



THESE



Pour l'obtention du diplôme de doctorat

UNIVERSITE DJILLALI DE SIDI BEL-ABBES
FACUTLTE DE TECHNOLOGIE

SPECIALITE: GENIE MECANIQUE
Option: MECANIQUE DES MATERIAUX

Présentée par Monsieur :

Bousnane Toufik

**ANALYSE DU COMPORTEMENT MECANIQUE DES
INTERFACES OS/CIMENT ET CIMENT/IMPLANT DANS
LES PROTHESES TOTALES DE HANCHE**

Directeur de Thèse :

Mr. Benbarek Smaïl

Soutenue :

Devant la commission d'Examen

- JURY-

Président :

Bachir Bouiadjra Belabbes

Pr

Université de sidi Bel-Abbés

Examineurs :

Bouziane Mohamed Mokhtar

MCA

Université de Mascara

Merdji Ali

Pr

Université de Mascara

Directeur de thèse :

Mr. Benbarek Smaïl

Pr

Université de sidi Bel-Abbés

2018

اللهم علمنا ما

ينفعنا وانفعنا

بما علمتنا

وزدنا علما

Remerciements :

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

Mon encadreur Monsieur Smaïl Benbarek.

Monsieur le professeur Boualem SERIER

Monsieur le professeur Belabbes Bachir Bouiadjra

*J'adresse mes sincères remerciements à Mr M.M. Bouziane, Mr A. Merdji, qui
ont bien voulu faire partie du jury.*

*Mes travaux de thèse ont été effectués au 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.*

Monsieur Bousnane Toufik.

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail à :

Mon père et ma mère que je les souhaite longue vie et santé.

Et je les remercie pour tous l'aide qu'ils m'ont accordés

Le long de ma formation.

*A ma chère femme et mon fils Abd El Hakîm, mes compagnons pour l'éternité,
pour qui mon estime est sans limite.*

*Enfin à toute ma famille, qui de près ou de loin, patiemment a comblé toutes mes
attentes.*

Que tous trouvent ici l'expression de ma très haute sympathie.

*Qu'Allah le tout puissant, clément et miséricordieux, et son prophète
Mohamed(P.S.L) entendent nos prières, exhaussent nos vœux et nous
accompagnent.*

Bousnane Toufik

Résumé :

Dans les remplacements prothétiques cimentés, la détérioration de l'interface collée entre le ciment osseux, le fémur et l'implant métallique est reconnue comme la cause la plus immédiate de la rupture des joints artificiels de la hanche. Dans le but de comprendre le comportement clinique pour l'amélioration de la fixation, il est essentiel d'étudier le comportement mécanique des interfaces ciment/os et ciment/implant. Le but de notre travail est d'analyser par la méthode des éléments finis sur modèle numérique 3D réel de la jonction de hanche le comportement mécanique de ces deux interfaces, les facteurs influant sur leurs décollement, l'estimation de vie de la jonction et reproduire si c'est possible un descellement aseptique observé cliniquement. Ce travail permettra au clinicien de mieux adapter leur technique chirurgicale afin d'augmenter la durée de vie des prothèses cimentées.

Mots clés : Prothèse totale de hanche, interfaces ciment/os et ciment/implant, joint artificiel de la hanche.

Abstract :

In cemented prosthetic replacements, deterioration of the bonded interface between the bone cement, the femur and the metallic implant is recognized as the most immediate cause of the breakdown of artificial hip joints. In order to understand the clinical behavior for improving the fixation, it is essential to study the mechanical behavior of the cement / bone and cement / implant interfaces. The purpose of our work is to analyze, a 3D model of hip joint, by finite element method the mechanical behavior of these two interfaces, the factors affecting their separation and the estimation of joint's lifetime. This work will allow the clinician to better adapt their surgical technique to increase the lifetime of cemented prostheses.

Keywords: Total hip prosthesis, cement / bone and cement / implant interfaces, artificial joint of hip.

الملخص:

في البدائل الاصطناعية المثبتة بواسطة الإسمنت الجراحي، تدهور الواجهات المتواجدة بين إسمنت العظام وعظم الفخذ من جهة وبين المزروع المعدني وإسمنت العظام من جهة أخرى تعرف كسبب مباشر لكسر مفاصل الورك الصناعية. من أجل فهم سلوك كلتا الواجهتين لتحسين التثبيت، من الضروري دراسة السلوك الميكانيكي للواجهتين بين الإسمنت / العظم والإسمنت / المزروع المعدني.

الغرض من عملنا هذا هو التحليل، بواسطة طريقة العناصر المحدودة لنموذج رقمي ثلاثي الأبعاد لمفصل الورك، للسلوك الميكانيكي لهذه الواجهات والعوامل التي تؤثر على انفصالها وكذلك تقدير عمر المفصل الصناعي.

سيسمح هذا العمل للجراح بتكييف تقنيته الجراحية بشكل أفضل مع العظم وهذا بغرض زيادة عمر مفصل الورك الصناعي المثبت بواسطة إسمنت العظام.

الكلمات المفتاحية: الميكانيك الحيوية; عظم الفخذ ; الضرر على مستوى الواجهتين; مفصل الورك الصناعي

INTRODUCTION GENERALE	1
------------------------------------	----------

CHAPITRE I. STRUCTURE OSSEUSE ET ARTHROPLASTIE DE LA HANCHE

INTRODUCTION.....	5
I. STRUCTURE OSSEUSE ET ARTHROPLASTIE DE LA HANCHE	5
I.1. ARCHITECTURE OSSEUSE	5
<i>1.1.1 Les os longs.....</i>	<i>6</i>
<i>1.1.2 Les os plats</i>	<i>6</i>
<i>1.1.3 Les os courts</i>	<i>6</i>
<i>1.1.4 Les os irréguliers</i>	<i>6</i>
I.2. MICROARCHITECTURE OSSEUSE	7
<i>1.2.1. L'os cortical.....</i>	<i>8</i>
<i>1.2.2. L'os trabéculaire</i>	<i>8</i>
I.3. HISTOLOGIE DE L'OS	9
<i>1.3.1. Cellules osseuses</i>	<i>9</i>
<i>1.3.2. Cellules ostéogènes.....</i>	<i>9</i>
<i>1.3.3. Cellules ostéoblastes.....</i>	<i>9</i>
<i>1.3.4. Cellules ostéoclastes.....</i>	<i>10</i>
<i>1.3.5. Cellules ostéocytes.....</i>	<i>10</i>
I.4. L'ARTICULATION COXO-FEMORALE.....	11
I.5. ANATOMIE DU FEMUR.....	13
I.6. DESCRIPTION DU TISSU OSSEUX DU FEMUR.....	13
<i>1.6.1. Partie proximale</i>	<i>14</i>
<i>1.6.1.1 La tête.....</i>	<i>15</i>
<i>1.6.1.2 Le col.....</i>	<i>15</i>
<i>1.6.1.3 Les trochanters</i>	<i>15</i>
<i>1.6.1.4 Grand trochanter</i>	<i>15</i>
<i>1.6.1.5 Petit trochanter.....</i>	<i>16</i>
<i>1.6.1.6 Tubercule</i>	<i>16</i>
<i>1.6.1.7 Ligne intertrochantérique</i>	<i>16</i>
<i>1.6.2. Partie diaphysaire</i>	<i>18</i>
<i>1.6.2.1 Face antérieure</i>	<i>18</i>
<i>1.6.2.2 Face postéro- latérale</i>	<i>18</i>
<i>1.6.2.3 Face postéro- médiale.....</i>	<i>18</i>
<i>1.6.2.4 Bords latéral et médial.....</i>	<i>18</i>
<i>1.6.2.5 Bord postérieur ou ligne âpre</i>	<i>18</i>
<i>1.6.3. Partie distale</i>	<i>18</i>
<i>1.6.3.1 La surface patellaire.....</i>	<i>18</i>
<i>1.6.3.2 Les condyles</i>	<i>19</i>
<i>1.6.3.3 Le condyle médial</i>	<i>19</i>
<i>1.6.3.4 Le condyle latéral.....</i>	<i>19</i>
I.7. CARACTERISTIQUES MECANIQUES DE L'OS	20
<i>1.7.1. Résistance à la traction</i>	<i>22</i>
<i>1.7.2. Résistance à la compression.....</i>	<i>23</i>
<i>1.7.3. Résistance au cisaillement.....</i>	<i>24</i>
<i>1.7.4. Résistance à la flexion</i>	<i>24</i>
<i>1.7.5. Résistance à la torsion.....</i>	<i>25</i>
I.8. DEFINITIONS ET BUTS D'UNE ARTHROPLASTIE	26
I.9. INDICATIONS D'UNE ARTHROPLASTIE TOTALE DE LA HANCHE.....	26
I.10. HISTOIRE DE LA PROTHESE DE LA HANCHE.....	26

I.11. DESCELLEMENT DE PROTHESE DE HANCHE : ROLE ET IMPORTANCE DES INTERFACES OS-CIMENT ET CIMENT IMPLANT	34
I.12. BIOMECHANIQUE DES PROTHESES	36
I.13. PROTHESES TOTALES DE HANCHE (PTH)	37
<i>I.13.1 Prothèses</i>	38
<i>I.13.2 Ciment chirurgical</i>	39
<i>I.13.3 Composition</i>	40
<i>I.13.4 Stérilisation</i>	41
<i>I.13.5 Propriétés physiques du PMMA</i>	41
<i>I.13.6 Temps de prise ou de durcissement</i>	41
<i>I.13.7 Chaleur dégagée</i>	42
<i>I.13.8 Viscosité</i>	43
<i>I.13.9 Porosité</i>	43
<i>I.13.10 Propriétés mécaniques de ciment orthopédique</i>	44

CHAPITRE II. DISTRIBUTION DES CONTRAINTES DANS LA PTH

INTRODUCTION	46
II.1. MODELISATION NUMERIQUE	47
<i>II.1.1 Model géométrique</i>	47
<i>II.1.2 Propriété mécanique</i>	51
<i>II.1.3 Conditions aux limites du modèle</i>	52
<i>II.1.4 Maillage</i>	52
II.2 RESULTATS	53
<i>II.2.1 Distribution des Contraintes dans le ciment</i>	53
<i>II.2.1.1 Contraintes équivalentes</i>	53
<i>II.2.1.2 Contraintes radiales</i>	55
<i>II.2.1.3 Contraintes circonférentielles</i>	56
<i>II.2.1.4. Contraintes de cisaillement</i>	58
<i>II.2.2. Contraintes dans l'implant</i>	59
<i>II.2.3 Contraintes dans l'os cortical</i>	60
<i>II.2.4 Contraintes dans l'os spongieux</i>	60

CHAPITRE III. CONTRAINTES ET ENDOMMAGEMENT A L'INTERFACE OS-CIMENT EN FONCTION DE LA PENETRATION DE CIMENT DANS L'OS

INTRODUCTION	62
III.1 MODELISATION NUMERIQUE DU COMPORTEMENT D'INTERFACE.....	63
III.1.1 Model géométrique	63
III.1.2 Propriété mécanique des composants de la prothèse.....	64
III.1.3 Propriété mécanique de l'interface os-ciment et maillage	64
III.1.4 Critère de décollement	66
<i>III.1.4.1 Comportement cohésive des surfaces en contact</i>	66
<i>III.1.4.2 Initiation de l'endommagement</i>	67
<i>III.1.4.3 L'évolution de l'endommagement</i>	68
III.2 RESULTATS	69
<i>III.2.1 Contraintes de cisaillement d'interface horizontal</i>	69
<i>III.2.2 Contraintes de cisaillement d'interface vertical</i>	70
<i>III.2.3 Distribution de la pression de contact</i>	70
<i>III.2.4 Le déplacement entre les deux surfaces en contact</i>	72
<i>III.2.5 Distribution de l'endommagement à l'interface</i>	72

CHAPITRE IV. CONTRAINTES ET ENDOMMAGEMENT A L'INTERFACE OS-CIMENT EN FONCTION DE LA TAILLE DE L'IMPLANT FEMORAL

INTRODUCTION.....	74
IV.1 MODELISATION NUMERIQUE	75
IV.2 RESULTATS ET ANALYSES.....	78
IV.2 .1 Les contraintes de Von Mises à l'interface os-ciment.....	78
IV.2 .3 Contraintes de cisaillement d'interface horizontal.....	79
IV.2 .4 Contraintes de cisaillement d'interface vertical.....	81
IV.2 .5 Distribution de la pression de contact.....	83
IV.2 .6 Distribution de l'endommagement à l'interface	85
IV.2 .7 Effet de la taille de l'implant sur les contraintes dans l'implant lui même.....	87
IV.2 .8 Effet de la taille de l'implant sur les contraintes dans l'os cortical.....	89
Conclusion générale.....	90

Introduction générale

Introduction générale

Au cours d'une arthroplastie totale de la hanche de première intention, le chirurgien remplace les deux surfaces de l'articulation naturelle réalisée par l'emboîtement de la tête du fémur dans l'acétabulum de l'os iliaque par deux composants prothétiques (figure 1) :

- La cupule, placée dans l'acétabulum après retrait du cartilage : c'est la partie fixe de l'articulation,
- L'implant fémoral ancré dans le canal médullaire après résection (ablation chirurgicale) du col du fémur et évidement partiel du canal : c'est la partie mobile.

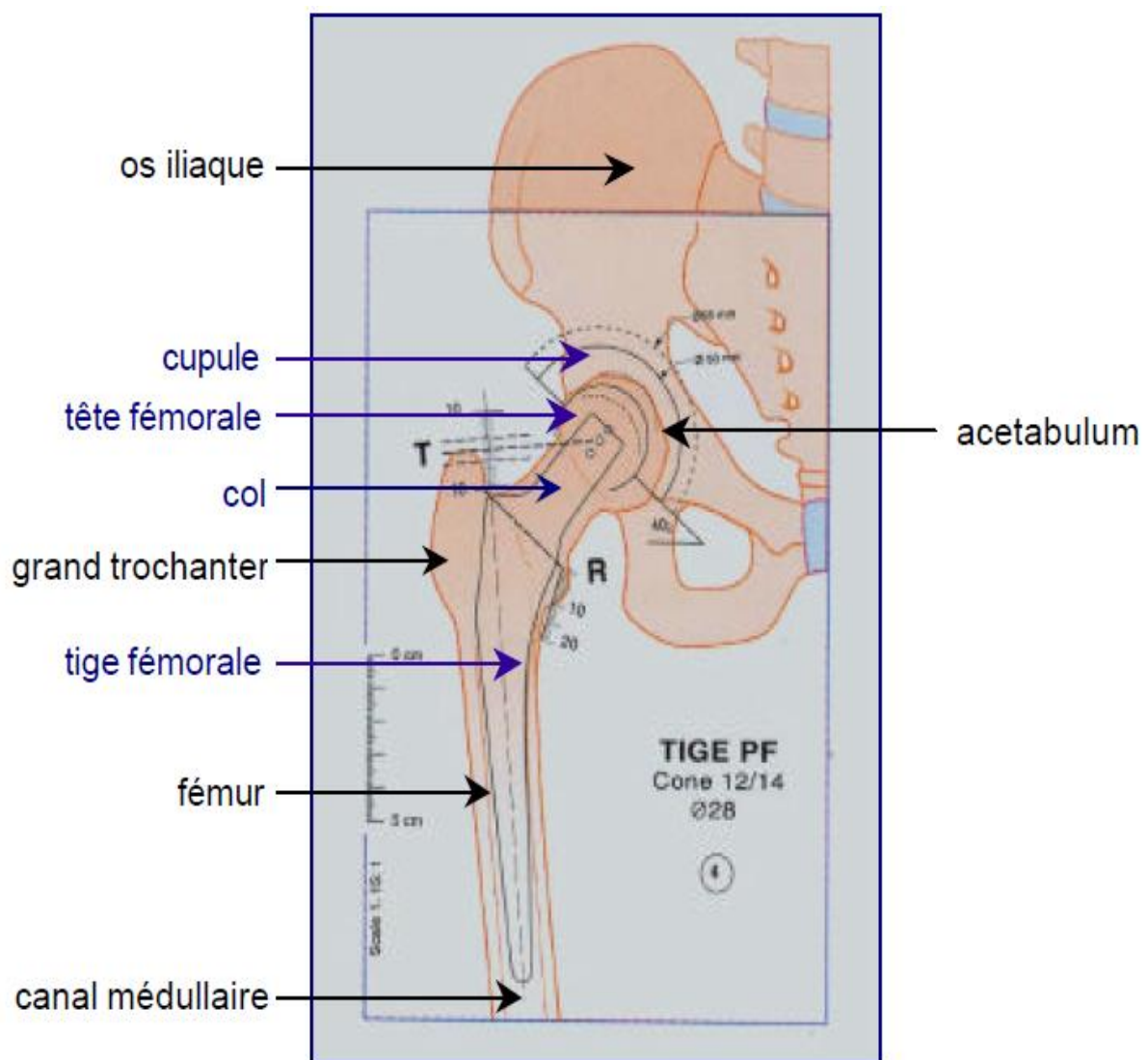


Figure 1 : planification préopératoire

L'arthroplastie totale de la hanche donc a pour but de remplacer une articulation biologique (vivante) par une autre artificielle (avec des prothèses). Son efficacité dépend de la qualité de

la reconstruction, de l'architecture, de la mécanique de la hanche, de l'intégrité et de l'équilibre musculaire [1]. 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). La majorité des prothèses posées sont cimentées, c'est à dire que la fixation de la prothèse fémorale et cotyloïdienne est assurée par du ciment chirurgical. Cette technique a l'avantage d'assurer une stabilité immédiate et parfaite de l'implant, donc de reprendre l'appui et la marche immédiatement et sans douleur. Cette opération est associée à un certain nombre de 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 à 10 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, 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). A long terme, le ciment perd ses qualités mécaniques, et les descellements peuvent apparaître en imposant une reprise chirurgicale avec la perte d'une quantité d'os difficile à régénérer. La reprise comporte l'ablation de la prothèse, du ciment, et la mise en place d'une nouvelle prothèse. Le problème majeur des arthroplasties totales de la hanche est devenu aujourd'hui celui de la stabilité des implants fémoraux. Les prothèses cimentées sont actuellement celles qui durent le plus long avec les meilleurs résultats [2]. Le ciment utilisé appelé PMMA (polyméthyleméthacrylate) est 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. Le ciment orthopédique, continue de jouer un rôle vital comme l'un des biomatériaux synthétiques primaires le plus utilisé en chirurgie orthopédique. L'utilisation sûre et efficace du ciment orthopédique est un facteur critique dans la réussite d'un grand nombre des arthroplasties actuellement [3]. Dans les prothèses cimentées, le manteau de ciment, matériau fragile, et ses interfaces avec l'os support et la prothèse, de même que la qualité du tissu osseux ont été identifiés comme les maillons faibles du système os – ciment – prothèse. Par ailleurs, on constate que le processus de descellement qui se produit au fil du temps n'est pas toujours bien analysé au niveau de ses causes, mais implique le plus souvent la rupture de plusieurs parties du système implanté.

L'interface os-ciment est supposée jouer un rôle important dans ce processus et détermine la force d'adhérence entre l'os et le ciment et, par conséquent, la durée de vie de la PTH.

Introduction générale

Les efforts des chercheurs à ce jour pour comprendre le processus de descellement se sont concentrés sur les événements qui se déclenchent à l'interface ciment-implant ou ceux qui endommagent le manteau de ciment. Les propriétés mécaniques de l'interface os-ciment sont liées directement à la quantité du ciment interdigité (pénétrant) dans le tissu osseux (Fig. 2). Dans ce travail nous avons essayé de comprendre quels sont les effets de la variation des propriétés mécaniques de l'interface os-ciment sur le taux de décollement, ceci à l'aide de la méthode des éléments finis.

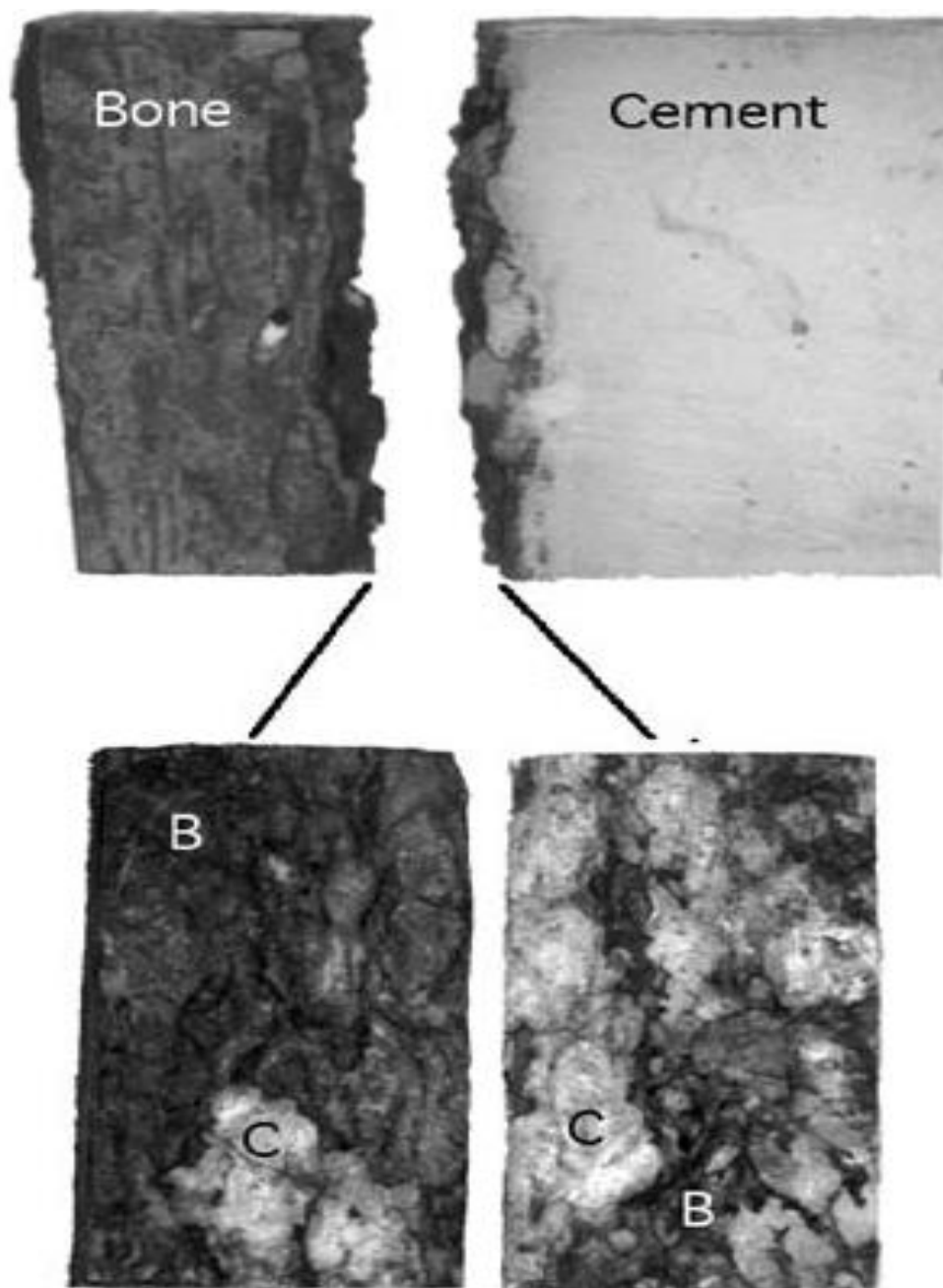


Figure 2 : interdigitation du ciment dans l'os

Dans le premier chapitre sont étudiés les différents organes constituant la PTH, la morphologie de l'os fémoral, la composition de l'os, ces propriétés mécaniques ainsi que celle de l'implant et le ciment orthopédique.

