l'effet des contraintes résiduelles est négligeable.

Dans la zone proximale, les contraintes tangentielles sont sollicitées en tension d'environ 2.5MPa pour les deux cas est d'environ(0.1 à 0.2) MPa dans la zone médiale; tandis que dans la zone distale, le ciment osseux engendre des contraintes tangentielles en compression qui atteignent environ 2.1MPa pour les deux cas du ciment orthopédique sollicité par des contraintes résiduelles ou non sollicité par ces dernières, cette compression est dû à la contraction du ciment autour de l'implant fémoral lors du durcissement.

contrainte maximale	Avec contraintes résiduelles	Sans contraintes résiduelles
contrainte de Von Mises	20.20	17.90
$\sigma_{xx}$ (MPa)	16.01	13.50
$\sigma_{yy}$ (MPa)	8.275	7.23
$\sigma_{xy}$ (MPa)	4.614	4.391

**Tableau V.3.** Comparaison des contraintes maximales.

### V.3 Conclusion:

L'évolution de la température maximale de polymérisation du ciment osseux est influencée par la température initiale des composants de la prothèse totale de hanche ; le ciment orthopédique se contracte autour de l'implant fémoral.

L'insertion de l'implant dans le ciment semble avoir une légère influence sur la formation des contraintes résiduelles à l'interface ciment-implant.

L'évolution des contraintes au cours de la polymérisation peut être reliée aux divers stades de variation volumique du ciment osseux lors de son durcissement.

Dans ce chapitre, l'effet des contraintes résiduelles est plus remarquable dans le ciment orthopédique sollicité par des contraintes équivalentes de Von Mises (partie antérieure et postérieure).

Pour les contraintes normales  $\sigma_{xx}$  et  $\sigma_{yy}$ , l'influence des contraintes résiduelles est légèrement distincte que ce soit pour la partie antérieure et postérieure du ciment orthopédique.

Pour les contraintes tangentielles  $\sigma_{xy}$ , à l'interface ciment-implant (partie antérieure) ; l'influence des contraintes résiduelles a entraîné le transfert des contraintes tangentielles de la compression vers la tension ; ce qui explique l'influence des contraintes résiduelles sur l'évolution des contraintes.

Concernant la répartition des contraintes pour le ciment osseux, l'effet des contraintes résiduelles est vraiment distinct pour toutes les contraintes  $\sigma_{xx}$  ;  $\sigma_{yy}$  ;  $\sigma_{xy}$  et pour les contraintes équivalentes de Von Mises.

# *Conclusion générale*

### **Conclusion générale**

L'emplacement de la prothèse totale de hanche demeure la plus grande inquiétude des chirurgiens qui eux, à leur rôle travaillent à optimiser leurs procédures pour le remplacement de ces prothèses ; car la période postopératoire représente un changement pénible au porteur de la prothèse totale de hanche dans sa vie quotidienne; malgré les séances de rééducation qui peuvent soulager le patient.

L'objectif de notre étude est l'analyse du comportement mécanique de la nouvelle génération de la prothèse totale de hanche BM3 par simulation numérique à l'aide d'un outil de calcul "Abaqus" qui représente un logiciel de haute performance .Notre travail est consacré sur la détermination et la répartition des contraintes de Von Mises dans le ciment orthopédique, en dépit de sa fragilité et de sa faible résistance à la traction et à la compression.

L'étude statique de la prothèse totale de hanche nous a permis de prédire que l'analyse de la distribution des contraintes est plus prédominante dans la zone proximale du ciment orthopédique, qui reste inférieure à la contrainte admissible en traction qui est de l'ordre de 25MPa.

L'implant subit des contraintes très importantes au niveau de la zone proximale, cela est dû aux charges appliquées par le porteur de la prothèse totale de hanche sans aucun risque sur sa rupture; car ce dernier présente une forte résistance et ces contraintes sont très lointaines de la limite admissible de, rupture.

L'os vivant à son tour, subit des contraintes considérables dans sa partie médiale et distale dans les deux parties antérieures et postérieures de la prothèse totale de hanche et ne provoquent pas de risque de fracture, par conséquent, ces contraintes sont inférieures à la limite admissible à la rupture.