Le deuxième chapitre porte sur l'analyse des contraintes induites par le poids humain dans les différents constituants de la PTH.

Dans le troisième chapitre, nous présentons une analyse du comportement mécanique de l'interface os-ciment pour des différentes propriétés de celle-ci. L'analyse porte sur l'effet de la quantité de ciment pénétrant dans le tissu osseux.

Le dernier chapitre est consacré à l'étude du comportement mécanique de l'interface os-ciment pour trois tailles d'implant fémoral.

L'analyse est consacrée à étudier l'influence de la forme de l'implant sur la distribution des contraintes, ainsi que le risque d'endommagement à l'interface os-ciment.

Chapitre I

INTRODUCTION

L'objectif de ce chapitre préliminaire est de définir certains termes utilisés dans la suite de la thèse et de décrire brièvement les constituants de l'articulation naturelle de la hanche.

Dans un premier temps, l'anatomie de l'os est rappelée. Puis, les composantes de la prothèse totale de hanche.

I. Structure osseuse et arthroplastie de la hanche

I.1. Architecture osseuse

L'os est un tissu hautement organisé, au système métabolique très actif. Il est constitué de deux parties principales : l'une minérale (ou inorganique) représentant 65% de sa masse totale, composée majoritairement de cristaux d'hydroxyapatites $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$; et l'autre organique, le collagène représentant 20% de sa masse totale, composé de deux protéines de nature collagénique et non collagénique. Les protéines collagéniques de l'os sont principalement de type I (environ 90%). Ce sont des molécules triple hélice disposées de manière à fournir l'élasticité à l'os (Figure I-2). Cet ensemble appelé procollagène constitue la phase organique sécrétée par certaines cellules osseuses et résorbée par d'autres. Elle a la particularité de pouvoir se minéraliser avec le temps, processus qui sera détaillé plus loin [4].

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

Il existe dans le corps des os longs, courts, plats ou irréguliers. Le plus petit est le pisiforme du poignet, de la taille d'un petit pois, et le plus long est le fémur qui peut atteindre 60 cm.

Que l'on peut distinguer sur la Figure I-1 :

- Longs
- Plats

- Courts ou irréguliers

I.1.1 Les os longs

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

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

I.1.2 Les os plats

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

I.1.3 Les os courts

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

I.1.4 Les os irréguliers

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

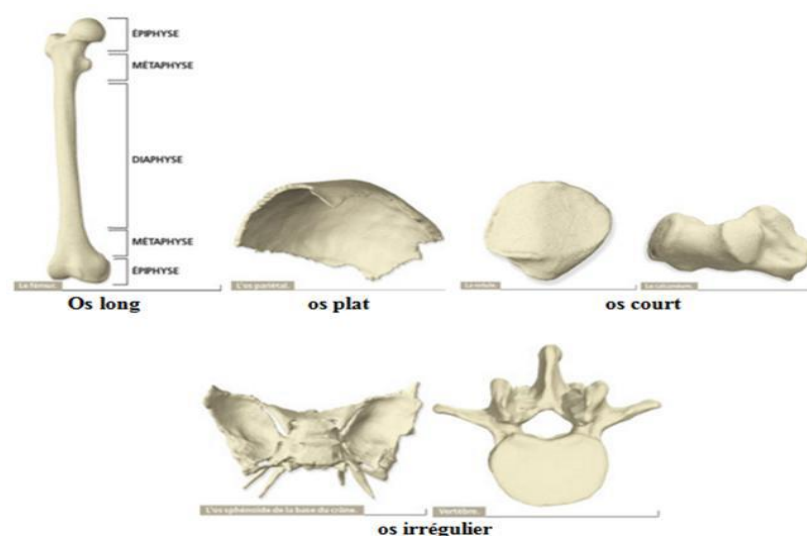


Figure I-1: Représentation des trois types d'os que l'on trouve dans le corps humain, longs, courts et plats [5].

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

I.2. Microarchitecture osseuse

A l'échelle cellulaire, il existe deux mécanismes de formation du tissu osseux : les ossifications intra membranaires et enchondrale. Le premier mécanisme, comme son nom l'indique, est chargé de transformer le tissu membranaire en tissu osseux, tandis que le second ossifie le tissu cartilagineux. Durant chacun des deux processus on rencontre deux formes de tissus osseux différents. La première forme est appelée « os primaire » et a la particularité de n'avoir aucune orientation particulière des fibres de collagène ; elle a donc une structure isotrope. Durant la réorganisation et la croissance de l'os, la forme primaire sera progressivement remplacée par l'os secondaire (lamellaire) qui, lui, a la particularité d'avoir une orientation privilégiée des fibres de collagène. Cependant, en fonction de la localisation, on distinguera deux architectures osseuses différentes (Figure I-2) : l'os cortical et l'os trabéculaire (ou spongieux) qui font suite à l'ossification primaire et secondaire. Les propriétés mécaniques de l'os cortical dépendent des propriétés mécaniques de l'ensemble des éléments structurels qui le composent tels : les ostéons (10-500 μ m), les lamelles osseuses (3-7 μ m), cristaux d'apatite.

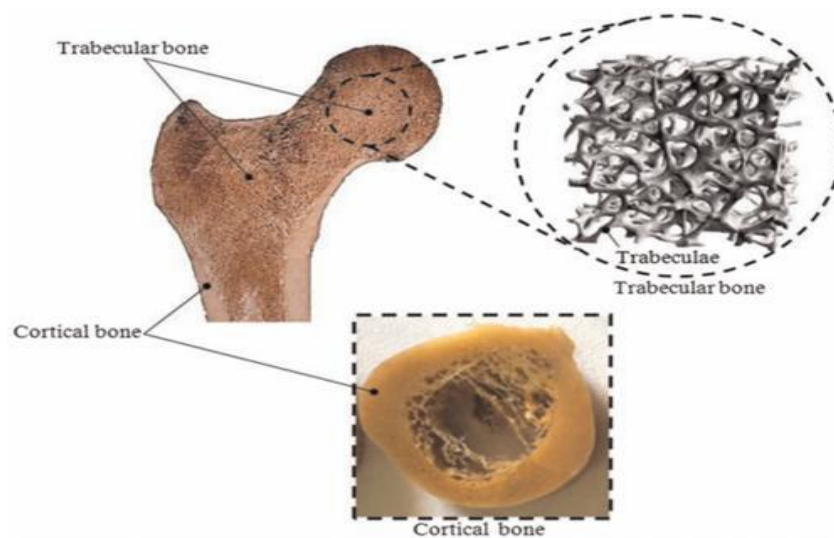


Figure I-2 : Section osseuse de l'extrémité proximale du fémur [6].

I.2.1. L'os cortical

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

I.2.2. L'os trabéculaire

L'os trabéculaire (Figure I-3), appelé encore os spongieux, est une structure très poreuse qui varie entre 0.75 et 0.95. Il est composé d'un enchevêtrement de travées minéralisées d'environ 50 μm d'épaisseur. L'espace entre les travées est comblé par de la moelle osseuse. Cette structure a l'avantage de fournir un maximum de surface pour l'activité métabolique de l'os (le remodelage) ; ce qui illustre parfaitement la loi de Wolff qui prédit une orientation et une adaptation du réseau en fonction des directions des contraintes principales. Ainsi, ce type de réseau permet une forte résistance osseuse sans le handicap de la masse, puisque la limite élastique de l'os trabéculaire ($\sigma_y=84.9 \text{ Mpa}$) n'est que d'environ 15% inférieure par rapport à celle de l'os cortical pour une masse ne représentant que 25% de l'os cortical [8].

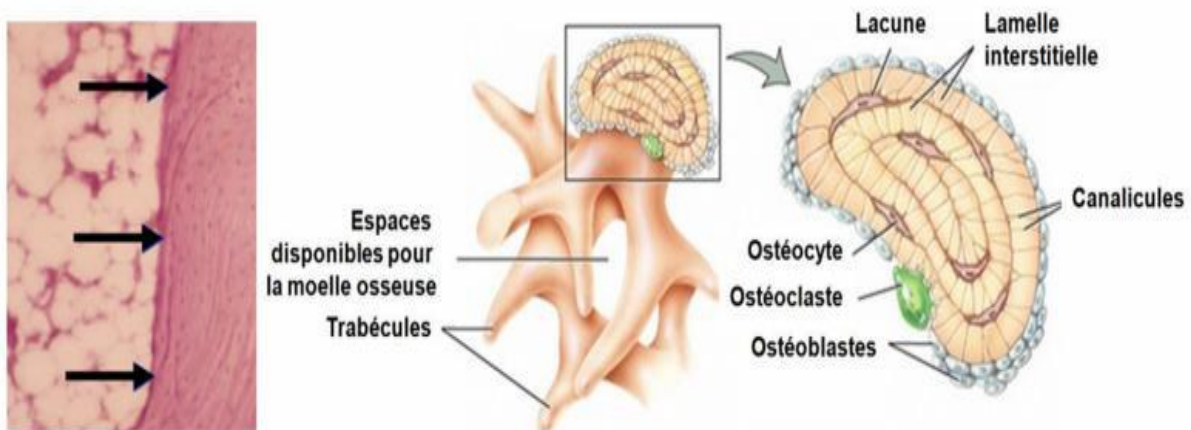


Figure I-3 : Orientation et structure des trabécules osseuses.

I.3 Histologie de l'os [42]

I.3.1 Cellules osseuses

Au niveau cellulaire, l'os trabéculaire contient différents types de cellule : des cellules ostéogènes, des ostéoblastes, des ostéoclastes et des ostéocytes Figures I-4.

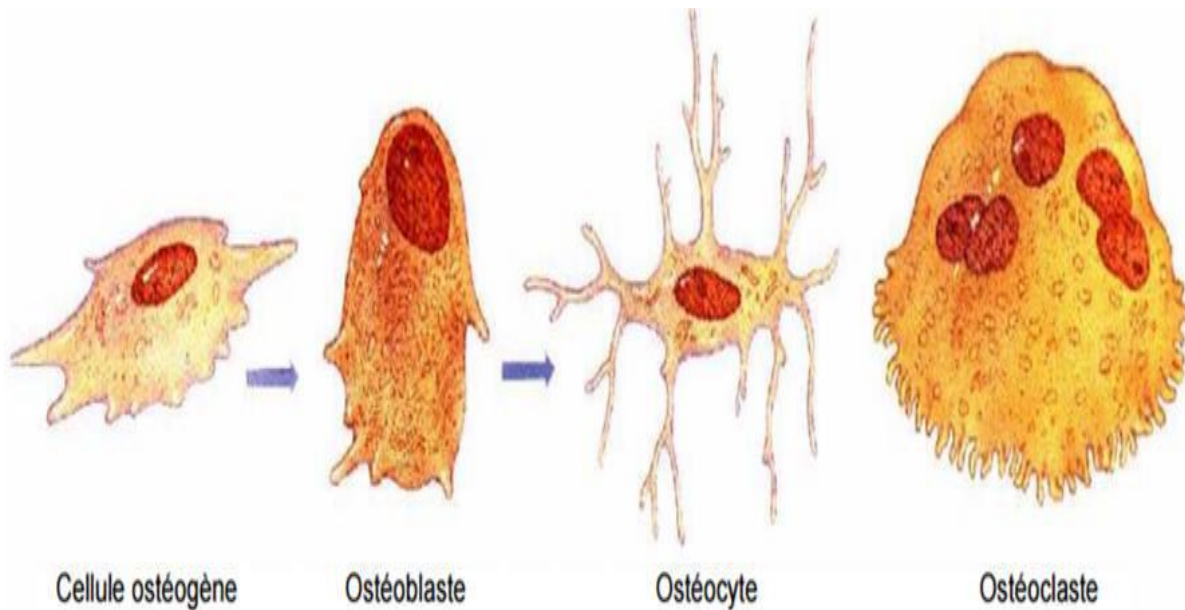


Figure I-4 : Cellules de l'os trabéculaire

I.3.2 Cellules ostéogènes

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

I.3.3 Cellules ostéoblastes

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

I.3.4 Cellules ostéoclastes

Les ostéoclastes (ostéon : os ; klastos : brisé) sont issus de monocytes en circulation (un type de globule blanc). Tout comme les ostéoblastes, ces cellules se situent à la surface des travées osseuses (Figure I-11). Ils sont concentrés dans l'endoste et se posent sur la surface de l'os pour assurer la résorption osseuse (destruction de la matrice). Le côté de la cellule en contact avec la surface osseuse forme une bordure ondulée, qui libère des enzymes lysosomiales et des acides puissants. Cette dégradation est incluse dans le processus de développement, de croissance, de maintien et de réparation de l'os.

I.3.5 Cellules ostéocytes

Les ostéocytes (ostéon : os ; cyte : cellule) sont des cellules osseuses matures qui proviennent des ostéoblastes. Comme les ostéoblastes, elles ne présentent aucune possibilité de mitose. Les ostéoblastes se trouvent à la surface de l'os et certains deviennent des ostéocytes quand ils sont couverts de matrice (Figure I-5). Les ostéocytes sont localisés dans des lacunes disposées de manière irrégulières dans les trabécules osseuses, tandis que dans l'os cortical, les lacunes placées en cercles concentriques autour du canal central de l'ostéon.

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

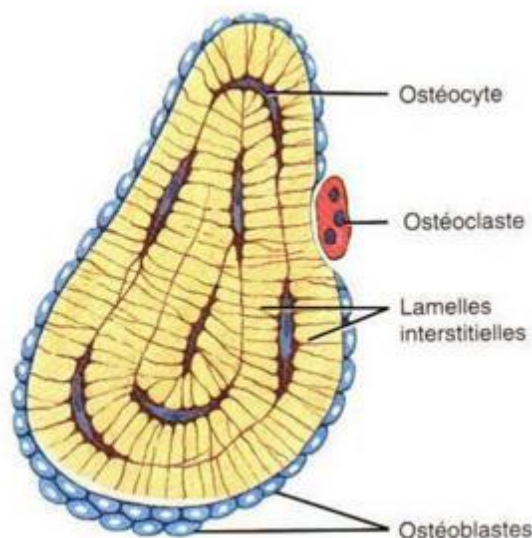


Figure I-5 : Détails d'une coupe de travée osseuse

I.4. L'articulation coxo-fémorale

L'articulation coxo-fémorale est la jonction qui relie la cuisse au bassin, elle unit l'os coxal au fémur et transmet le poids du corps au membre inférieur. La hanche est une articulation synoviale (énarthrose) sphéroïde où la surface sphérique d'un os s'insère dans la cavité concave d'un autre os (figure I-6). La tête fémorale est une saillie arrondie, représentant les deux tiers d'une sphère. La totalité de la tête, à l'exception de l'insertion du ligament de la tête fémorale, est recouverte d'une couche de cartilage. L'acétabulum est une demi-sphère creuse qui, en général, est parfaitement adapté à la courbure de la tête fémorale. Seulement le tiers de la surface de l'acétabulum est recouvert de cartilage. La partie non recouverte est la fosse acétabulaire [9].

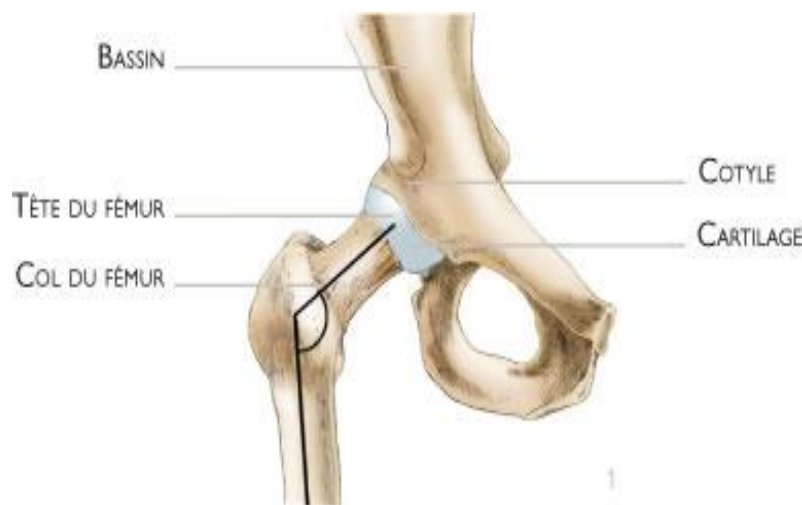


Figure I-6 : L'articulation coxo-fémoral.

La structure sphéroïde de cette articulation lui permet des mouvements multiaxiaux d'une grande amplitude. Ensemble, les structures passives (le bourrelet cotyloïdien, la capsule articulaire et les ligaments), de même que les structures actives (les muscles), assurent la stabilité de cette articulation. Par conséquent, la hanche est l'une des articulations les plus efficaces du corps humain [10] car elle permet d'effectuer des rotations de grandes amplitudes, et ce, dans toutes les directions, tout en conservant une bonne stabilité grâce au travail de ses structures anatomiques et musculaires (Tableau I-1). La structure de l'os coxal est du type sandwich avec une enveloppe d'os cortical (module de Young $E = 17\,000$ MPa, coefficient de Poisson $\nu = 0.3$, épaisseur variable des coques de 0.7 à 3.2 mm environ) et sous-chondral denses ($E = 186$ à $2\,155$ MPa, $\nu = 0.3$), et un noyau spongieux moins résistant ($E = 1$ à 132 MPa, $\nu = 0.2$) environ, les valeurs données à titre d'exemple ayant été déterminées par [9] à partir de pièces anatomiques par des essais mécaniques de compression et des mesures de d'ostéodensitométrie.

<u>Mouvements</u>	<u>Amplitude de mouvement</u>	<u>Principaux muscles</u>
<i>Flexion de la hanche</i>	0-120°	<ul style="list-style-type: none"> • Psoas • Iliaque • Droit fémoral
		<ul style="list-style-type: none"> • Sartorius
<i>Extension de la hanche</i>	0-30°	<ul style="list-style-type: none"> • Grand fessier • Semi-tendineux • Semi-membraneux • Biceps fémoral
<i>Abduction de la hanche</i>	0-45°	<ul style="list-style-type: none"> • Moyen fessier • Petit fessier • Tenseur du fascia lata
<i>Adduction de la hanche</i>	0-30°	<ul style="list-style-type: none"> • Pectiné • Long adducteur • Gracile • Court adducteur • Grand adducteur
<i>Rotation latérale</i>	0-45°	<ul style="list-style-type: none"> • Grand fessier • Piriforme • Jumeau supérieur • Jumeau inférieur • Obturateur interne • Obturateur externe • Carré fémoral
<i>Rotation médiale</i>	0-45°	<ul style="list-style-type: none"> • Tenseur du fascia lata • Moyen fessier • Petit fessier • Sartorius

Tableau I-1: Mouvements et leurs amplitudes des principaux muscles agissant sur l'articulation coxo-fémorale [11].

I.5. Anatomie du fémur

Une description de l'anatomie du fémur est présentée dans les lignes qui suivent. Cette description sera utile lors de la création du système de coordonnées utilisé dans le projet. Le fémur est le plus grand os long du corps. Cet os est divisé en quatre régions, soit le corps fémoral (diaphyse), le col fémoral, l'extrémité proximale et distale. Son extrémité proximale comprend la tête fémorale articulée avec l'acétabulum de l'os coxal. Également, la partie proximale du fémur possède 2 trochanters, le grand et le petit. Le col fémoral forme un angle d'environ 130° avec celui de l'axe longitudinale du fémur. L'extrémité distale du fémur appartient au genou. Deux condyles sont présents à cette extrémité, soit médial et latéral. Ces deux condyles sont unis par la surface patellaire (trochlée) sur la face antérieure et sont séparés par la fosse intercondyloire sur la face postérieure. Du côté médial et au-dessus du condyle, se trouve l'épicondyle médial qui porte un relief, le tubercule des adducteurs. Du côté latéral, se trouve l'épicondyle latéral. Le fémur est composé de deux types d'os, soit le cortical et le spongieux. L'os spongieux se retrouve principalement aux extrémités proximale et distale et y est recouvert d'une mince couche d'os cortical. Le corps du fémur, la diaphyse, est fait d'os cortical [2].

I.6. Description du tissu osseux du fémur

D'un point de vue mécanique, l'os est un milieu fortement hétérogène à trois niveaux structurels. Une coupe transverse dans la partie médiale d'un os long tel que le fémur, permet de distinguer du centre vers l'extérieur : la moelle osseuse, l'os spongieux et l'os cortical (figure I.7 (A)). L'os cortical (os compact), forme la paroi externe de l'os. Il est constitué d'un ensemble d'unités structurales élémentaires cylindriques, appelées ostéons, noyées dans une matrice de lamelles interstitielles (figure I.7 (B)). Chaque lamelle est constituée d'un réseau de fibres de collagène enroulées hélicoïdalement et insérées dans des cristaux d'hydroxyapatite. De cet ensemble, résulte une structure très compacte, hétérogène et anisotrope. L'os spongieux, à l'intérieur de l'os, s'organise sous forme de travées orientées dans différentes directions formant une structure alvéolaire. Pour éviter le cisaillement de la base du col, l'extrémité proximale du fémur présente une structure trabéculaire très particulière : les fibres de spongieux sont orientées dans les directions des sollicitations et sont réparties entre deux faisceaux principaux. Au niveau de l'os coxal, plusieurs groupes de travées distincts sont observables s'organisant sous forme de travées sacro-cotyloïdiennes.

L'os sous chondral est l'os « hybride » entre le spongieux et le cortical. Il se trouve au niveau des articulations sous le cartilage [2].

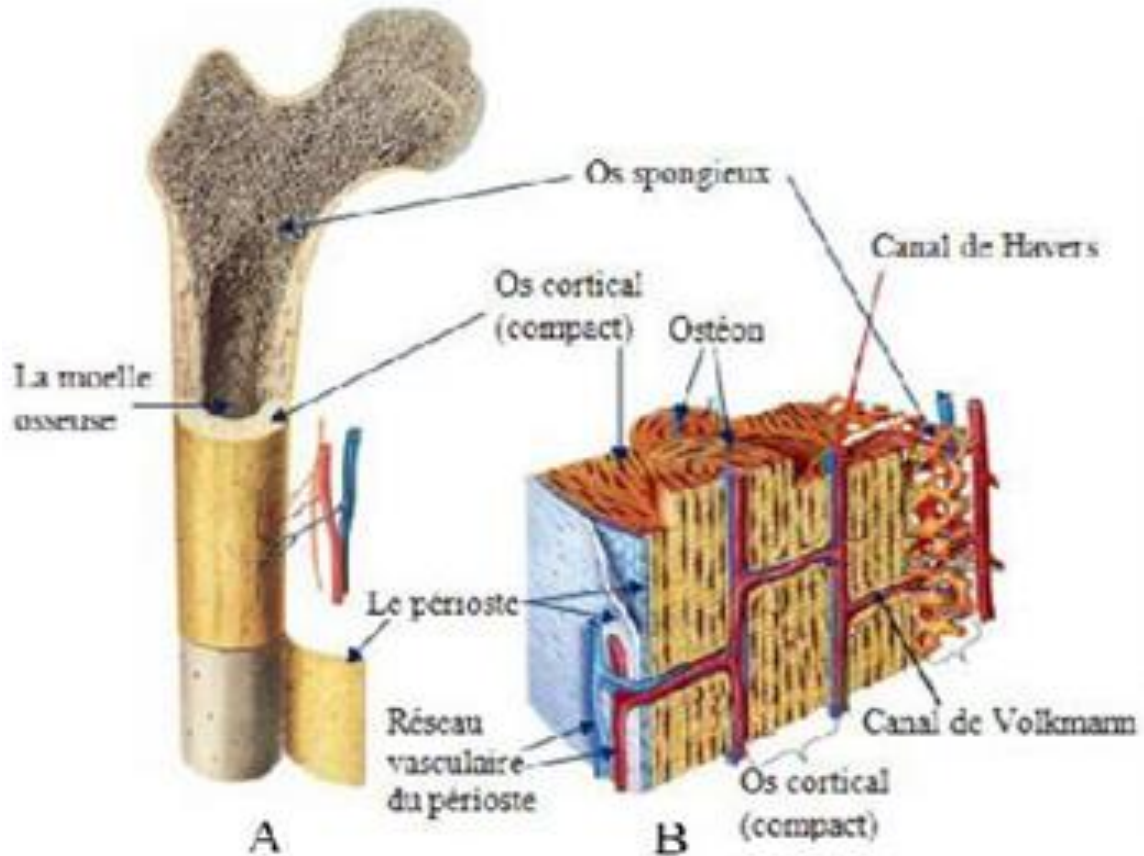


Figure I.7 : Description du tissu osseux. A : architecture du tissu osseux au sein du fémur [12]. B : organisation globale du tissu osseux [13].

I.6.1 Partie proximale [42]

L'extrémité proximale (ou supérieure) du fémur est organisée en système de faisceaux partant de trois lames compactes qui sont : la lame compacte interne ou Arc d'Adams, la lame compacte externe et la lame compacte sus-cervicale. De la lame compacte interne part le faisceau trochantérien vers le grand trochanter. De la lame compacte externe, part le faisceau arciforme de Gallois vers la tête fémorale. De la lame sus-cervicale, partent des travées osseuses interne et externe. Ce système de faisceaux délimite une zone de faiblesse appelée triangle de Ward. L'union des faisceaux arciforme et trochantérien donne un système appelé système ogival.

1.6.1.1 La tête

La tête a la forme de 2/3 de sphère d'environ 24 mm de rayon, et est dirigée en crânial (vers le haut), médial (vers l'intérieur) et un peu ventral (vers l'avant), la majeure partie de sa convexité étant au-dessus et en avant. Sa surface est lisse, enrobée de cartilage, à l'exception d'une dépression ovoïde, la fossette de la tête (foveacapitis femoris, ancienne fossette du ligament rond), qui est située un peu sous et derrière le centre de la tête, et donne un attachement au ligament de la tête fémorale (ligamentumcapitis femoris, ancien ligament rond).

1.6.1.2 Le col

Le col est un os plat pyramidal, reliant la tête avec le corps, et formant avec ce dernier un grand angle (l'angle cervico-diaphysaire). L'angle est plus grand à l'enfance. En effet, il est de 150° environ chez le nouveau-né et diminue durant la croissance. Chez l'adulte, le col forme un angle d'environ 126° avec le corps, Chez le vieillard seulement 120°. En plus de se projeter supérieurement et médialement du corps du fémur, le col se projette également antérieurement (angle d'antéversion), variablement chez les individus, allant en général de 10° à 15°.

Si l'angle cervico-diaphysaire est supérieur à 130° on parle de coxa valga, et s'il est inférieur à 110° on parle de coxa vara. Plus l'angle est petit plus il y a un risque de fracture du col du fémur (fréquence élevée chez le vieillard).

1.6.1.3 Les trochanters

Les trochanters sont des bosses-sphères proéminentes qui offrent un bras de levier aux muscles rotateurs de la cuisse. On retrouve deux trochanters : le grand et le petit.

1.6.1.4 Grand trochanter

Le grand trochanter (trochanter major) est une éminence quadrilatérale située à la jonction du col avec la partie supérieure du corps. Il est situé légèrement latéralement et postérieurement et, chez l'adulte, est environ 1 cm plus bas que la tête. Il a deux surfaces et quatre arêtes. La surface latérale sert d'insertion au muscle moyen glutéal (gluteusmedius, ancien muscle

fessier moyen). La surface médiale, plus petite que la latérale, présente à sa base une dépression, la fosse trochantérique (fossatrochanterica, ancienne fossette digitale), où s'insère le tendon du muscle obturateur externe (obturatorexternus). Au-dessus et en avant se trouvent le lieu de l'attachement de l'obturateur interne et des muscles jumeaux. L'arête supérieure est le lieu d'insertion du muscle piriforme. L'arête inférieure donne naissance à la partie supérieure du vaste latéral (vastuslateralis). L'arête antérieure est proéminente, le muscle petit glutéal (gluteusminimus, ancien petit fessier) s'y rattachant.

1.6.1.5 Petit trochanter

Le petit trochanter (trochanter minor) est une éminence conique qui varie en grosseur chez différents individus. Il projette de la partie inférieuropostérieure de la base du col. À son sommet s'attache le tendon du muscle ilio-psoas.

1.6.1.6 Tubercule

Une proéminence, le tubercule du fémur, se trouve à la jonction de la partie supérieure du col et du grand trochanter. Il est le lieu d'attache de cinq muscles : muscle petit fessier latéralement, le vaste latéral en dessous et le tendon de l'obturateur interne et des deux gemilli au-dessus.

1.6.1.7 Ligne intertrochantérique

Descendant obliquement et médialement du tubercule, elle offre une attache au ligament ilio fémoral de la hanche. Sa partie inférieure donne origine à la partie supérieure du vaste médial (vastusmedialis). La ligne quadrata (lineaquadrata) est le lieu d'origine du quadriceps fémoral (quadratusfemoris) et de quelques fibres du muscle grand adducteur.

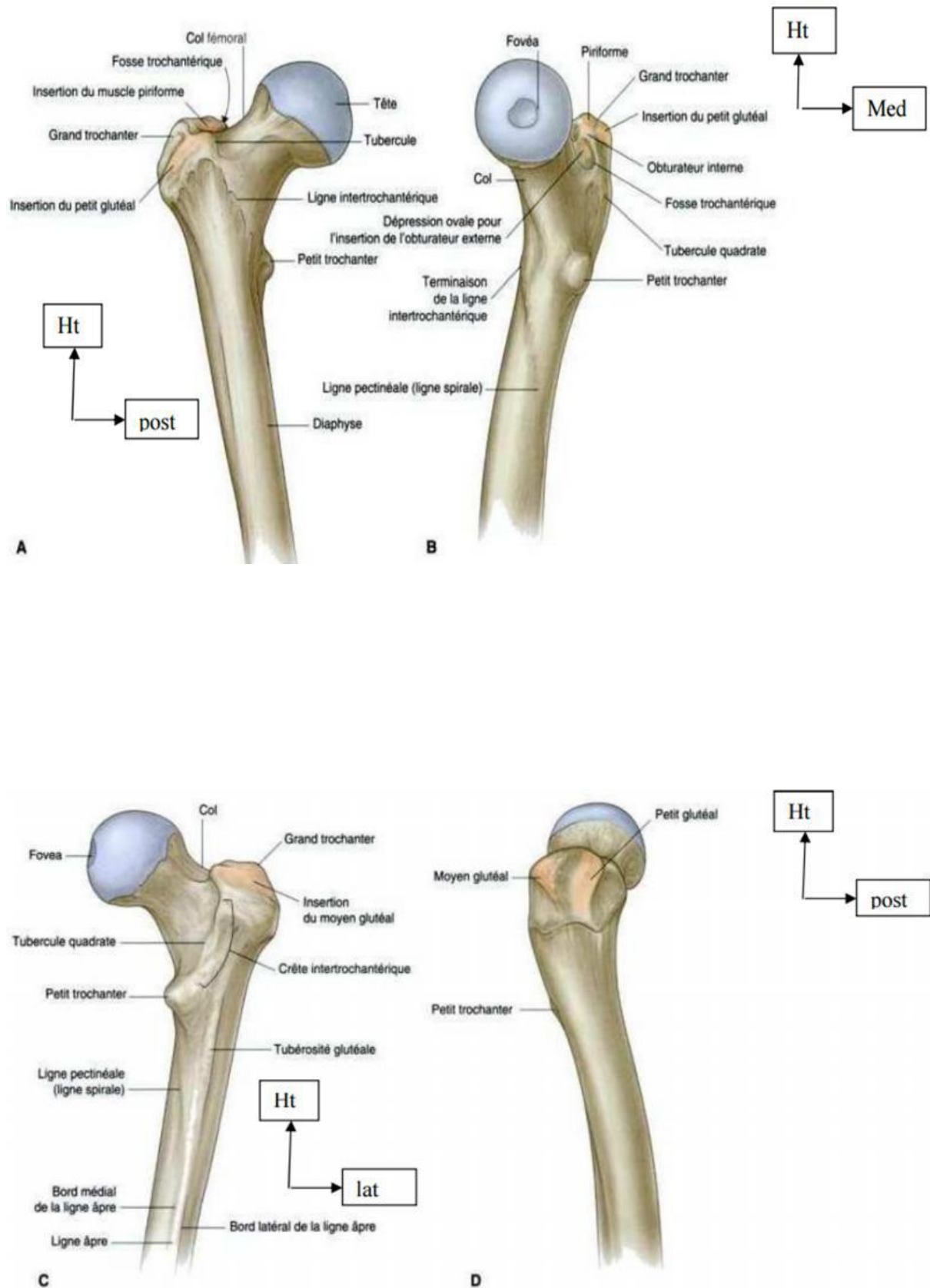


Figure I-8 : Extrémité supérieure du fémur. A : Vue antérieure. B : Vue médiale. C : Vue postérieure. D : Vue latérale.

1.6.2 Partie diaphysaire [42]

Il est prismatique et triangulaire, présente trois faces et trois bords.

1.6.2.1 Face antérieure

Elle est convexe et lisse, sert d'insertion aux muscles vaste intermédiaire et articulaire du genou.

1.6.2.2 Face postéro- latérale

Elle est large, concave à sa partie moyenne, convexe et étroite à ses extrémités.

1.6.2.3 Face postéro- médiale

De même que la précédente, elle est rétrécie à ses extrémités et ne présente aucune insertion musculaire.

1.6.2.4 Bords latéral et médial

Tous deux sont arrondis et se confondent avec les faces qui les séparent, ils donnent insertion au muscle vaste intermédiaire.

1.6.2.5 Bord postérieur ou ligne âpre

Il très est saillant, épais et rugueux, sert d'insertion aux muscles, vaste médial sur sa lèvre médiale, vaste latéral et chef court du biceps sur sa lèvre latérale, les muscles longs et grand adducteurs dans l'interstice compris entre les deux lèvres.

1.6.3 Partie distale [42]

L'épiphyse distale du fémur supporte : la surface patellaire (facies patellaris, ancienne trochlée fémorale), surface articulaire avec la patella, et les condyles, deux éminences latérales.

1.6.3.1 La surface patellaire

Elle est située à la partie ventrale de l'épiphyse distale du fémur, et a une forme de poulie, avec 2 facettes convexes (de haut en bas et transversalement) : une facette latérale et une

facette médiale, de tailles inégales, se poursuivant en bas par les condyles et séparées par une gorge. La joue externe est toutefois plus convexe, plus large, plus haute et plus saillante.

1.6.3.2 Les condyles

Les condyles sont des surfaces articulaires situées à l'extrémité inférieure du fémur. Les deux condyles sont séparés par une fosse intercondylienne.

1.6.3.3 Le condyle médial

Le condyle médial se situe sur la tubérosité interne du fémur. Sur sa face externe s'insère le ligament croisé postérieur.

1.6.3.4 Le condyle latéral

Le condyle latéral se situe sur la tubérosité externe du fémur. Il est plus saillant que le condyle interne. Sur sa face interne s'insère le ligament croisé antérieur.

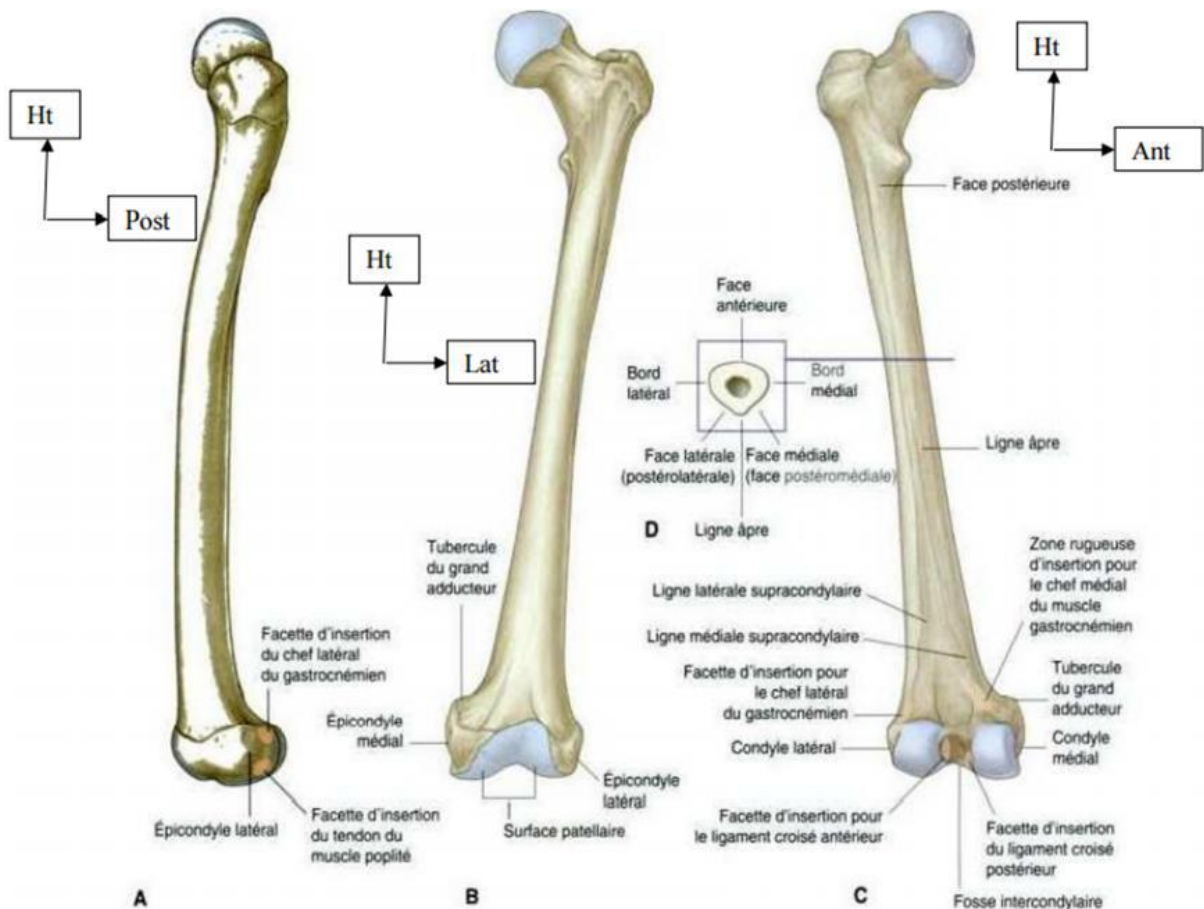


Figure I-9 : Diaphyse et extrémité distale du fémur. A : Vue latérale. B : Vue antérieure. C : Vue postérieure. D : Coupe du fémur au niveau de la diaphyse.

I.7. Caractéristiques mécaniques de l'os [14]

La connaissance des caractéristiques mécaniques de l'os joue un rôle essentiel pour la compréhension des mécanismes des fractures et pour le choix des méthodes thérapeutiques. La première structure de l'os a été mise en évidence en 1866. Elle présentait la section frontale de l'extrémité supérieure du fémur [3]. Cette structure a montré que l'os présente une disposition trabéculaire ordonnée. Cette dernière peut être simulée à un comportement d'une grue de type Fiarbain dont les lignes de contraintes maximales sont connues, ces lignes correspondaient au système de travées osseuses. Une formulation a été prononcée selon laquelle l'os doit supporter le maximum de charge possible [2]. L'idée fut acceptée et en 1870 Wolff [15] énonçait sa loi selon laquelle l'os se forme en fonction des contraintes auxquelles il est soumis. Ce n'est que depuis la deuxième guerre mondiale que les caractéristiques mécaniques de l'os font l'objet de nouveaux travaux.

Pour leur détermination différentes techniques ont été utilisées :

- Tests mécaniques (traction, compression, flexion, etc.) ;
- Technique des « vernis craquelant » par observation des déformations du revêtement d'un os au cours d'un chargement mécanique ;
- Jauges de contraintes ;
- Photoélasticité : technique qui utilise les modifications de la diffraction de la lumière dans certains plastiques en fonction des contraintes appliquées. Cette technique souvent utilisée, a encore un intérêt didactique ;
- Modèles mathématiques complexes ;
- Plus récemment, une analyse par éléments finis permettant de prévoir les contraintes dans une structure complexe a été développée. Cette méthode peut conduire à la connaissance de la répartition des contraintes, de leurs états et de leurs niveaux résultants de l'application d'une force isolée [12]. Elle reste, cependant, très approximative dans des conditions physiologiques, en particulier sur le plan quantitatif ;
- Techniques de microscopie acoustique très performantes pour définir les différents constants élastiques de l'os dans les différents plans de l'espace.

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

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

- Le collagène ne présente aucune résistance à la compression, mais une forte résistance à la traction. Une étude a montré que la diminution des propriétés mécaniques de l'os avec l'âge est essentiellement due à des modifications du collagène [13].

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

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

L'architecture de l'os en anneau est parfaitement adaptée à la résistance aux contraintes. Les essais cités précédemment ont conduit aux résultats suivants :

- Les caractéristiques mécaniques de l'os dépendent de plusieurs paramètres tels que le mode de conservation, l'humidité, l'orientation du prélèvement, etc. La dessiccation augmente la rigidité de l'os. L'os mort est plus résistant que l'os vivant [16], mais il est plus cassant.

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

Des 1847, Wertheim [17] évaluait le module d'élasticité de l'os frais entre 1819 et 2638 kgf/mm². En 1876, Rauber [18] l'estimait entre 1982 et 2099 kgf/mm². Jusqu'à une époque très récente, on a considéré que le module d'élasticité de l'os cortical était d'environ 2000 kgf/mm² et celui de l'os spongieux de 650 kgf/mm². La structure de l'os étant très complexes conduit ainsi à une forte variation du module de Young d'un point de la corticale à l'autre. En 1967, une étude a montré que l'os de bœuf présentait un module d'élasticité extrêmement faible d'environ 0.3 kgf/mm². Au-delà de cette limite, l'os a un comportement anélastique et sa déformation met une dizaine de minutes pour disparaître [19].