L'étude dynamique des différentes activités de la prothèse totale de hanche représente une très grande importance aux chirurgiens qui s'intéressent à l'effet du remplacement d'une prothèse totale de hanche et aux concepteurs qui doivent savoir le taux d'influence des contraintes sur le porteur de la prothèse; afin d'optimiser le modèle de cette prothèse. Pour cela, on a intérêt à leur présenter une étude détaillée sur les contraintes induites lors de ces activités après l'implantation de la prothèse.

Notre étude a prouvé que ces contraintes maximales sont prédominantes dans l'activité de la descente des escaliers, qui demeure l'activité la plus critique pour le porteur de la prothèse, car cette dernière engendre des efforts de très grande intensité sur la prothèse et provoque des contraintes critiques transmises par l'implant sur le ciment orthopédique qui est le maillon le plus faible de la structure et risque son endommagement ou le phénomène de descellement du manteau de l'implant.

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

Concernant les implants, les contraintes induites sur le col de l'implant ne présentent aucun risque de cisaillement car ces dernières sont inférieures aux contraintes limites admissibles ; donc le patient doit éviter les activités les plus critiques telles que la descente et la montée des escaliers qui demeurent des activités les plus dangereuses dans sa vie quotidienne.

En fin, le franchissement des escaliers présente un danger pour le porteur de la prothèse totale de hanche dont il doit l'éviter ; surtout dès les premières semaines de la période postopératoire qui est une période de repos et de rééducation afin de s'habituer aux activités les plus simples telles que la marche , la levée et l'assoie sur une chaise.

L'effet des contraintes résiduelles est plus remarquable dans le ciment orthopédique sollicité par des contraintes équivalentes de Von Mises (partie antérieure et postérieure).

Pour les contraintes normales  $\sigma_{xx}$  et  $\sigma_{yy}$ , l'influence des contraintes résiduelles est légèrement distincte que se soit pour la partie antérieure et postérieure du ciment orthopédique.

Pour les contraintes tangentielles  $\sigma_{xy}$ , à l'interface ciment-implant (partie antérieure) ; l'influence des contraintes résiduelles a entraîné le transfert des contraintes tangentielles avec contraintes résiduelles de la compression vers la tension ; ce qui explique l'influence de ces dernières sur l'évolution des contraintes.

Concernant la répartition des contraintes pour le ciment osseux, l'effet des contraintes résiduelles est vraiment distinct pour toutes les contraintes  $\sigma_{xx}$  ,  $\sigma_{yy}$  ;  $\sigma_{xy}$  et pour les contraintes équivalentes de Von Mises.

Enfin, le porteur de la prothèse totale de hanche reste une victime d'une part, entre les mains des chirurgiens qui doivent améliorer leur mode opératoire et leur performance pour le remplacement de la Prothèse dans de bonnes conditions; et d'autre part, par les concepteurs qui, à leur rôle doivent optimiser des modèles très efficaces; cela se réalise par la collaboration de tout le monde; chercheurs, chirurgiens et concepteurs, dans le but de prévoir une durée de vie plus longue de la prothèse totale de hanche.

# *Références bibliographiques*



**Références bibliographiques :**

- [1] Charnley, J., Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet*, 1961. 1(7187): p. 1129-32.
- [2] Harris, W.H., A new lateral approach to the hip joint. *J Bone Joint Surg Am*, 1967. 49(5): p. 891-8.
- [3] Charnley, J., Total prosthetic replacement of the hip. *Triangle*, 1968. 8(6): p. 211-6.
- [4]. Charnley, J., Total prosthetic replacement of the hip. *ReconstrSurgTraumatol*, 1969. 11: p. 9-19.
- [5]. Harris, W.H., Surgical approach and technique of cup arthroplasty. *SurgClinNorth Am*, 1969. 49(4): p. 763-74.
- [6]. Harris, W.H., A new total hip implant. *ClinOrthopRelat Res*, 1971. 81: p. 105-13.
- [7]. Moore, A.T., The self-locking metal hip prosthesis. *J Bone Joint Surg Am*, 1957. 39-A(4): p. 811-27.
- [8]. Hardinge, K., The direct lateral approach to the hip. *J Bone Joint SurgBr*, 1982. 64(1): p. 17-9.
- [9]. Judet, J. and H. Judet, [Anterior approach in total hip arthroplasty]. *Presse Med*, 1985. 14(18): p. 1031-3.
- [10]. Zywiell, M.G., et al., Survival of Hard-on-Hard Bearings in Total Hip Arthroplasty: A Systematic Review. *ClinOrthopRelat Res*, 2011. 469(6): p. 1536-46.
- [11] Girard, J., et al., Total hip arthroplasty revision in case of intra-pelvic cup migration: Designing a surgical strategy. *OrthopTraumatolSurgRes*, 2011.