La déformation non permanente (élastique) a tendance à disparaître lentement après la décharge, ce comportement n'apparaît qu'après un temps de 40 minutes. En 1978, des travaux ont conduit à un module d'élasticité très bas de l'ordre de 0.8 kgf/mm² [15] à 1.2 kgf/mm² [20] (figure I-10):

- A de faibles contraintes inférieures à la limite d'écoulement, l'os présente un comportement élastique linéaire classique (figure I.10 A);

- A des contraintes supérieures à la limite élastique, les courbes de charge et de décharge coïncident seulement aux niveaux de contrainte maximum et minimum. La figure I.10 (B) a un aspect de boucle fermée en hystérésis. Ce comportement a été observé en 1976 [21].

- A des contraintes élevées, les courbes de charge et de décharge ne sont plus superposées. Ceci est dû à l'absence de contraintes pendant le processus de décharge. Elle laisse persister une déformation résiduelle et un aspect de boucle ouverte en hystérésis (figure I.10 C). Les os de l'enfant ont un module d'élasticité plus faible que ceux de l'adulte et ils sont susceptibles d'absorber plus d'énergie avant de se fracturer [22]. Il existe donc chez l'enfant une large zone de déformation non élastique. Le module d'élasticité varie avec le degré de minéralisation de l'os. La contrainte de rupture de l'os cortical tend vers sa limite élastique. Cette contrainte varie entre 9.25 et 12.41 kgf/mm² [17]. Elle est de l'ordre de 12.5 kgf/mm² pour le fémur. Elle est estimée en moyenne entre 6.35 et 10.57 kgf /mm² [23]. La contrainte de rupture de l'os cortical se situe donc classiquement aux environs de 10 kgf/mm². Elle est généralement plus importante pour l'os sec.

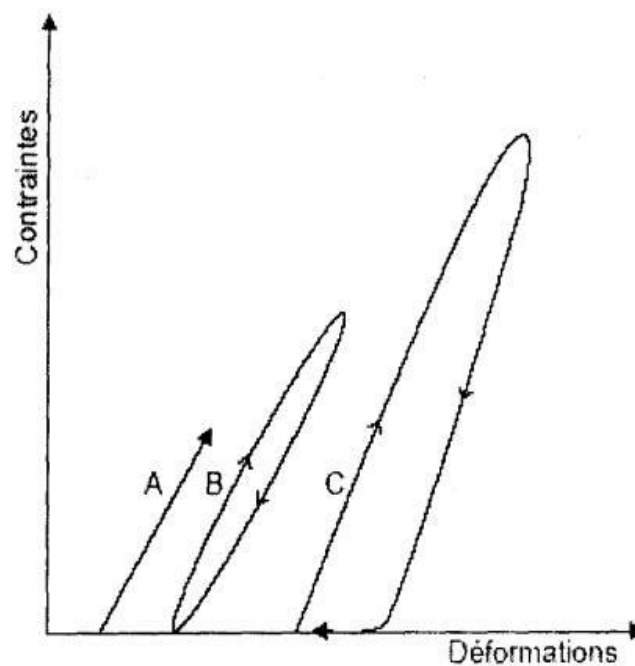


Figure I-10 : Chargements cyclique de l'os [17, 19].

I.7.1. Résistance à la traction

En 1967, certains auteurs ont constaté sur des radius frais une résistance à la traction de 20 kgf/mm² [24]. A titre de comparaison, celle de l'acier est d'environ 100 kgf /mm² ; celle du cuivre de 13, du chêne de 10, du pin de 6 et du béton de 2.

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

$$P=S.K$$

Où :

S : est la surface de l'os ;

K : est la contrainte de rupture en traction.

La détermination de la charge à la rupture des os du squelette est donc simple, elle est de 1500 Kgf pour l'humérus et de 2300 Kgf pour le fémur. Ces valeurs ne représentent en aucun cas la résistance réelle en traction de ces os [24].

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

Une analyse de la déformation osseuse sur une série de fémurs a révélé une déformation à la rupture de 4.6 % (- 1.2 %) [25].

Des études micromécaniques réalisées sur des ostéons isolés de l'os cortical ont révélé que la loi de comportement (contrainte-déformation) dans les ostéons est très fortement dépendante de l'orientation des paquets de fibres de collagène [25].

I.7.2. Résistance à la compression

L'expression définissant la résistance à la compression est la même que celle à la traction soit $P = SK$, mais cette fois K est la charge de rupture en compression, différente de celle en traction. La contrainte de résistance à la compression de l'os cortical varie selon les auteurs de 12.56 à 25kgf /mm² soit deux fois plus importante que celle du bois. Nous retiendrons une moyenne de 15 kgf/mm²

La charge de rupture à la compression de l'humérus est ainsi de 2200 kg, celle du fémur de 3450 kg avec les mêmes réserves que celles énoncées pour la charge à la rupture en traction. L'os spongieux présente une très faible résistance à la compression. Elle est de 1 kgf /mm² aux condyles fémoraux et de 2 à 3 kgf/mm² dans certaines zones de l'extrémité supérieure du fémur.

Dans l'ensemble, l'os spongieux est dix fois moins résistant en compression que l'os cortical [26]. C'est en son sein que se produisent les fractures en compression. Cette résistance diminue encore avec l'âge.

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

En 1972, des analyses ont montré que l'os a un comportement plastique en traction mais pas en compression [25]. Pour ces auteurs, la présence d'une zone de déformation plastique en tension est comparable à celle observée dans les matériaux polymères et correspond à la création de vides. Pour d'autres, elle est due à la formation de micro fractures dans l'os cortical. En compression, la loi de comportement reste linéaire, c'est-à-dire que l'os se rompt brutalement sans déformation plastique apparente (figure I-11).

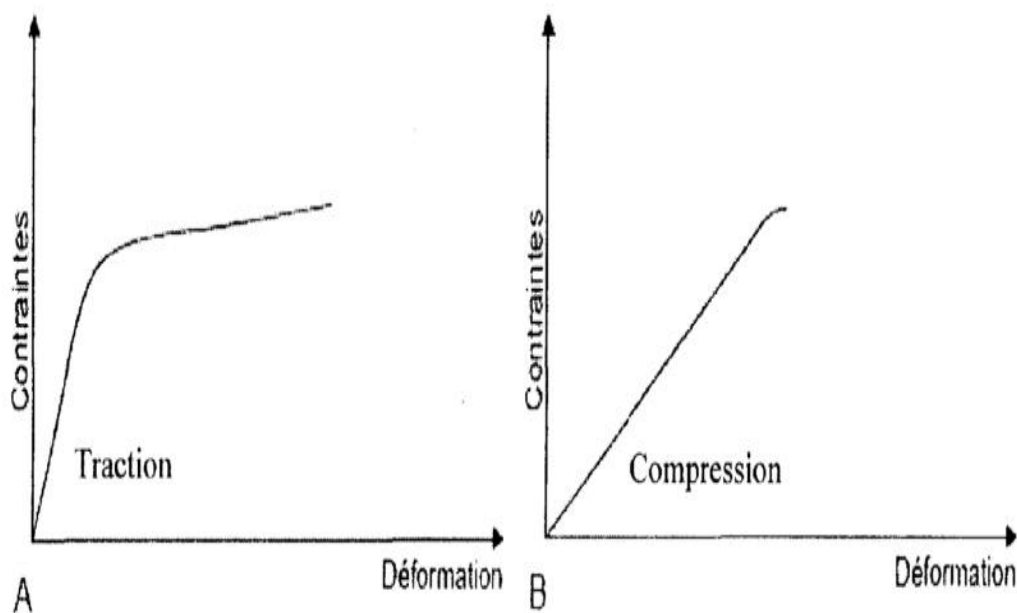


Figure I-11 : Courbes contraintes-déformation du fémur [25].

I.7.3. Résistance au cisaillement

La résistance au cisaillement varie selon les auteurs ; elle prend des valeurs comprises entre 7 à 11 kgf /mm² pour l'os spongieux. Généralement, l'os cortical est environ 20 fois plus résistant en cisaillement que l'os spongieux.

I.7.4. Résistance à la flexion

La résistance à la flexion de l'os cortical varie de 10 à 20 kgf /mm². Elle augmente avec le moment d'inertie de l'os. Celui-ci croît avec l'accroissement de la distance qui sépare la masse osseuse de l'axe neutre. Ce comportement semble expliquer l'élargissement du canal

médullaire du sujet âgé conduisant à une résistance équivalente avec moins de masse osseuse. Ceci permet également d'expliquer les résultats obtenus à partir de mesures de micro dureté des diaphyses [27, 28]. Ce paramètre diminue de l'endoste vers le périoste. La partie la plus dure est logiquement la plus éloignée de l'axe neutre (figure I.12). La dureté diminue presque linéairement de l'endoste au périoste. L'os n'est donc pas un matériau homogène mais son hétérogénéité est organisée.

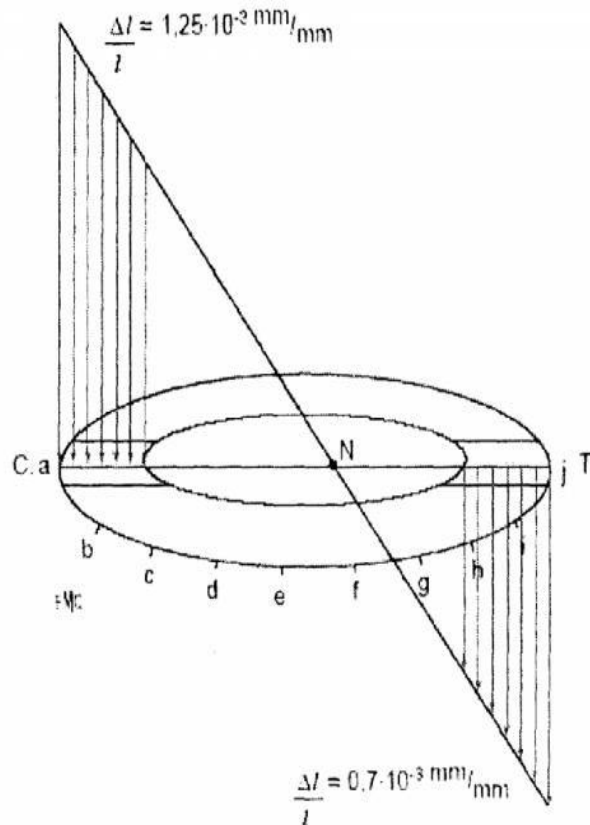


Figure I.12 : Variation de la microdureté [27]; charge appliquée :P=100Kg.

I.7.5. Résistance à la torsion

La résistance à la torsion de l'os varie de 4 à 9.3 kgf /mm², avec une moyenne de 7 kgf /mm² [12]. Ces valeurs sont comparables à celles obtenues à partir d'un os entier (5 à 6 kgf/mm²) par d'autres auteurs [19]. Il attribue cette dispersion des résultats à la présence de micro défauts de surface de l'os.

En torsion, la rupture se produit suivant une hélice, conformément à la théorie qui enseigne qu'une sollicitation en torsion est équivalente à une compression s'exerçant à 45°. Par définition plus un objet est long moins il résiste à la torsion. Ce qui semble expliqué que les

os les plus longs sont exposés à des fractures spiroïdales. Plus l'os a un gros diamètre, moins il est vulnérable.

I.8. Définitions et buts d'une arthroplastie

Une arthroplastie est une opération destinée à restituer le mouvement à une articulation et leur fonction aux muscles, ligaments et autres structures constituées de tissus mous qui contrôlent cette articulation en créant un nouvel espace articulaire. Elle a pour objectifs de soulager le patient d'une douleur invalidante, de lui redonner un mouvement stable, et parfois, de corriger une malformation [29].

I.9. 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 patients la seule possibilité chirurgicale était la résection de l'articulation de la hanche. L'amélioration de la fonction articulaire était alors de moindre importance.

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

Aux patients plus jeunes atteints des mêmes lésions, incluant la luxation congénitale de la hanche et les pathologies rhumatismales, ainsi qu'aux patients ayant eu une hanche infectée, se sont ajoutés un certain nombre de sujets chez lesquels la procédure de reconstruction de l'articulation, y compris l'arthroplastie totale, a échoué et qui requièrent une révision. La révision consécutive à l'échec d'une arthroplastie totale de la hanche est maintenant une opération courante, mais souvent difficile [30].

I.10 HISTOIRE DE LA PROTHESE DE LA HANCHE [29]

Les débuts de l'arthroplastie remontent au milieu du 19ème siècle, lorsque des chirurgiens tentèrent de créer une pseudarthrose (fausse articulation) extra-articulaire par simple résection (ablation chirurgicale) d'articulations ankylosées.

Parce qu'une mobilité durable d'amplitude fonctionnelle ne pouvait pas être obtenue par cette approche, certains chirurgiens se tournèrent, au début du 20^{ème} siècle, vers l'arthroplastie d'interposition. Dans cette procédure, différentes substances biologiques ou inorganiques étaient utilisées comme matériau d'interposition entre les deux surfaces réséquées de l'articulation déformée ou ankylosée, dont les contours avaient été redessinés, afin de prévenir la réapparition d'une ankylose osseuse ou fibreuse et de permettre le mouvement. Ces substances devaient se substituer à la couverture cartilagineuse des surfaces articulaires. Des greffes de fascia lata et de tissus périarticulaires mous étaient abondamment utilisées aux Etats-Unis et en Europe. Sir Robert Jones employa une feuille d'or comme membrane d'interposition en 1912. L'utilisation de telles techniques et substances améliora les résultats des hanches ankylosées mais se révéla inopérante dans le cas de hanches arthritiques, en raison d'une raideur et de douleurs persistantes.

En 1923, Smith-Petersen introduisit le concept « d'arthroplastie moulée » comme autre possibilité que la membrane d'interposition. La procédure était destinée à restituer des surfaces articulaires congruentes. Le verre fut le premier matériau moulé utilisé, à la suite de la découverte fortuite, par Smith-Petersen d'une membrane synoviale lisse entourant un corps étranger en verre extrait du dos d'un patient. Tous les implants en verre furent brisés au bout de quelques mois, mais les résultats initiaux étaient encourageants et suscitérent la recherche de matériaux plus durables. Des matériaux tels que le Pyrex, le viscaloïd (un dérivé du celluloid) et la bakélite furent écartés en raison de leur fragilité ou d'importantes réactions à corps étranger. Après le développement, en 1937, du vitallium (alliage de cobalt) la fabrication d'implants de durabilité suffisante devint possible. L'arthroplastie avec une cupule de Smith-Petersen, en vitallium moulé, interposée entre les deux surfaces articulaires avivées, modifiée par Aufranc, devint le standard de la reconstruction de la hanche jusqu'à l'avènement de l'ère moderne de l'arthroplastie totale de la hanche.

A la fin des années quarante, quelques chirurgiens commencèrent à développer des endoprothèses (implants comportant une tige ancrée dans une cavité médullaire) destinées à remplacer une des deux surfaces de l'articulation (hémiarthroplasties) : la partie fémorale.

En 1946, les frères Judet et al. proposèrent de remplacer la tête fémorale par une tête en polyméthacrylate de méthyle surmontant une tige axiale implantée dans le col du fémur sans moyen de fixation. Ce fut un échec en raison de l'usure et de la fragmentation de la résine, de la résorption osseuse au niveau de l'acétabulum et du fémur ainsi que de l'absence de fixation. Les endoprothèses métalliques, constituées d'une tête métallique ancrée dans le canal médullaire au moyen d'une tige fémorale, devinrent bientôt les implants de choix. Les

prothèses de Moore et Thompson furent largement utilisées. Des tiges fémorales plus longues permirent une transmission des efforts le long de l'axe du fémur alors que des tiges courtes implantées dans le col du fémur généraient des contraintes de cisaillement élevées. Tous ces implants étaient fixés par press-fit et produisaient une résorption du fémur à des degrés variés. De plus, aucun de ces implants pour hémiarthroplasties ne répondait à l'attente des patients ayant des hanches arthritiques d'être soulagés de leur douleur de façon durable parce que la surface articulaire qui n'avait pas été remplacée, celle de l'acétabulum, demeurait la source d'une douleur persistante. L'érosion du cartilage acétabulaire attira l'attention sur la nécessité de resurfer l'acétabulum.

Pour résoudre ce problème, des couples articulaires prothétiques métal-métal furent développés par Urist, Ring, McKee-Farrar et d'autres. Ces implants se révélèrent toutefois incompatibles avec une fonction articulaire normale et leur taux élevé d'échec, en raison d'un fort coefficient de frottement et d'une usure du métal excessive à l'origine d'une fréquence élevée de douleurs et de descellements, conduisit rapidement à leur abandon.

En 1951, Haboush introduisit le premier du polyméthacrylate de méthyle en chirurgie orthopédique. En 1957, Wiltse et al. utilisèrent le polyméthacrylate de méthyle autopolymérisant comme matériau de fixation en chirurgie orthopédique.

L'ère moderne 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. Ses études des résultats obtenus chez un nombre important de patients, concernant particulièrement l'usure, l'infection, le descellement et l'échec de la tige fémorale, sont inestimables.

Charnley interpréta le couinement entendu parfois chez des patients porteurs d'une prothèse de Judet comme étant dû au frottement prononcé de la tête acrylique dans l'acétabulum. Du fait de la résistance au mouvement, un moment suffisant pour desceller la tige fémorale était produit et le mouvement était parfois plus important autour de la tige qu'au droit de l'articulation. Il confirma le faible coefficient de frottement de la hanche normale, rapporté par Jones, et s'accordait avec Keith sur le fait que le fluide synovial agissait comme lubrifiant. Après avoir découvert que le coefficient de frottement d'une balle en acier contre du

polytétrafluoroéthylène était proche de celui d'une hanche normale, il inséra une prothèse de Moore et tapissa l'acétabulum avec une fine coque en polytétrafluoroéthylène. Il resurfaça plus tard l'acétabulum avec une coque en plastique et la tête fémorale avec une cupule métallique, mais abandonna cette procédure en raison d'une nécrose avasculaire de la tête fémorale. Il fixa ensuite la tige de la prothèse fémorale et la cupule en plastique avec du polyméthylméthacrylate pour ancrer les composants dans l'os et pour transférer les contraintes de manière plus uniforme sur une plus grande surface osseuse. Le diamètre de la tête fémorale fut réduit de 40 mm et plus pour la prothèse de Moore à 22 mm, afin de diminuer la résistance au mouvement en réduisant le moment ou le bras de levier de l'effort de frottement. Il réalisait qu'avec un diamètre de tête plus grand, la contrainte était plus faible et l'usure diminuait. Il considérait néanmoins qu'il était plus important de réduire le moment de frottement et d'augmenter l'épaisseur de la cupule. Sa décision de préférer une tête de petit diamètre était avisée, rétrospectivement, car le descellement, plus que l'usure, est devenu une complication majeure. Du fait de son usure excessive et d'importantes réactions tissulaires, le polytétrafluoroéthylène fut remplacé, d'abord par du polyéthylène haute densité, puis par du polyéthylène très haute densité (UHMWPE).

L'arthroplastie totale de la hanche de Charnley fut d'abord accueillie avec une grande méfiance en raison des mauvais résultats obtenus avec la tête fémorale en résine acrylique de Judet, l'utilisation de polyuréthane pour la fixation de fractures, puis avec l'usure et les réactions tissulaires consécutives à l'utilisation de polytétrafluoroéthylène. Mais, en 1970, un certain nombre de chirurgiens aux Etats-Unis rapportèrent que les cupules en polyéthylène ne produisaient pas d'usure excessive et que le soulagement de la douleur et l'amélioration de la fonction articulaire étaient spectaculaires. Il devint cependant rapidement évident que ce succès dépendait d'une sélection et d'une évaluation précises des patients, aussi bien que du soin méticuleux apporté à la technique opératoire et aux conditions d'asepsie. Seules des études de suivi des dossiers à long-terme, avec un recul d'au moins cinq ans, ont permis de mettre en évidence que le descellement et, dans une moindre mesure, les problèmes de fixation du grand trochanter - dont l'ablation était pratiquée pour permettre l'insertion de la tige prothétique dans le fût fémoral de rupture de la tige fémorale et de protrusion acétabulaire étaient des problèmes majeurs.

Ces études conduisirent à de nombreuses modifications dans la conception, le choix et la qualité des matériaux utilisés pour la fabrication de la prothèse fémorale et la cupule, l'utilisation du ciment, les approches et techniques chirurgicales. Néanmoins, il n'y a pas eu de changements significatifs dans la composition du ciment. Du polyéthylène est toujours

utilisé pour fabriquer les cupules. Le concept fondamental d'arthroplastie à faible moment de frottement est devenu un fait bien établi et l'articulation métal sur polyéthylène 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.

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'acétabulum, qu'il remplissait manuellement avec du ciment avant insertion de la cupule.

Il cherchait également au début à médialiser le centre de rotation de la hanche, c'est-à-dire à le rapprocher légèrement du plan de symétrie du corps, par creusement de l'acétabulum, afin de raccourcir le bras de levier du poids du corps P (figure I-13), et à augmenter le bras de levier des muscles abducteurs M (moyen fessier) en réattachant 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'acétabulum.

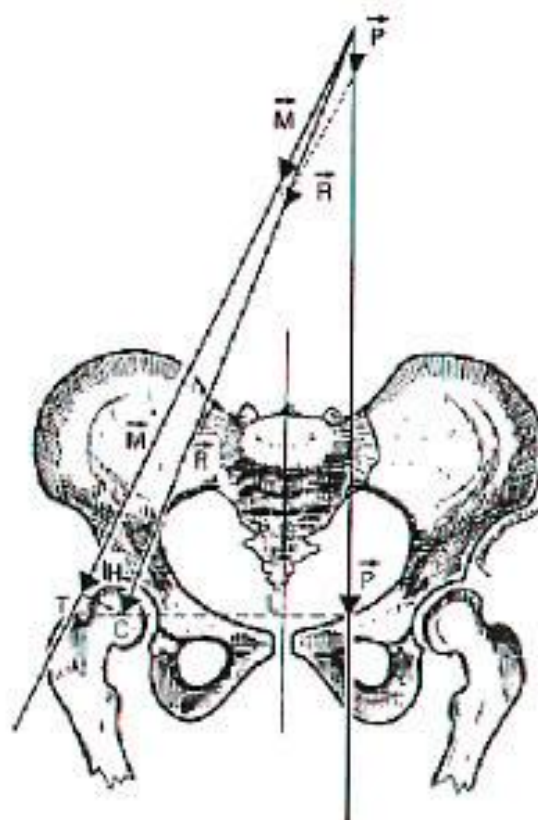


Figure I-13 : schéma de la balance de Pauwels

**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 [BUCH70] 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 hydroxyapatite (figure I-14) ou micro-poreux par billes, fibres, microrugosités ou treillis qui peut servir de support à une couche d'hydroxyapatite, 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.



Figure I-14 : revêtement d'hydroxyapatite sur la portion proximale de la tige (Corin Medical Gloucester, UK)

Par ailleurs, un certain nombre de techniques différentes ont été mises au point pour améliorer la fixation par le ciment des composants prothétiques : utilisation de ciment à basse viscosité, d'obturateurs du canal médullaire, diminution de la porosité du ciment, instruments de pressurisation du ciment, préparation du ciment sous vide. Des implants fémoraux de section plus importante, plus résistants et plus longs ont été conçus pour éviter la rupture de la tige fémorale et pour diminuer les contraintes dans le ciment périprothétique.

D'autres au contraire utilisent des sections de tiges plus faibles constituées d'alliages de titane, dont le module d'élasticité, moins élevé que celui de l'acier inoxydable 316 L ou des alliages de cobalt - chrome, conduit au transfert de contraintes plus élevées dans le ciment et dans l'os.

Les progrès technologiques ayant augmenté la longévité de la fixation des implants, les problèmes liés à l'usure des surfaces articulaires ont émergé. Des têtes fémorales et des cupules en céramique (figure 1-3) ont été développées en raison du faible coefficient de frottement et des excellentes propriétés d'usure de ce matériau. L'alliage de titane (figure I-15) a été reconnu comme étant un matériau pour implants des plus résistants et des plus biocompatibles. Malheureusement, ses caractéristiques d'usure et de dureté insuffisantes ne lui permettent pas d'être utilisé comme surface articulaire à l'état natif. Dans le domaine expérimental, le processus d'implantation ionique d'azote améliore nettement la performance en matière d'usure et de dureté des implants en alliage de titane et réduisent par conséquent l'usure de la surface de polyéthylène en regard. Le processus peut contribuer à réduire l'usure par corrosion, le relargage d'ions et la formation de débris métalliques à l'extrémité distale des tiges fémorales lorsque la fixation de celles-ci a été limitée à la partie proximale de l'implant.



figure I-15 : PTH avec cupule en polyéthylène, tête en céramique et tige en titane (Fii, Saint-Just-Malmont, France).

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. La durabilité des implants modulaires est en question et la méthode optimale d'assemblage des différentes pièces reste à déterminer.

Des cupules blindées (figure I-16), 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. Modélisations aux éléments finis et résultats d'expériences réalisées sur des pièces anatomiques indiquaient que le metalback 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 metal-back et de l'os receveur.



Figure I-16 : cupule blindée à revêtement micro-poreux (Fii, Saint-Just-Malmont, France)

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

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.11. Descellement de prothèse de hanche : rôle et importance des interfaces os-ciment et ciment implant

Avec le temps, et surtout avec les prothèses posées dans le passé, la surface de friction entre les deux pièces s'use. Le produit de cette usure est libéré autour de la prothèse sous forme de microparticules. L'organisme reconnaît ces microparticules et essaye de les digérer. Une réaction inflammatoire se met alors en place pour les détruire, mais s'attaque involontairement à l'interface entre l'os et la prothèse. Ceci va aboutir progressivement à un descellement de la prothèse, c'est-à-dire à une mobilité de celle-ci par rapport à l'os (figure. I-17). Le descellement se caractérise par l'absence de fixation rigide de cette pièce à l'os. Ce terme n'implique pas forcément une mobilité car une prothèse qui quitte son lieu de fixation initial peut se « recaler » dans un nouvel emplacement qu'il s'agisse de la gaine de ciment ou du fût fémoral.

L'indication d'une reprise totale de hanche est portée la plupart du temps, dans le cas d'une faillite mécanique des implants. Des mouvements apparaissent au niveau des interfaces qui sont responsables de douleurs intenses, et d'une limitation fonctionnelle.

Donc, le ciment doit assurer une bonne adhésion entre les constituants de la PTH d'une part et d'autre assurer un bon transfert de la charge. Il est généralement admis que la durabilité à long terme de la PTH cimentée nécessite une attention méticuleuse pour trois éléments et à leurs deux interfaces correspondantes, qui sont dans cet ordre : l'implant, l'interface ciment-implant, le ciment, l'interface os-ciment et l'os. Plusieurs chercheurs ont montré que la stabilité à long terme de la PTH cimentée dépend fortement de l'intégrité durable de la liaison

entre l'os et le ciment. Les données cliniques soutiennent la même idée. Alors, l'endommagement le long de l'interface os-ciment induisant le relâchement de l'implant fémoral. Nouvelles techniques de cimentation ont été introduites pour optimiser la fixation du composant fémoral [31]. Ainsi l'interface os-ciment est responsable de l'apparition de l'endommagement. En plus, l'interface implant-ciment est une zone de transition qui forme une liaison mécanique entre l'implant fémoral et le ciment, deux matériaux avec des propriétés mécaniques différentes. Par conséquent, cette interface a toujours été citée comme un maillon faible dans la PTH cimentée. Grands efforts ont été fait pour étudier les facteurs influençant la liaison à l'interface implant-ciment, comme l'augmentation de la rugosité de la surface de l'implant [32-34], Revêtement de l'implant [35, 36], l'utilisation de techniques modernes de cimentation [37, 38] etc. Donc, le chirurgien doit être conscient de l'effet de toutes les variables afin que les plus fortes interfaces soit obtenue au moment de la chirurgie [39]. Les deux interfaces jouent un rôle très important dans la perte de l'adhérence entre la prothèse et l'os.

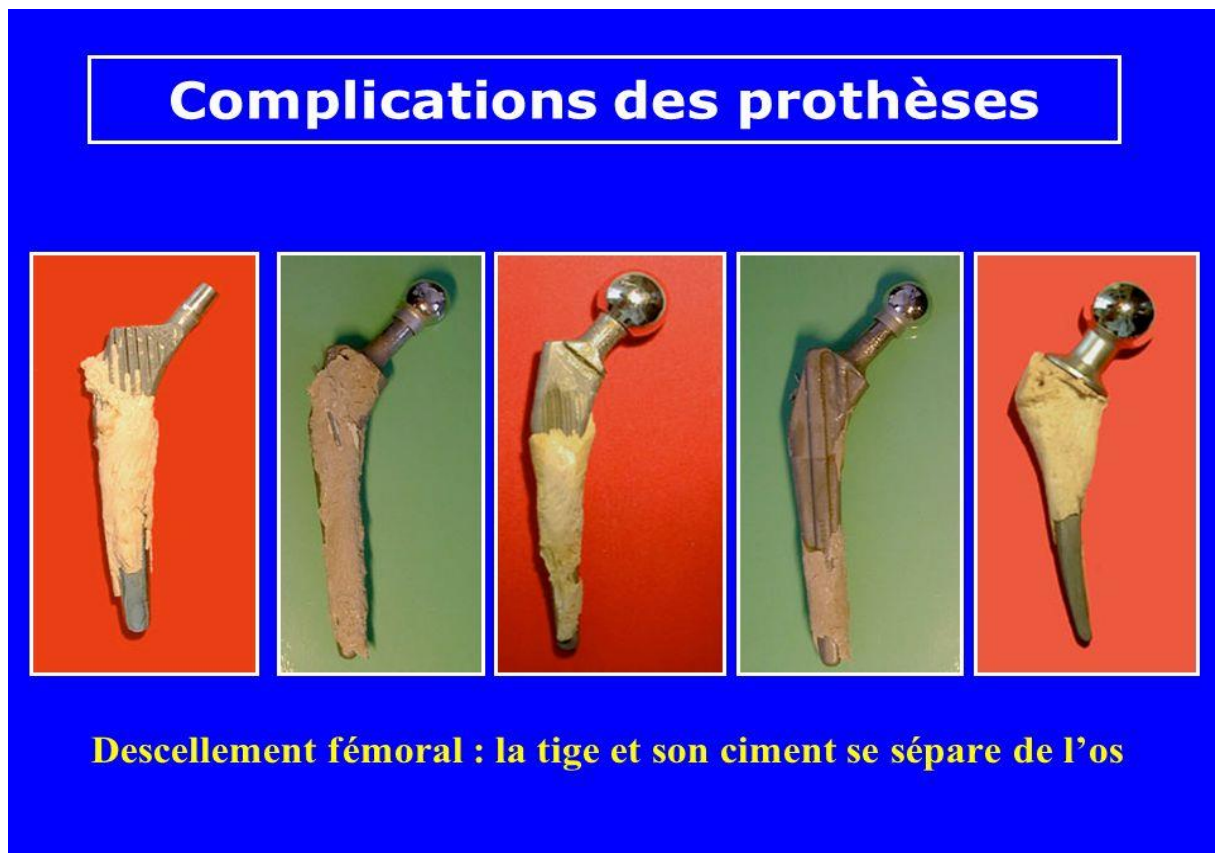


Figure I-17 : Descellement fémoral

I.12 Biomécanique des prothèses

En 1939, Smith Petersen preconise l'interposition d'une cupule en vitallium entre les deux surfaces articulaires avivées dans le but de reconstituer une couverture cartilagineuse : échec biologique ; elle demeure cependant comme moyen d'interposition.

En 1947 les frères Judet proposent de remplacer la tête fémorale par une tête en polyméthacrylate de méthyle surmontant une tige axiale implantée dans le col du fémur : échec mécanique en raison de la qualité du matériau et de la technique de fixation. En 1960, Mac Kee mais surtout Charnley a établi pour l'arthroplastie de la hanche les grands principes qui sont à la base de son succès puisqu'on en pose actuellement environ 250 000 par an dans le monde.

Ces principes sont :

- La nécessité d'une prothèse totale unissant une tête métallique avec une cupule en polyéthylène de haute densité
- La fixation dans l'os par du ciment acrylique
- Le design de la prothèse fémorale avec une queue courbe cervico-diaphysaire ;
- Le principe de la « low friction » grâce à une tête métallique de petit diamètre de 22 mm tournant sur un bloc de polyéthylène.

Depuis ce prototype qui reste encore un des meilleurs modèles, on a pu assister à l'éclosion d'une infinité de modèles dont les modifications ont porté :

- Sur la forme, le volume, la longueur de la queue fémorale, le type d'appui sur le col ou dans le massif trochantérien ;
- Sur le diamètre de la tête : 22 - 32 - 35 mm ;
- Sur les longueurs de col : long - moyen - court ;
- Sur le matériau : acier inoxydable - vitallium - céramique - titane - polyéthylène ;
- Sur le traitement de la surface: lisse ou en porométal madréporeuse avec des

microsphères de 100 à 300 microns ;

- Sur la fixation avec ou sans ciment.

Mais aucune de ces propositions n'a modifié le principe basé sur une réplique purement morphologique du modèle humain. Cet objectif n'est pas suffisant.

Une prothèse idéale doit satisfaire à 3 impératifs :

- Elle doit reproduire la forme générale de la hanche ;
- Elle doit reconstituer sa fonction et tout particulièrement celle du cartilage qui est le tissu noble de l'articulation ;
- Elle doit avoir une tolérance biologique parfaite.

I.13. Prothèses Totales de Hanche (PTH)

La mise en place d'une PTH consiste à remplacer l'articulation de la hanche comprenant la tête du fémur et la cavité du bassin appelée cotyle par du matériel prothétique. La figure I.18 montre une articulation saine et dégradée et une PTH. La prothèse doit avoir un fonctionnement mécanique à basse friction et une petite tête pour ne pas trop solliciter la fixation à l'os de la pièce cotyloïdienne. Le dessin de la pièce fémorale doit reproduire aussi exactement que possible le porte-à-faux fémoral, pour ne pas perturber l'architecture de la hanche.

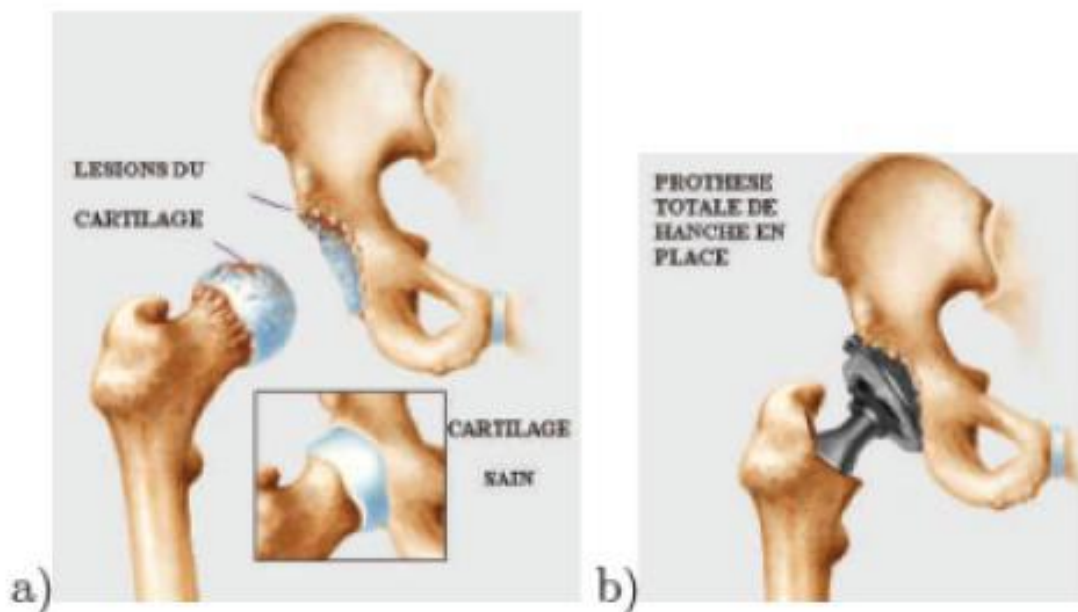


Figure I.18 : Articulations de la hanche a) saine et b) avec PTH

La tige doit s'inclure par ajustage serre dans le canal cervico-diaphysaire pour que sa fixation soit solide et durable.

En 1969, la prothèse de Charnley dont la basse friction acier polyéthylène, la petite tête et le cotyle épais. Depuis 1972, trois modifications ont été reprises sur la pièce fémorale pour

améliorer son adaptation à l'os, et multiplier les pièces cotyloïdiennes et fémorales pour répondre au souci d'une reconstruction architecturale aussi parfaite que possible, malgré la diversité des types morphologiques rencontrés.

Le ciment orthopédique est un excellent matériau d'ajustage qui transmet harmonieusement les contraintes de la prothèse à l'os. Mais il faut le décharger des contraintes nocives de traction et de flexion auxquelles il ne saurait résister longtemps, pour ne le soumettre qu'à des forces de compression.

I.13.1. Prothèses

La troisième génération actuelle des prothèses totales de hanche, dérivées de la prothèse de Charnley, ne conserve du modèle original que la petite tête de 22,22 mm et les principes essentiels de la basse friction (Fig. I.19.A). Elle comporte trois séries de prothèses fémorales standard, droite et latéralisée, et une série de pièces cotyloïdiennes.

Les cotyles, au nombre de 11, ont un diamètre extérieur croissant en progression arithmétique de 40 à 60 mm. Les pièces fémorales ont toutes un col dont la section sous capitale a été réduite de 13 à 10 mm pour autoriser une amplitude articulaire latérale et, en rotation, supérieure à 100°, et éviter, en position normale d'implantation, tout contact entre le col et la cupule. Elles se présentent en trois séries d'importance inégale.

Une série standard, forte de 18 pièces en sept longueurs de col et quatre degrés de latéralisation, est constituée de six sous-groupes de deux à quatre pièces qui offrent, pour une même longueur de col, des tiges de taille et de section progressivement croissantes. Elle s'adresse aux fémurs de morphologie courante. L'étendue de la gamme permet toujours de trouver la pièce qui s'adapte exactement à l'os et qui reproduit au mieux l'architecture de la hanche (Fig. I.19.B). Une série droite de six pièces en cinq longueurs de col est destinée aux fémurs très dysplasiques.



Figure I.19. A. Pièce fémorale et cotyle de la série MK III. B. Série standard des pièces fémorales.

Une série latéralisée, quatre pièces en deux longueurs de col, dont l'angle cervico-diaphysaire est de 127° , évite la médialisation de la diaphyse lorsque le fémur présente un col long en varus. Toutes ces pièces sont forgées dans un acier inoxydable austénitique à haute résistance (X4CrNiMnMoN21-9-4). Leur surface est polie brillante ($R_a : 0,04 \mu\text{m}$). Elles sont monobloc ou médullaires [1].

I.13.2. Ciment chirurgical

Une arthroplastie cimentée se doit d'assurer un positionnement correct du ou des composants prothétiques et un bon ancrage de la prothèse dans l'os. Un ancrage mécanique solide est nécessaire parce qu'il assure la stabilité primaire de la prothèse en empêchant tout mouvement à l'interface ciment-os. Un mauvais scellement est responsable à plus ou moins long terme d'une micro mobilité, primaire ou secondaire par résorption osseuse. Cette micro mobilité entraîne une dégradation du ciment qui se fissure, se casse et produit des débris, eux-mêmes facteurs de résorption osseuse ultérieure. Or la fixation du ciment dans l'os n'est ni chimique ni biologique, mais essentiellement mécanique. Pour cette raison, il est nécessaire d'obtenir une bonne pénétration du ciment dans le support osseux. Pour améliorer cette fixation du ciment dans l'os, certains chirurgiens percent des trous d'ancrage, dont le nombre, le diamètre et la profondeur sont variables, dans l'acétabulum.

Le succès d'une arthroplastie dépend en grande partie de la manière dont le ciment acrylique de qualité chirurgicale PMMA est préparé et utilisé pour fixer les composants de la prothèse. La préparation du ciment est aussi importante que celle de l'os receveur ou que le choix de l'implant. La polymérisation n'est jamais complète. Il a été montré qu'il subsiste 2 à 5 % de monomère résiduel dans le ciment et que 1 à 2 % pénètrent progressivement dans les tissus. Le PMMA est un matériau inerte montrant une bonne biocompatibilité à long terme. Il présente l'avantage d'être bien connu par les chirurgiens orthopédiques, facilement manipulable, d'une bonne résistance, d'une bonne rigidité ainsi que d'un bon rapport coût-efficacité [29].

I.13.3. Composition

La majorité des formulations commerciales, actuellement utilisées, ont des compositions voisines [1] :

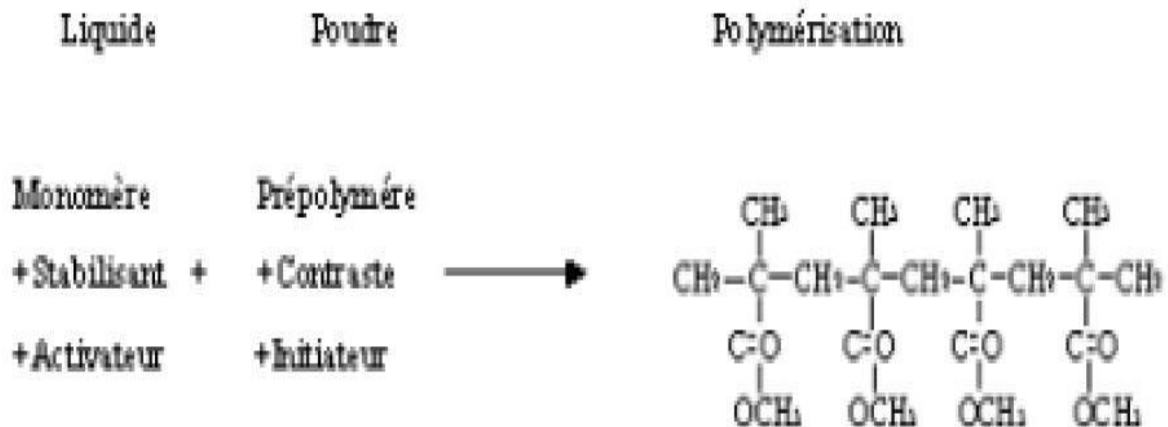
1. la poudre :

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

2. le liquide :

- méthyle méthacrylate MMA (monomère) 83%
- Co-monomère : butylméthacrylate (agent de liaison) 15%
- diméthylparatoluidine (activateur) 2 à 3%
- hydroquinone (stabilisant ou inhibiteur) 50-100 ppm

Cette composition type peut varier suivant les produits commercialisés. La réaction de polymérisation ne peut aboutir à un biomatériau que si la totalité de la poudre (40g habituellement) se trouve mise en présence de la totalité du liquide (20ml). La perte accidentelle de l'un ou de l'autre composant ou l'insuffisance du mélange impose le rejet de cet échantillon. Le mélange réalisé, l'addition du monomère au polymère [29], en présence de l'initiateur (peroxyde) et d'un activateur (para toluidine) va déclencher la réaction de polymérisation suivant le schéma :



L'hydrogène agit ici comme stabilisant du monomère qui, en son absence, polymériserait à la lumière ou à la chaleur.