- [12] S. Breusch, Les conditions de la cimentation pour les PTH, *Maîtrise orthopédique* 126 (2003),
- [13] AMEZIANE L., OUAZZANI N., BERRADA M.S., EL YAACOUBI M., WAHBI S., EL BARDOUNI MAHFOUD M., HERMAS M., EL MANOUAR M., La prothèse totale de hanche dans les nécroses aseptiques de la tête fémorale.
- [14] BYSTROM S. ESPEHAUG B, FURNES O, HAVELIN LI; Norwegian Arthroplasty Register. Femoral head size is a risk factor for total hip luxation: a study of 42,987 primary hip Arthroplasty from the Norwegian arthroplasty register. *Acta OrthopScand* 2003;74:514-24.
- [15] DIDIER GEIGER ET TOUT LE LABORATOIRE DE BIOMECHANIQUE ET BIOMATERIAUX OSTEO-ARTICULAIRES. BIOMECHANIQUE ET BIOMATERIAUX, Université Paris XII, Université Paris 7, C.N.R.S. France.
- [16] PJ RUBIN, PF LEYVRAZ, LR RAKOTOMANANA., Intérêt de la modélisation numérique dans l'évaluation pré clinique d'une prothèse fémorale de la hanche. *Le journal français de l'orthopédie*. Service Universitaire d'Orthopédie et de Traumatologie de l'appareil locomoteur - Hôpital Orthopédique de la Suisse Romande.
- [17] WANG JS, KJELLSON F. (2001) Bone Cement Porosity in Vacuum Mixing Systems. in: *Bone cements and cementing technique*. Walenkamp GHIM, Murray DW (Eds) Springer, Berlin; 81-96
- [18] LEWIS G. (1997) Properties of acrylic bone cement: state of the art review. *J Biomed Mater Res (ApplBiomater)* 38: 155-182
- [19] HARPER EJ, BONFIELD W (2002) Tensile characteristics of ten commercial acrylic bone cements. *J Biomed Mater Res* 53: 605-616
- [20] MURPHY BP, PRENDERGAST PJ (2000) Quantification of the variability in fatigue life of PMMA bone cement in relation to mixing technique. 46th Annual

Meeting of Orthopaedics Research Society, March, Orlando, Florida, USA pp 252

- [21] KÜHN K-D (2000) Bone cements. Up-to-date comparison of physical and chemical properties of commercial materials. Springer , Berlin Heidelberg New York
- [22] BIEHL G, HARMS J, HANSER U (1974) Experimentelle Untersuchungen über die Wärmeentwicklung im Knochen bei der Polymerisation von Knochenzement. Arch Orthop Unfall-Chir 78: 62-69
- [23] LABITZKE R, PAULUS H (1974) Intraoperative Temperaturmessungen in der Hüftchirurgie während der Polymerisation des Knochenzementes Palacos. Arch Orthop Unfallchir 79: 341-346
- [24] RECKLING FW, DILLON WL (1977) The bone-cement interface temperature during total joint replacement. J Bone Joint Surg 59-A: 80-82
- [25] TOKSVIG-LARSEN S, FRANZEN H, RYD L (1991) Cement interface temperature in hip arthroplasty. Acta Orthop Scand 62: 102-105
- [26] HAAS SS, BRAUER GM, DICKSON GA (1975) Characterization of polymethyl-methacrylate bone cement. J Bone Joint Surg 57-A: 380-391
- [27] 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
- [28] GILBERT JL, HASENWINKEL JM, WIXSON RL, LAUTENSCHLAGER EP (2000) A theoretical and experimental analysis of polymerization shrinkage of bone cement: A potential major source of porosity. J Biomed Mater Res 52 : 210