I.13.4. Stérilisation

Le mode de stérilisation des deux constituants du ciment varie suivant les différentes marques commerciales :

- ✓ La poudre : par l'oxyde d'éthylène ou par irradiation gamma,
- ✓ Le liquide : par filtration ou par ultrafiltration.

I.13.5. Propriétés physiques du PMMA

Depuis que les matériaux biomécaniques sont présents dans la chirurgie orthopédique, ils ont fait l'objet de nombreuses recherches afin d'étudier leurs propriétés et d'optimiser leurs performances en fonction des applications envisagées.

I.13.6. Temps de prise ou de durcissement

C'est l'intervalle de temps compris entre le début du mélange des composants et le durcissement du ciment (Fig. I.20), lorsque celui-ci a atteint une température se situant à mi-chemin entre la température ambiante et la température maximale. D'abord liquide, puis gel plus ou moins pâteux, le ciment devient solide en polymérisant [29]. La phase de repos qui suit la fin du mélange est nécessaire à la libération des radicaux libres qui permettent la polymérisation. La phase de gel (G) prend fin lorsque le ciment «ne colle plus aux doigts ». Commence alors la phase de travail (W), ou de mise en œuvre, du ciment qui est la plus intéressante du point de vue chirurgical. C'est celle que l'on aura tendance à vouloir allonger pour permettre la mise en place du ciment et l'insertion de la prothèse in vivo.

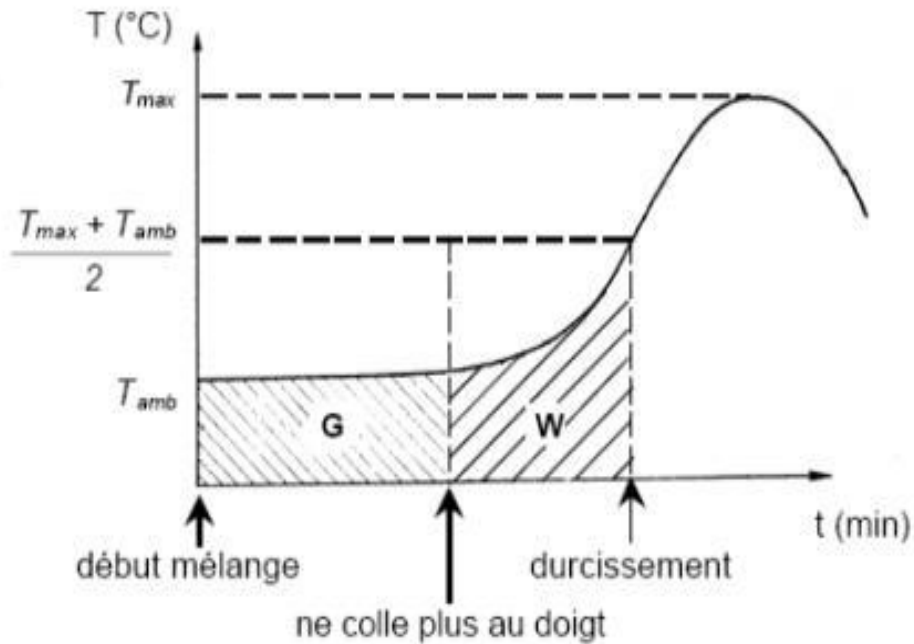


Fig. I.20 : phases du ciment en fonction de la température de polymérisation [1].

Le temps de prise varie d'une formulation commerciale à une autre en fonction de sa composition chimique. Mais il varie essentiellement avec la température ambiante : celle de la salle d'opération.

I.13.7. Chaleur dégagée

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

- 1- de la quantité de chaleur produite par le ciment,
- 2- de la vitesse à laquelle cette chaleur est produite,
- 3- de la conductivité thermique et de la capacité calorifique de l'os, de la prothèse et du ciment,

4- des conditions initiales du système os – ciment – prothèse (température initiale et ambiante, préparation du ciment, etc..).

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

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

Pour Merckx, la mesure la plus efficace pour réduire le risque de nécrose thermique est de tenter de limiter, à 2 ou 3 mm, l'épaisseur de la couche de ciment en contact avec l'os en surveillant que la température ambiante de la salle d'opération reste inférieure à 20°C [1]. Huiskes et Slooff recommandent de ne pas dépasser une profondeur de pénétration du ciment dans l'os de plus de 5 mm pour éviter l'endommagement thermique du tissu osseux [1].

I.13.8. Viscosité

La seule liaison possible entre le ciment et l'os étant d'ordre mécanique, le ciment doit donc pénétrer le maximum d'interstices osseux pour assurer un verrouillage mécanique étroit entre la surface irrégulière de l'os et le PMMA. Plus un ciment est fluide, mieux il pénétrera dans les interstices de l'os, améliorant ainsi la fixation. Une pénétration profonde du ciment dans les cavités osseuses peut être obtenue par une faible viscosité du ciment. Si du sang est mélangé au ciment, les propriétés mécaniques du ciment osseux seront réduites de manière significative. Donc la fluidité (viscosité) du ciment est un facteur clé de l'accrochage entre le ciment et l'os, elle ne peut être efficace que si le site receveur est bien préparé et si les anfractuosités de l'os sont libres de débris et de sang [1].

I.13.9. Porosité

On distingue trois types de porosités :

- ✓ La porosité gazeuse : l'air emprisonné lors du mélange des constituants du ciment a tendance à s'échapper lors de la polymérisation. Ces bulles d'air sont toujours

parfaitement régulières, à peu près sphériques. Les monomères de méthylméthacrylate sont très volatils et s'évaporent à une température plus basse que celle de la prise du ciment. Le diamètre de ces cavités varie du millimètre à quelques micromètres : les macro-bulles (Fig. I.21) doivent être attribuées à de l'air enfermé dans les échantillons au moment du mélange alors que les champs de petites bulles sont plus vraisemblablement liés à l'ébullition du monomère ;

- ✓ La porosité par vide ou retrait : ce type de porosité est lié au phénomène de retrait lors de la polymérisation *in vivo*. Il est à l'origine de cavités à surface intérieure boursoufflée où l'on voit apparaître des sphères réalisant des empreintes en relief (Fig. I.22), correspondant à des billes de pré polymère, à l'intérieur de la cavité. Dans un certain nombre de cas, ces cavités sont moins régulières et peuvent initialiser les fissures dont le point de départ correspond vraisemblablement au phénomène de retrait
- ✓ La porosité par inclusion : de sang, de tissus mous ou osseux au cours du cimentage de l'implant.

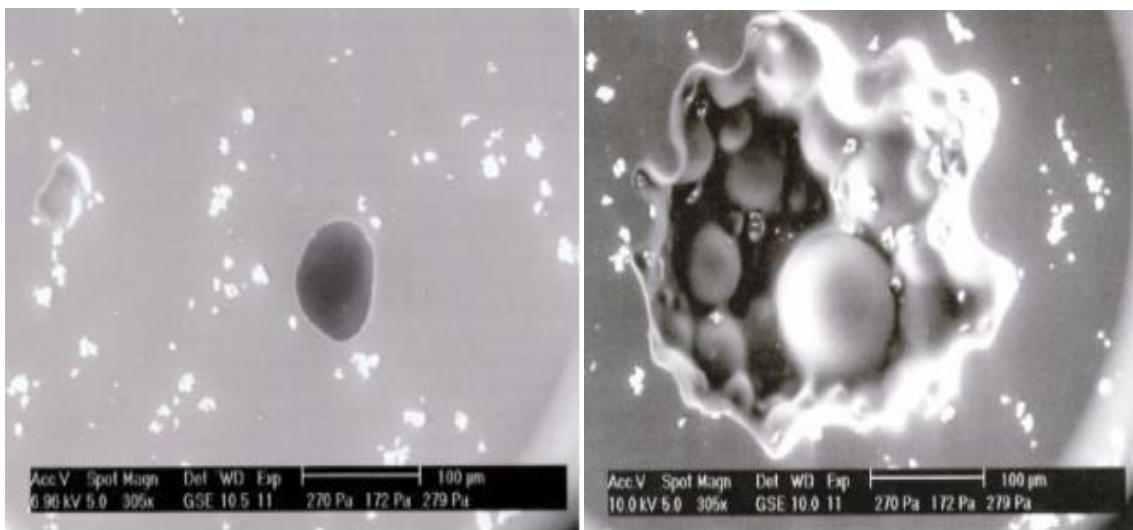


Figure I.21 : porosité gazeuse [4]. Figure I.22 : porosité par retrait

I.13.10. Propriétés mécaniques de ciment orthopédique

Les ciments actuellement commercialisés ont sensiblement les mêmes performances mécaniques. Les différences qui peuvent apparaître dans la littérature sont surtout le fait de variations dans les techniques de mesure. Les valeurs moyennes habituellement publiées sont de l'ordre de :

- ✓ Module de Young 2000MPa

- ✓ Résistance à la rupture :
- ✓ En traction 25MPa
- ✓ En cisaillement 40MPa
- ✓ En flexion 50MPa
- ✓ En compression 80MPa
- ✓ Elongation à la rupture 5%
- ✓ Résistance à la fatigue à 10⁸ cycles 14MPa
- ✓ Ténacité 1.03-2.32 MPa m^{1/2} ou 32.5-73.4 MPa mm^{1/2}

Le PMMA étant par nature un matériau viscoélastique, les valeurs présentées ne peuvent être comparées qu'en fonction du temps, c'est-à-dire pour des propriétés statiques en fonction des conditions de test (vitesse de déformation). Les propriétés viscoélastiques des ciments sont peu connues et le comportement à la fracture du matériau pour différentes vitesses de déformation et différents cas de charge a été peu étudié. [1]

Chapitre II

Introduction

L'arthroplastie de hanche cimentée reste une technique très efficace, particulièrement si elle est bien conduite. Des taux de survie à long terme de plus de 95% après 10 ans sont courants. Il est par contre devenu plus évident au cours de la dernière décennie que la qualité de la technique de cimentation est plus déterminante pour le résultat de l'intervention. Ces techniques modernes de cimentation visent à améliorer la fixation mécanique entre l'os et le ciment d'une part et le ciment et l'implant fémoral d'autre part de façon à créer des interfaces durables. Les ciments disponibles commercialement sont généralement de bonne qualité, mais il appartient au chirurgien et à son équipe chirurgicale de le manipuler efficacement de façon à en obtenir le résultat optimum pour son patient. En effet, les raisons qui mènent au descellement aseptique sont causées par des effets mécaniques et biologiques. Dans le but de prolonger la durée de vie des PTH cimentées, une étude par la méthode des éléments finis est réalisée afin d'étudier la distribution des contraintes dans le ciment. Aujourd'hui, la méthode des éléments finis est un outil standard largement utilisé dans tous les domaines en particulier en biomécanique pour évaluer précisément la distribution des contraintes et des déformations dans les structures complexes. Les résultats sont obtenus une fois la géométrie, les propriétés des matériaux, les conditions aux limites et les chargements soigneusement définis [14].

Les méthodes numériques de calcul présentent les avantages suivant :

- Une possibilité d'analyser des géométries très complexes avec une variété de chargements et des conditions d'appuis complexes pour n'importe quelle loi de comportement.
- La méthode des éléments finis est basée sur une discrétisation d'un domaine continu en sous-domaines de formes géométriques simples que l'on appelle éléments finis interconnectés en des points appelés nœuds. De plus, On définit dans chaque élément une approximation adéquatée de la solution qui permet la résolution du problème en fonction uniquement des valeurs aux nœuds. Le déroulement du calcul par éléments finis est présenté sur la figure II-1.

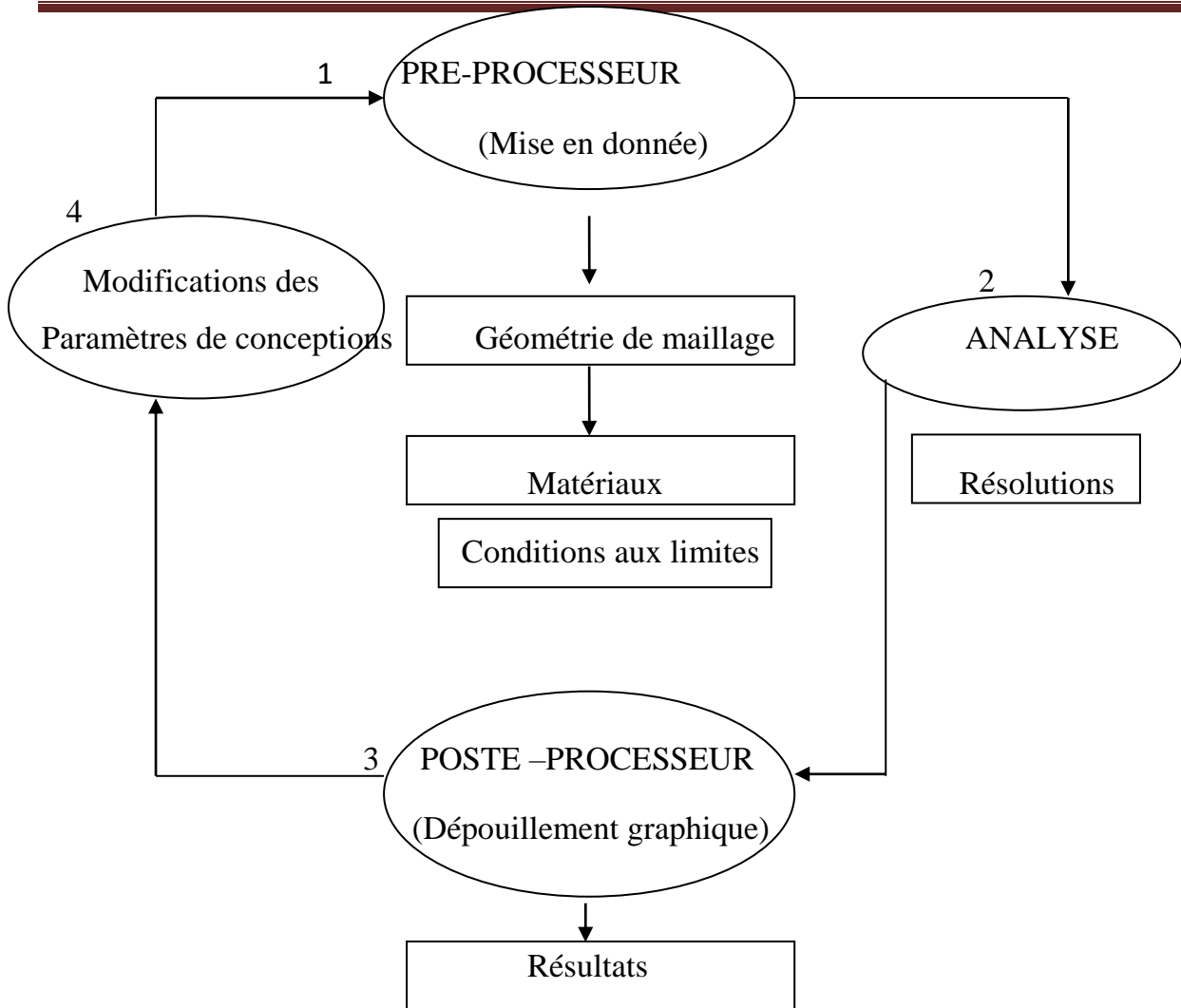


Figure II-1 : Représentation de l'organigramme pour la plupart des codes de calculs par la M.E.F.

Pour mieux comprendre les problèmes de descellement des prothèses fémorales, nous avons développé un modèle numérique du système « fémur, ciment, implant ». Il représente la prothèse dans son environnement anatomique. Puis on a analysé la distribution des contraintes dans le ciment pour différentes valeurs de l'interdigitation de ciment dans l'os. Ceci nous permet de savoir l'effet de la variation des propriétés mécaniques de l'interface os-ciment sur les contraintes dans le manteau de ciment et cela a pour but de prévoir les zones d'initiation de fissure et d'endommagement.

II.1. Modélisation numérique

II.1.1. Model géométrique

L'obtention du modèle 3D solide du fémur d'un patient consiste à prendre des images de la région d'intérêt à l'aide d'une technique d'imagerie médicale (CT-scan). L'épaisseur de

chacune des tranches est de 1 mm pour la partie proximale jusqu'au petit trochanter et de 8 mm du petit trochanter à la partie la plus distale de la diaphyse. A l'aide de la luminosité des clichés tomographiques ; deux régions peuvent être distinguées (os corticale et os spongieux). La reconstruction 3D des deux régions se réalise séparément. La figure II.2, Montre les étapes de reconstruction 3D du fémur [14].

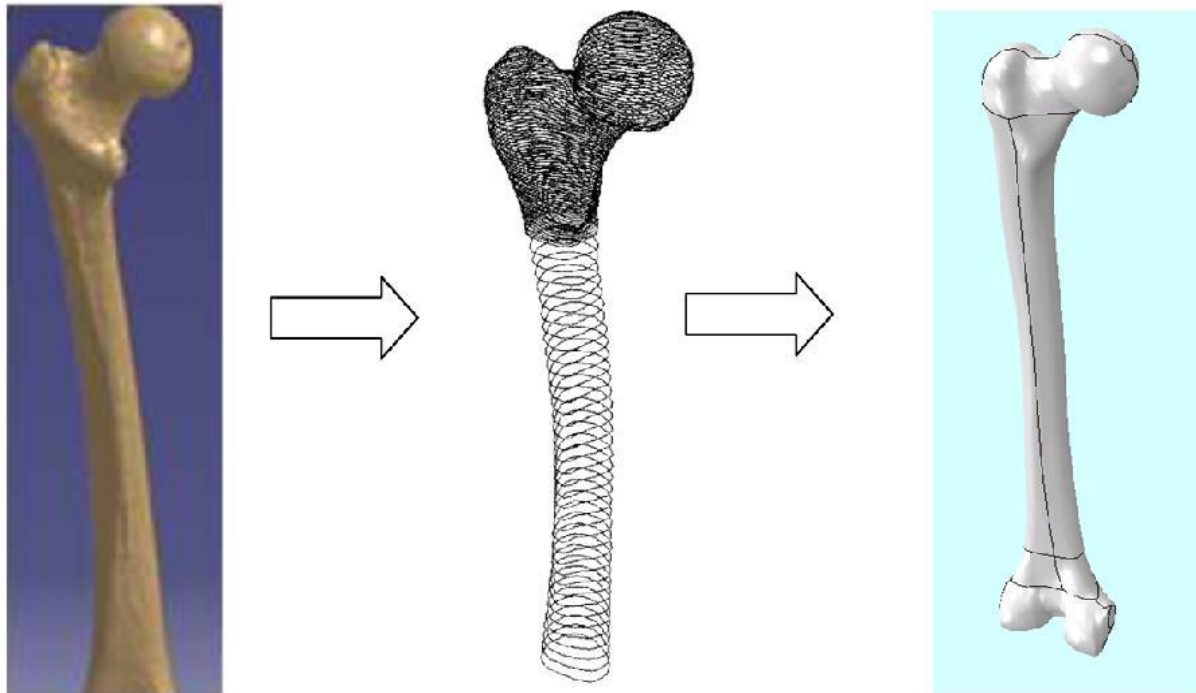


Figure II.2. Numérisation de l'os fémorale

L'assemblage du ciment, implant et fémur a été réalisé à l'aide du logiciel SolidWorks. Le positionnement de la prothèse par rapport au fémur a été réalisé afin de donner une jonction proche de celle reconstruite réellement par le chirurgien. La figure II.3 montre une section de la jonction reconstruite. La position de la prothèse est réalisée de tel sorte que le ciment orthopédique possède une épaisseur uniforme de 2 mm autour de l'implant afin d'homogénéiser le transfert de charges vers l'os.

Sur la figure II.4 sont représentées les composantes de la prothèse fémorale, on note que le ciment orthopédique est en contact direct avec l'os corticale. La prothèse utilisée est une prothèse normalisée de type CMK3 [2, 15]. Nous avons pris le type d'implant fémoral de troisième génération de CARNLEY MILLER KERBOUL (CMK3) puisqu'il est le plus disponible sur le marché national.

La position de l'implant est repérer en position référence (debout/face) par deux angles :

-Angle d'inclinaison égale à 130 degrés (figure II.5.A).

-Angle d'antéversion égale à 15 degrés (figure II.5.B).

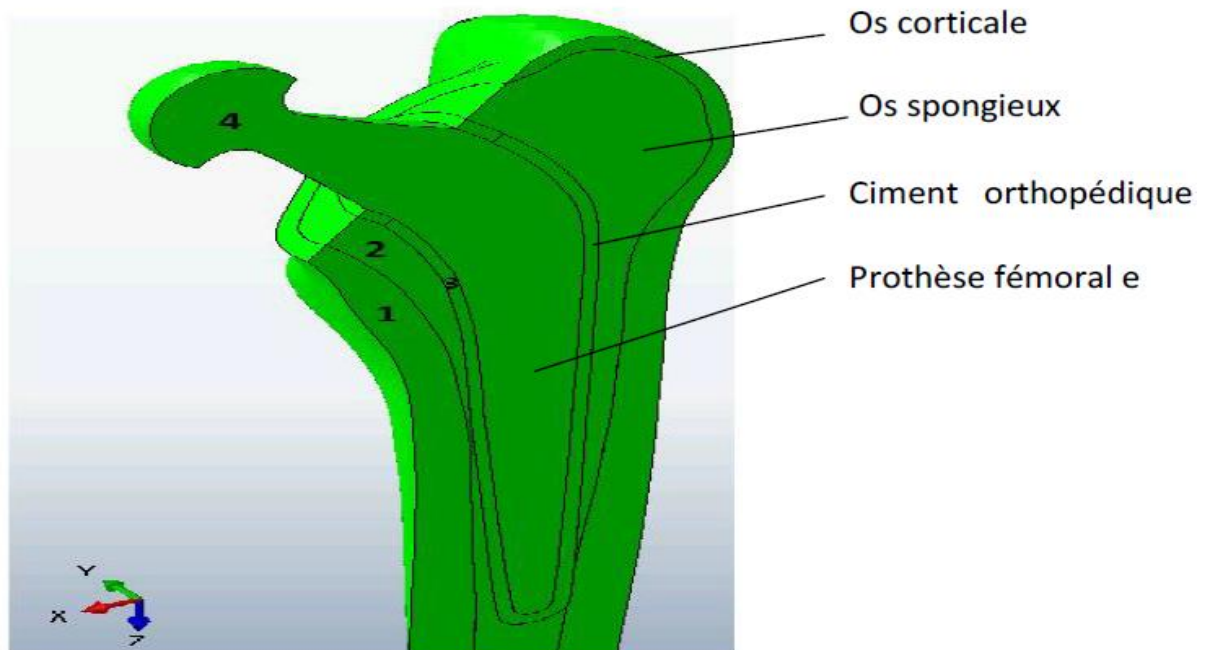


Figure II.3 : Modèle tridimensionnel de la prothèse

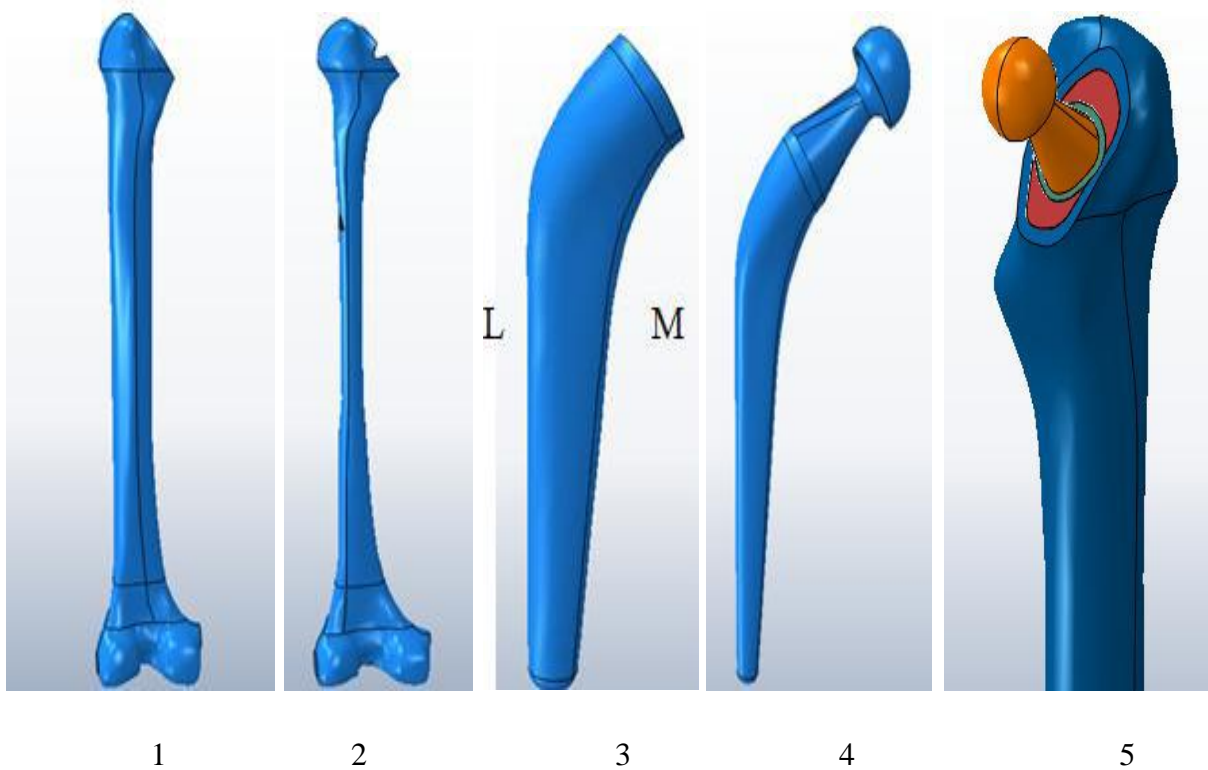


Figure II.4 : Modèle tridimensionnel de la prothèse totale de hanche : (1) os cortical (2) os spongieux (3) ciment orthopédique (4) implant fémoral (5) modèle assemblé

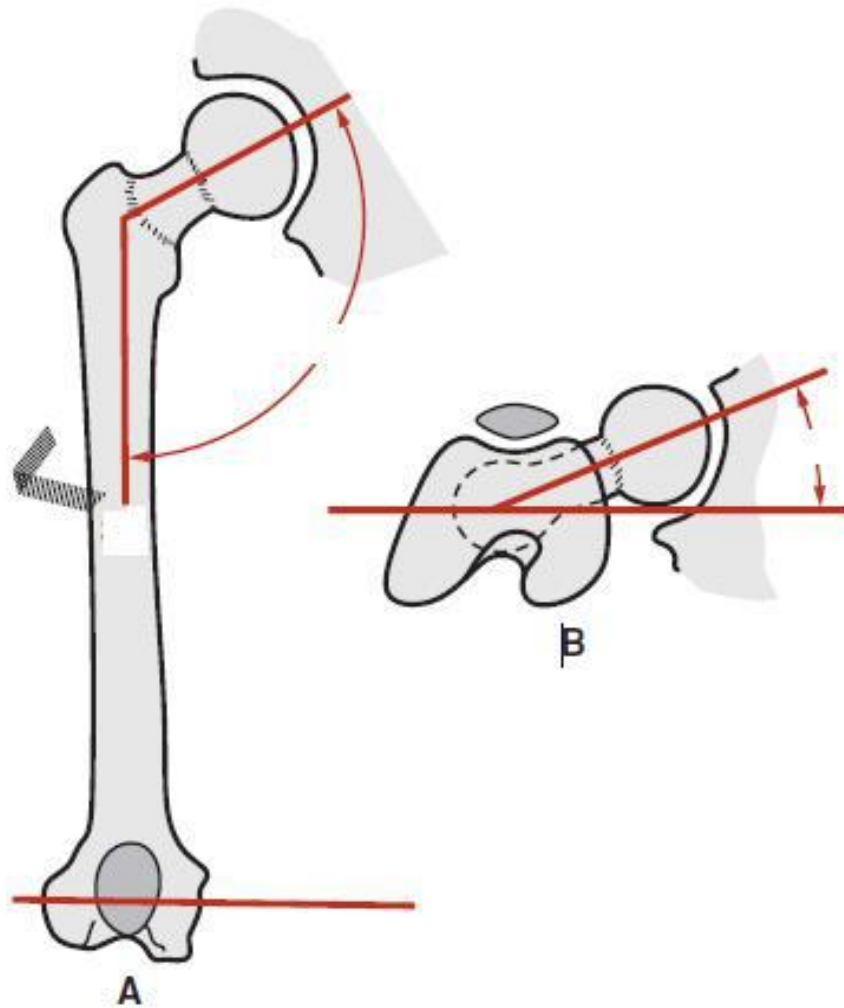


Figure II.5 : A : angle d'inclinaison et B : angle d'antéversion

Perez et al.[31] ont simulé le décollement de l'interface os-ciment au moyen d'un modèle de rupture en mode mixte. Le comportement mécanique des éléments qui relient les deux parties de l'interface (os et ciment) est établi en termes des mouvements relatifs entre l'os et le ciment (δ) et les tractions (t) transmises à travers l'interface. Pour chaque direction, normale et tangentielle, ils ont introduit 04 paramètres : t (contrainte apparente), δ (Le déplacement relatif maximal dans la région linéaire), K (rigidité) et G (énergie de rupture critique). Tous ces paramètres peuvent être liés à la quantité de ciment interdigitée dans l'os par les équations suivantes :

$$t=0.811+0.002524.q_{int}+0.0000268(q_{int}.\theta)$$

$$G=0.064+ 0.001578.q_{int}+ 0.0000249.(q_{int} .\theta)$$

$$\delta=0.898+ 0.0000142.(q_{int} .\theta)$$

$\theta=0$: t, G, δ dans la direction normale

$\theta=90$: t, G, δ dans la direction tangentielle

Notre évaluation tient compte de différentes propriétés mécaniques de l'interface comme il est indiqué dans tableau II.1 :

Q _{CP} (mg/cc mm)		t (MPa)	δ (mm)	K (MPa/ mm)	G (N/mm)
100	Tangentielle	1.3046	0.082	15.91	0.4459
	Normale	1.0634	0.07	15.19	0.2218
263.4	Tangentielle	2.1111	0.082	25.75	1.0698
	Normale	1.4758	0.07	21.08	0.4796
478.5	Tangentielle	3.1728	0.082	38.69	1.8913
	Normale	2.0187	0.07	28.83	0.8190

Tableau II.1 : les différentes propriétés mécaniques de l'interface en fonction de la pénétration de ciment dans l'os [31]

II.1.2. Propriété mécanique

Les propriétés mécaniques des composants de la prothèse fémorale ont été prises des travaux précédents [15, 16, 25] et sont présentées dans le tableau II.2. L'os Cortical et spongieux, l'implant, et le ciment orthopédique sont considérés comme des matériaux élastiques et isotropes.

Matériaux	Module de Young E (MPa)	Coefficient de Poisson ν
Os cortical	17000	0.30
Os spongieux	2000	0.30
Ciment (PMMA)	2300	0.30
implant métallique	210000	0.30

Tableau II.2 : Propriétés mécaniques des composants de la PTH

II.1.3. Conditions aux limites du modèle

Notre étude est basée sur les travaux effectués par Pauwels [13, 16] concernant les charges qui agissent sur la tête fémorale. L'intensité de la force de compression agissant durant la période d'appui monomodale, est environ 4 fois le poids du corps, soit 250 kg pour une personne pesant 70 kg en position monopodale. La valeur de 2,5KN est choisie pour effectuer nos calculs par éléments finis sur la Prothèse fémoral. La partie distale du fémur est encastrée (figure II.6). Le contact entre les différentes composantes de la PTH est considéré comme rigide continue.

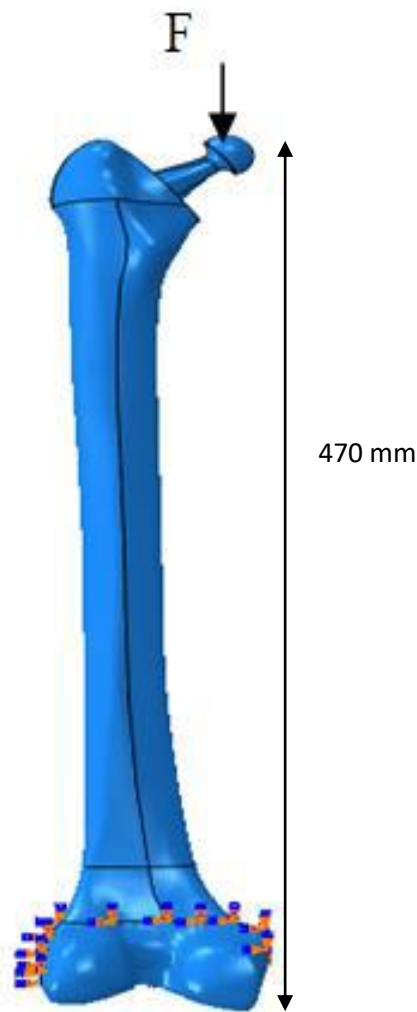


Figure II.6 : Représentation schématique des conditions aux limites imposées.

II.1.4. Maillage

La fiabilité des résultats obtenus nécessite un maillage très raffiné. En effet, le ciment est un élément déterminant de la prothèse. Le raffinement de son maillage est d'une grande

importance pour l'analyse de la structure. La figure II.7 montre le maillage des différentes composantes de la PTH. La figure montre un raffinement de maillage pour le ciment.

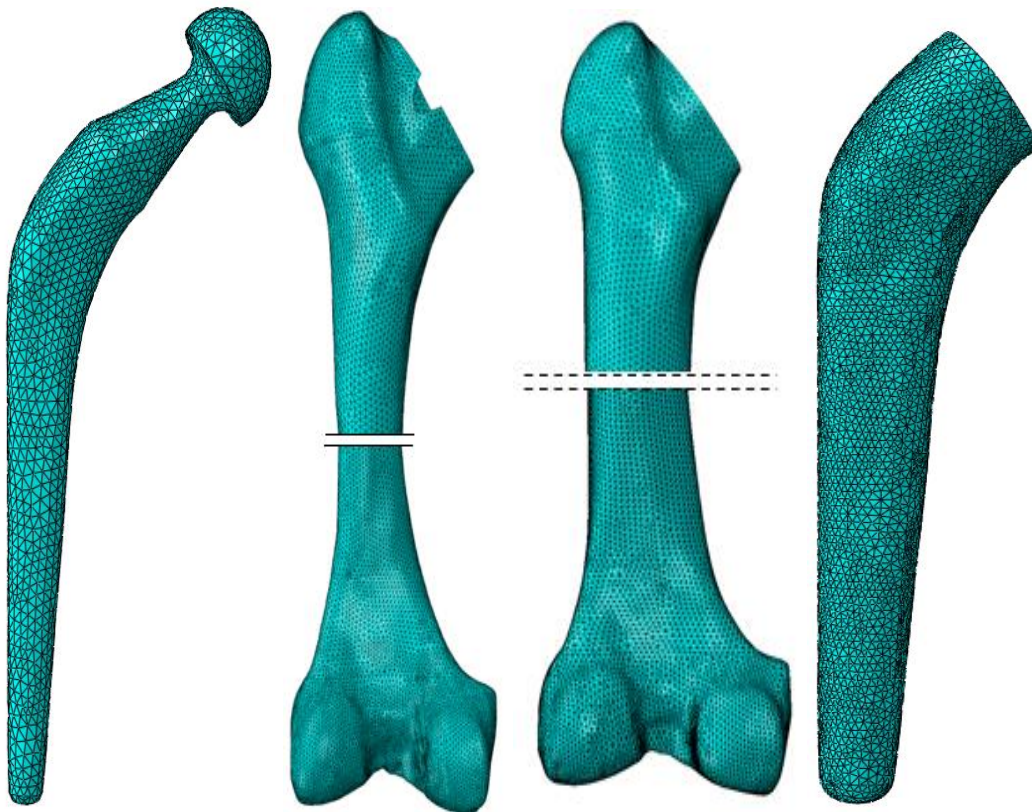


Figure II.7 : Maillage de la prothèse analysée

Le tableau II.3 représente les nombres et types d'éléments utilisés pour le maillage de notre modèle.

Composant	Nombre d'éléments	Type d'éléments
Implant	24096	Tétraédrique
Ciment	43604	Tétraédrique
Os spongieux	446424	Tétraédrique
Os cortical	286392	Tétraédrique

Tableau II.3 : Nombres et types d'élément de chaque composant du modèle étudié

II.2. Résultats

II.2.1 Distribution des Contraintes dans le ciment

II.2.1.1 Contraintes équivalentes

Le ciment est un élément très déterminant de la prothèse totale de hanche. Son analyse est d'une grande importance pour la durée de vie de la prothèse. Nous avons étudié la distribution et l'intensité des contraintes dans le ciment pour différentes propriétés mécaniques de l'interface os-ciment, les résultats obtenus sont représentés dans la figure II.8. La figure

(II.8.a) montre deux zones de forte concentration des contraintes équivalentes : une zone proximale et l'autre médiane. Elle peut atteindre 17.5 MPa. Dans le reste de cette composante, les contraintes sont très faibles. Plus les propriétés mécaniques de l'interface augmentent plus les contraintes équivalentes diminuent, mais la concentration reste localisée dans les régions où le ciment est en contact directe avec l'os cortical.

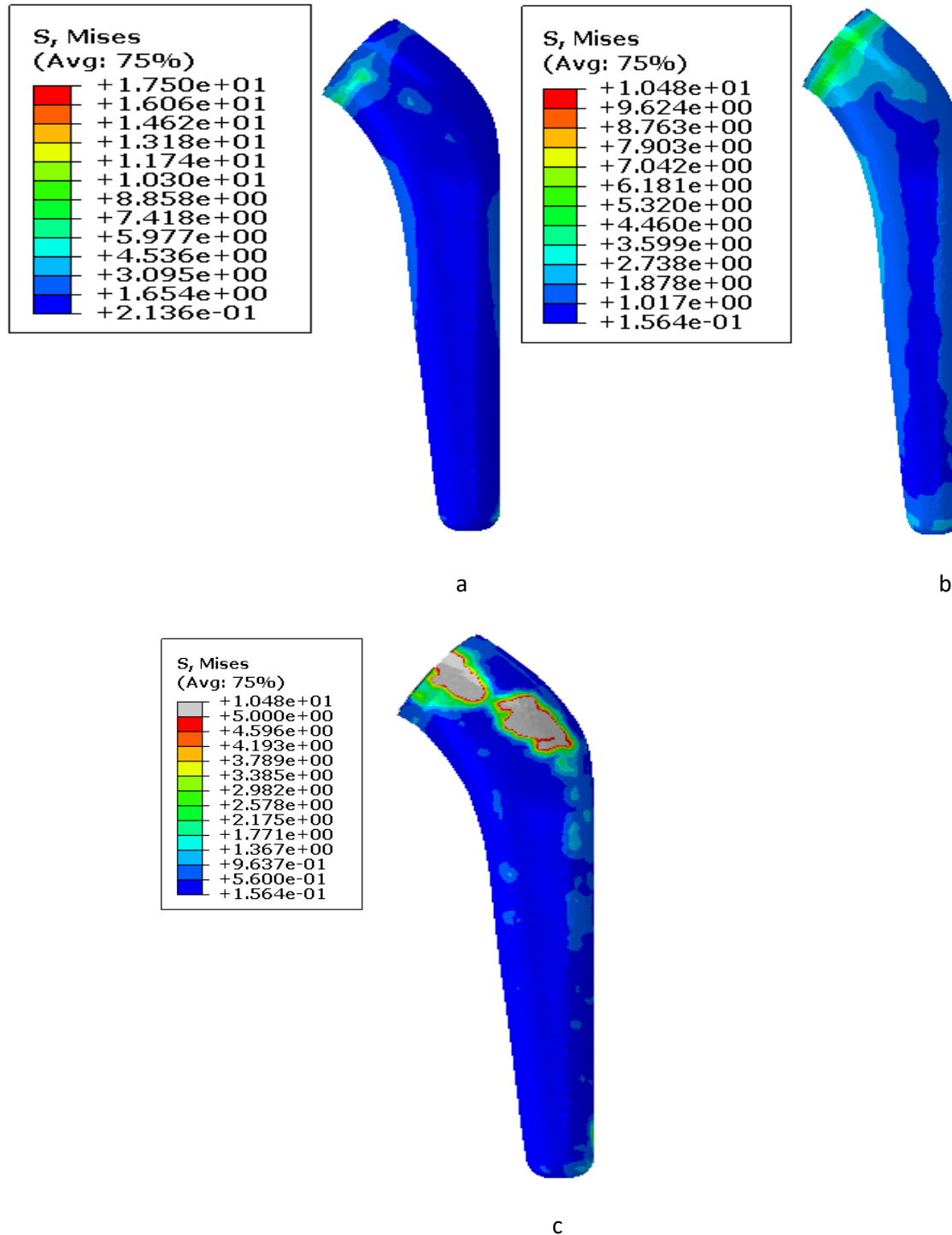


Figure II.8 : Répartition des contraintes de Von Mises dans le ciment pour différentes propriétés mécaniques de l'interface, (a) $Q_{cp}=100$, (b) $Q_{cp}=263.4$ et (c) $Q_{cp}=478.5$ mg/cc mm. [MPa]

II.2.1.2. Contraintes radiales

La contrainte équivalente ne peut pas donner d'informations sur la façon dont le ciment est sollicité, et puisque le ciment se comporte différemment sous tension et compression (résistant en compression, mais faible et fragile sous tension), on a choisi d'analyser la distribution de la contrainte normale dans un système de coordonnées cylindriques que montre la figure II.9

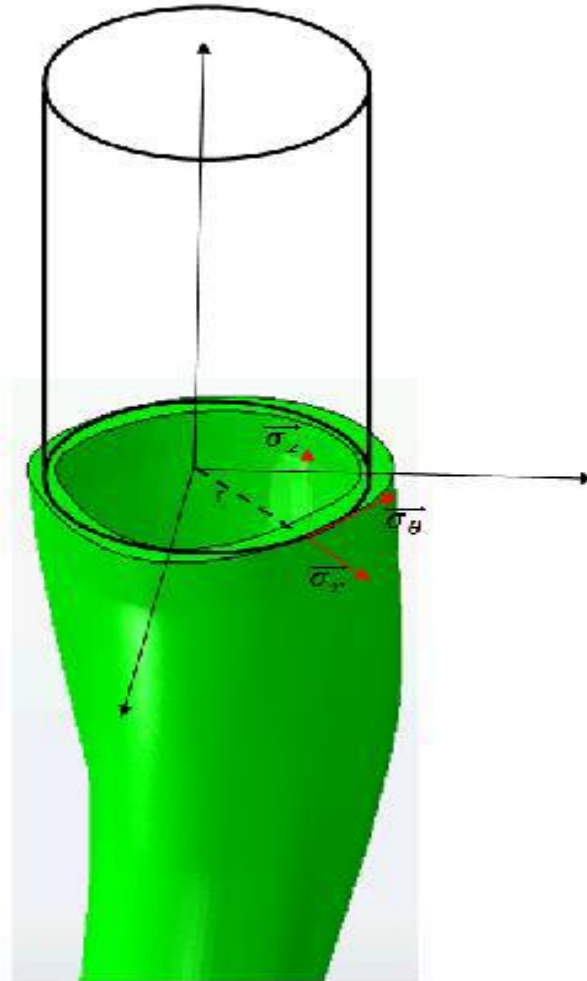


Figure II.9 : système de coordonnées cylindriques

Sur la figure II.10 nous avons montré la distribution des contraintes radiales et leur amplitude dans le ciment orthopédique pour différentes propriétés mécaniques de l'interface os-ciment. Cette figure montre que les contraintes de traction ont diminué avec l'accroissement des propriétés mécaniques de l'interface, contrairement aux contraintes de compression. Bien que le ciment résiste mal à la traction, mais puisqu'il résiste bien à la compression, alors il n'y a pas de risque d'endommagement.