- [29] RUDIGIER J, SCHEUERMANN H, KOTTERBACH B, RITTER G (1981) Restmonomerabnahme und freisetzungaus Knochenzementen. Unfallchirurgie 7: 132-137
- [30] WENZL H, GARBE A, NOWAK H (1973) Experimentelle Untersuchungen zur Pharmakokinetik von Monomethylmethacrylat. In: Erlacher PH, Zemmann L, Spitzky K H (Hrsg): 1-16
- [31] RUDIGIER J, GRÜNERT A (1978) Tierexperimentelle Untersuchungen zur Pathogenese intra operativer Kreislauf- und Atmungsreaktionen bei der Implantation sogenannter Knochenzemente in die Markhöhle eines Röhrenknochens. Arch Orthop Traumat Surg 91: 85-95
- [32] ESPEHAUG B, ENGESAETER LB, VOLLSET SE, HAVELIN LI, LANGELAND N (1997) Antibiotic prophylaxis in total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg 79-B : 590-595
- [33] GRISTINA AG (1987) Biomaterial-centered infection: microbial adhesion versus tissue integration. Science 237: 1588-1595
- [34] BREUSCH SJ, KÜHN K-D (2003) Knochenzemente auf Basis von Polymethylmethacrylat. Orthopäde 32: 41-50
- [35] WAHLIG H (1987) Über die Freisetzungskinetik von Antibiotika aus Knochenzementen Ergebnisse vergleichender Untersuchungen in vitro and in vivo. In: Willert, H.-G., Buchhorn, G. (Hrsg.) Technical Principles, Design and Safety of Joint Implants. Hogrefe & Huber Verlag, Göttingen, 221-226
- [36] SABOKBAR A, ATHANASOU NA, MURRAY DW (2001) Osteolysis induced by radio-opaque agents. In: Walenkamp GHIM, Murray DW (Hrsg) Bone Cement and Cementing Technique. Springer, Berlin Heidelberg New York

- [37] KUHN K-D, EGE W, MAURER H, TUCHSCHERER C, GOPP U (2001c) Die Glasübergang temperature KenngröÙezur Charakterisierung von Knochenzementen , *Biomaterialien* 2: 87-92
- [38] TEPIC S, SOLTESZ U (1996) Influence of gamma sterilization on the fatigue strength of bone cement, *Proc. 42nd ORS, Atlanta, GA*: 445
- [39] LEWIS G, MLADSI S (1998) Effect of sterilization method on properties of Palacos® R acrylic bone cement. *Biomaterials* 19: 117-124
- [40] KUHN K-D, GOPP U, WEDER JA (2002) Verarbeitungsverhalten von PMMA-Knochenzementen .*Kunststoffe*. 92: 102-104
- [41] MALCHAU H, HERBERTS P (1996) Prognosis of Total Hip Replacement. Surgical and Cementing Technique in THR: A revision-Risk study of 134,056 primary operations. Scientific Exhibition presented at the 63rd Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, February 22-26, 1996, Atlanta, USA
- [42] HAVELIN LI, ESPEHAUG B, LIE SA, ENGESÆTER LB, FURNES O, VOLLSET SE .Prospective Studies of Hip Prostheses and Cements.A presentation of the Norwegian Arthroplasty Register 1987-1999. Scientific Exhibition presented at the 67th Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, March 15-19, 2000, Orlando, Florida, USA
- [43] BENJAMIN JB, GIE GA, LEE AJC, LING RSM, VOLZ RG (1987) Cementing technique and the effects of bleeding. *J Bone Joint Surg Br* 69-B : 620-624
- [44] KÜHN K-D (2001) Handling properties of PMMA bone cements. In: Walenkamp GHIM, Murray DW (Hrsg) *Bone Cement and Cementing Technique*. Springer , Berlin Heidelberg New York
- [45] BERGMANN G, GRAICHEN G, ROHLMANN A, (1993) Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech*, 26(8): 969-90

[46] Bergmann, G., 2001, "HIP98", Free University, Berlin, ISBN 3-9807848-0-0

[47] Ahmed AM, Nair R, Burke DL, Miller J. Transient and residual stresses and displacements in self-curing bone cement – Part 2: Thermoelastic analysis of the stem fixation system. *ASME J Biomech Eng* 1982;104:28–37.

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

[49] Nuno, N., Amabili, M., 2002. Modelling debonded stem–cement interface for hip implants: effect of residual stresses. *Clinical Biomechanics* 17, 41–48.

[50] A. Moulgada, M. M. Bouziane, B. Bachir Bouiadjra, S. Benbarek, A. Albedah, T. Achour, Finite element simulation of stress distribution in the different components of Ceraver-Osteal hip prosthesis: static and dynamic analysis. *ISSN 1392–1207. MECHANIKA. 2014 Volume 20(5): 452–459.*