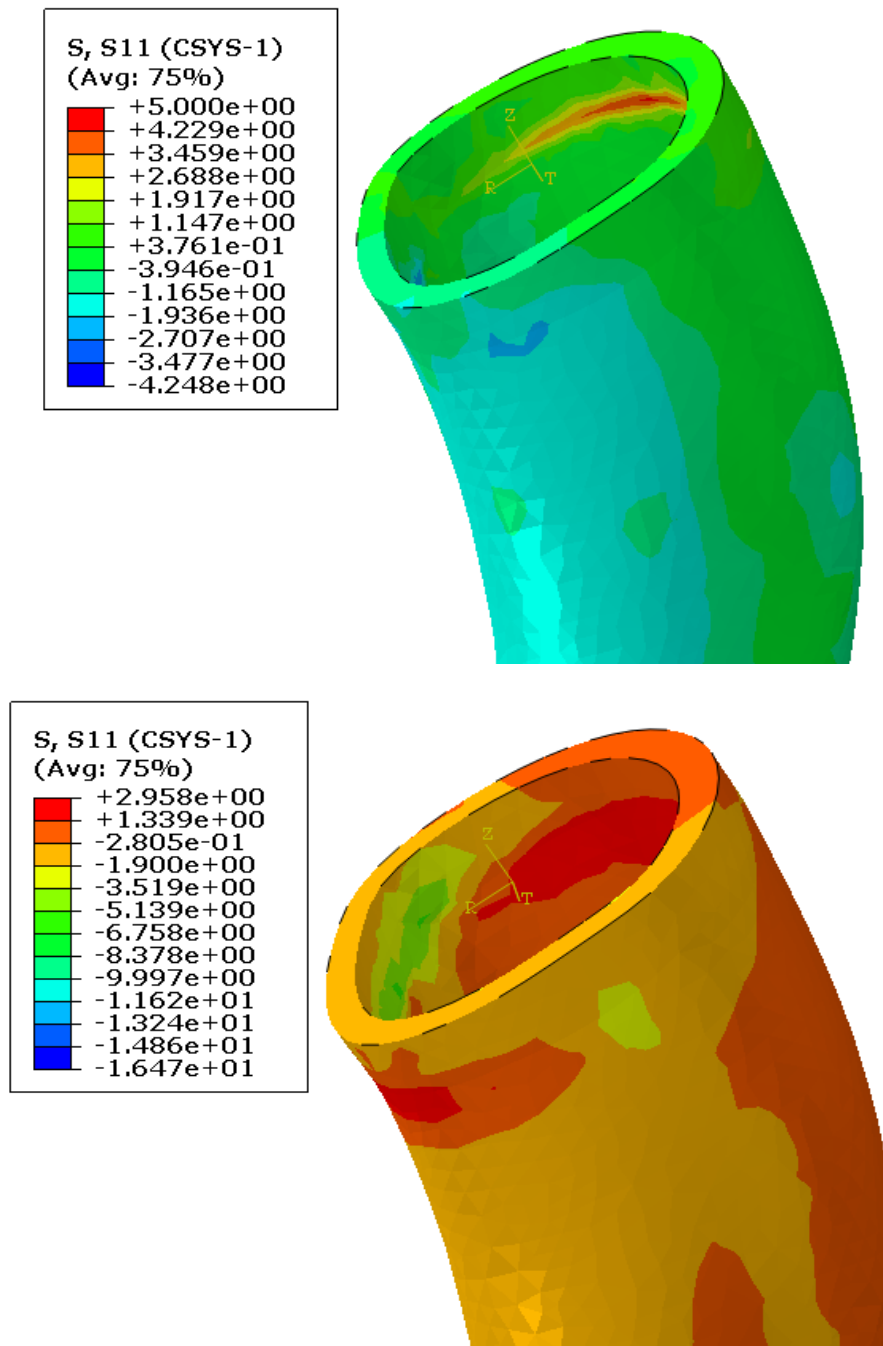


Figure II.10 : Répartition des contraintes radiales dans le ciment orthopédique pour différentes propriétés mécaniques de l'interface [MPa].

II.2.1.3. Contraintes circonférentielles

La figure II.11 nous montre la distribution des contraintes circonférentielles et leur amplitude dans le ciment orthopédique pour différentes propriétés mécaniques de l'interface os-ciment. Contrairement aux contraintes radiales, les contraintes de traction et même de compression

ont diminué avec l'évolution des propriétés mécaniques de l'interface. Dans la zone où le ciment rentre en contact direct avec l'os cortical, les contraintes de traction ont la plus forte intensité, elles atteignent 03 MPa. Dans la partie restante du ciment leur niveau est relativement faible. L'analyse de la répartition des contraintes circonférentielles ($\sigma_{\theta\theta}$) montre que la partie du ciment la plus exposée est celle en contact direct avec l'os cortical. C'est dans cette partie que le ciment est fortement sollicité. Ainsi, la position de la prothèse dans le fut du fémur (le mode de pose) et le contact entre les différentes composantes de la prothèse jouent un rôle sur le niveau des contraintes engendrées dans le ciment orthopédique.

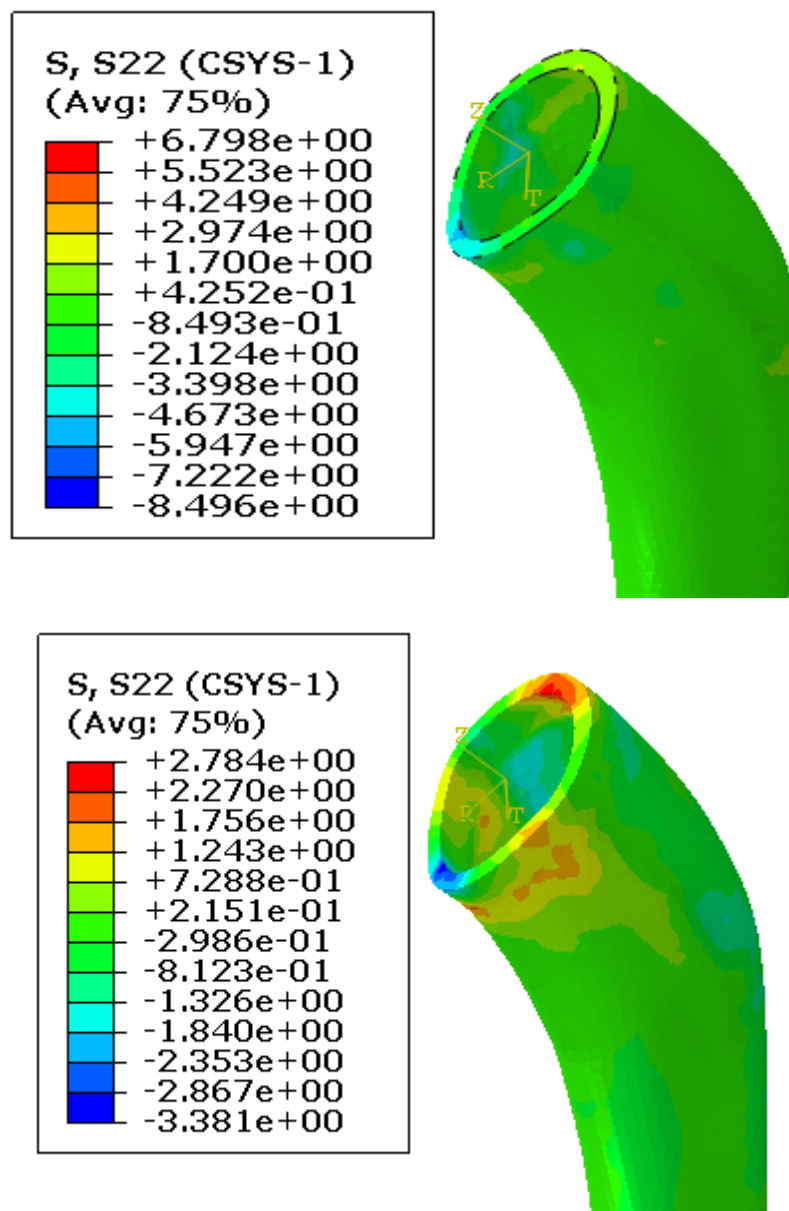


Figure II.11 : Répartition des contraintes circonférentielles dans le ciment orthopédique pour différentes propriétés mécaniques de l'interface [MPa].

II.2.1.4. Contraintes de cisaillement

La figure II.12 illustre la répartition et le niveau des contraintes tangentielles dans le ciment orthopédique pour différentes propriétés mécaniques de l'interface os-ciment. L'analyse de cette figure montre que ces contraintes changent de signe dans le ciment. On remarque cette fois-ci que même la partie médiane est sollicitée d'une légère traction (elle peut atteindre 2 MPa). Une petite diminution des deux contraintes (traction et compression) est observée dans le cas de progression des propriétés mécaniques. Les valeurs trouvées sont inférieures à la contrainte de cisaillement maximal du ciment qui est de l'ordre de 40MPa.

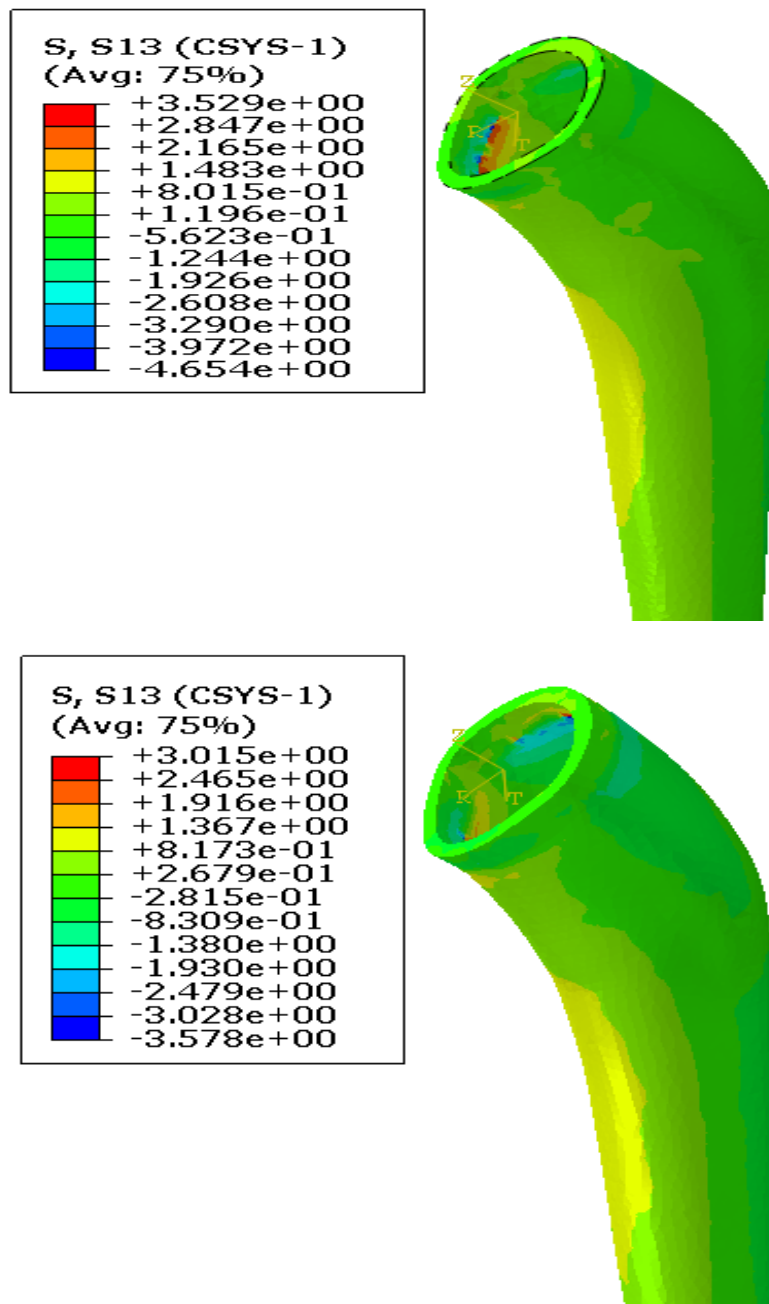


Figure II.12 : Répartition des contraintes de cisaillement dans le ciment orthopédique pour différentes propriétés mécaniques de l'interface [MPa].

II.2.2. Contraintes dans l'implant

L'implant prothétique est un élément essentiel de la prothèse ; sa fiabilité et sa tenue en fatigue est d'une grande importance pour une PTH qui dure. Nous avons analysé la distribution et l'intensité des contraintes équivalentes de Von Mises dans l'implant. Les résultats obtenus sont illustrés sur la figure II.13.

Dans notre travail, nous avons utilisé la troisième génération des implants de charnley (MILLER KEROUUL ou CMK3).

Nous remarquons que pour tous les cas, cette contrainte est concentrée sur la tête de l'implant, exactement au niveau du point d'application de la force. Donc, le chargement entraîne une très forte contrainte équivalente dans la tête de l'implant. L'amplitude de cette contrainte est considérable (367 MPa).

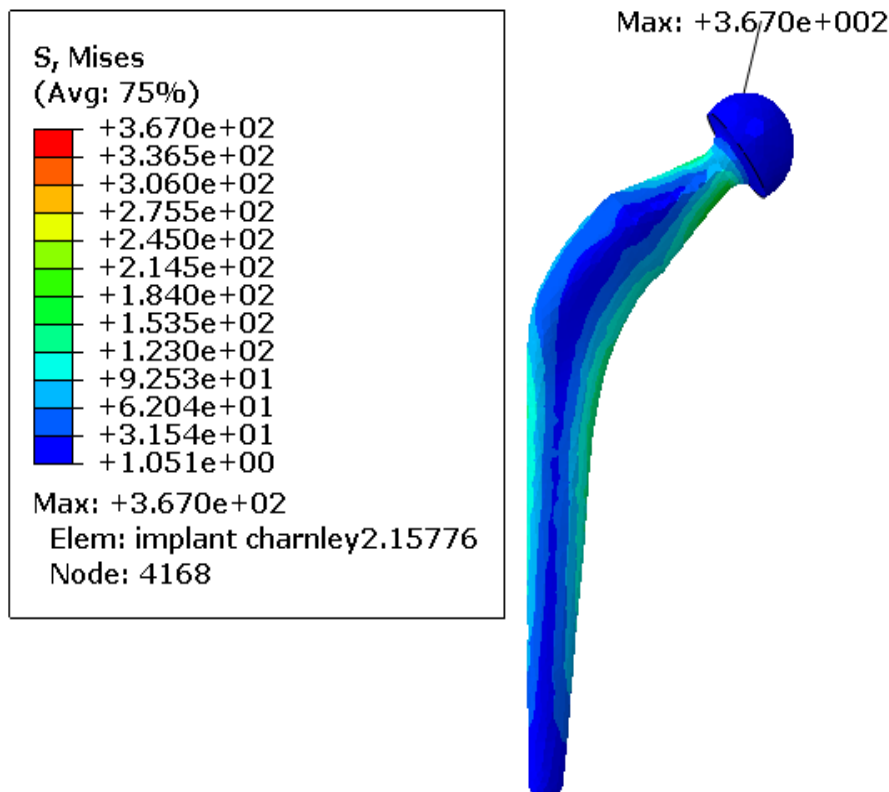


Figure II.13 : Répartition des contraintes de Von Mises dans l'implant [MPa].

II.2.3. Contraintes dans l'os cortical

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

Dans la figure II.14 on constate que les contraintes les plus significatives sont localisées dans la partie médiane de l'os cortical, la contrainte maximale est de l'ordre 37 MPa.

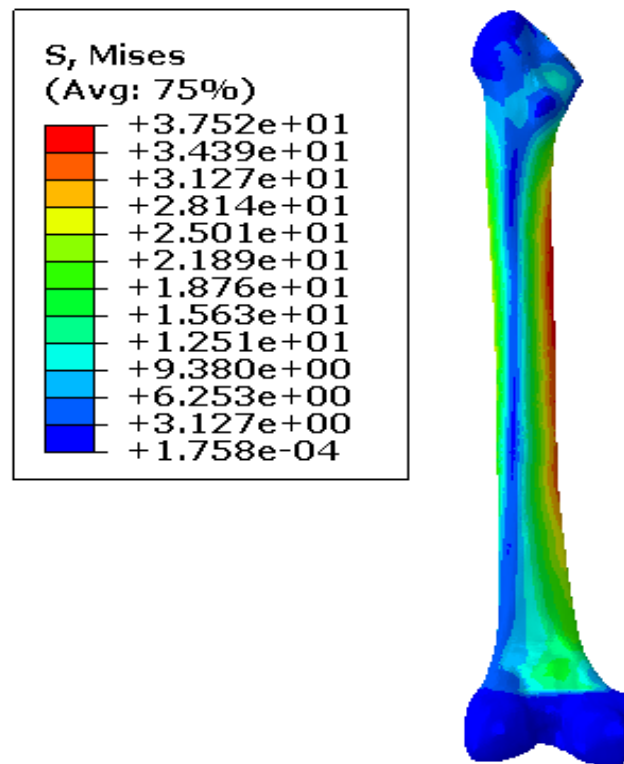


Figure II.14 : Répartition des contraintes de Von Mises dans l'os cortical [MPa].

II.2.4. Contraintes dans l'os spongieux

La figure II.15 montre la répartition des contraintes de Von Mises dans l'os spongieux. On remarque que l'intensité des contraintes de Von mises est moins importante dans l'os spongieux (elle atteint 3.6 MPa) que dans l'os cortical (elle atteint 37.5 MPa).

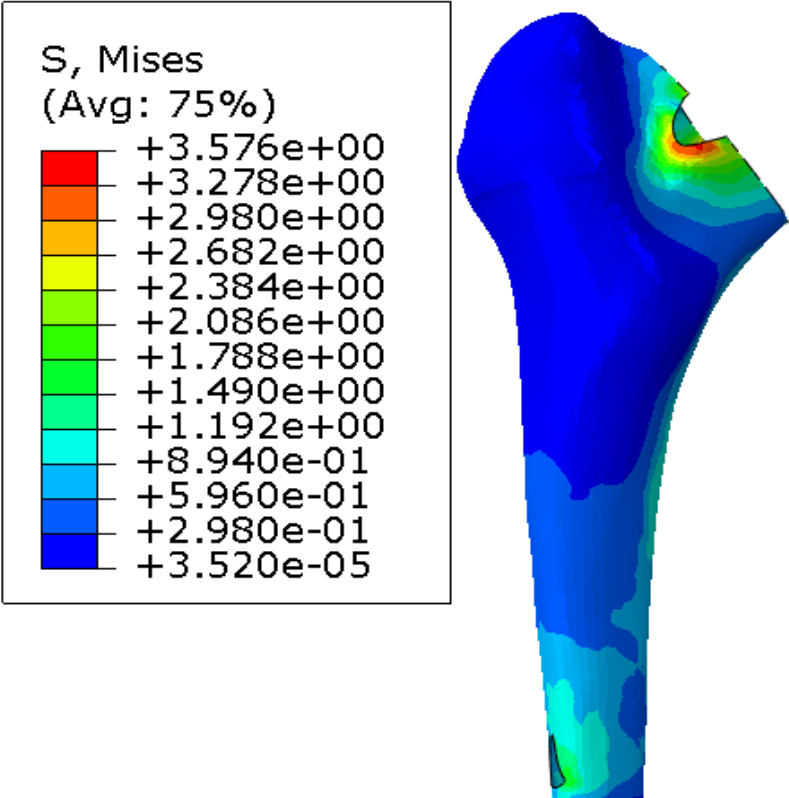


Figure II.15 : Répartition des contraintes de Von Mises dans l'os spongieux [MPa].

Chapitre III

Introduction :

Pour une meilleure compréhension du comportement mécanique des interfaces os-ciment et ciment-implant, nous avons analysé les contraintes à l'interface os-ciment pour connaître l'état du contact. L'interface doit résister aux contraintes mécaniques exercées sur la tête fémorale qui peuvent conduire au décollement des deux surfaces en contact et par conséquent le descellement de la tige fémorale.

A cet effet le comportement d'interface est un facteur important pour déterminer la force d'adhérence entre l'os et le ciment et, par conséquent, la durée de vie PTH. Perez et al.[31] ont simulé le décollement de l'interface os-ciment au moyen d'un modèle de rupture en mode mixte (Fig.III.1). Le comportement mécanique des éléments qui relient les deux parties de l'interface (os et ciment) est établi en termes des mouvements relatifs entre l'os et le ciment (δ) et les tractions (t) transmises à travers l'interface. Pour chaque direction, normale et tangentielle, ils ont introduit 04 paramètres : t (contrainte apparente), δ (Le déplacement relatif maximal dans la région linéaire), K (rigidité) et G (énergie de rupture critique). Tous ces paramètres peuvent être liés à la quantité du ciment interdigitée dans l'os (Q_{cp}) (voir Fig. III.2) et l'angle de la charge par les équations suivantes :

$$t=0.811+0.002524.q_{int}+0.0000268(q_{int}.\theta)$$

$$G=0.064+ 0.001578.q_{int}+ 0.0000249. (q_{int} .\theta)$$

$$\delta=0.898+ 0.0000142.(q_{int} .\theta)$$

$\theta=0$: t , G , δ dans la direction normale

$\theta=90$: t , G , δ dans la direction tangentielle

Notre évaluation tient compte des différentes propriétés mécaniques de l'interface comme est mentionné dans le tableau III.1. L'objectif de cette étude concerne l'étude du comportement du contact entre deux surfaces (os, ciment) pour prédire le comportement à la rupture des prothèses de hanche cimentées dans les conditions de chargement statique en utilisant le code de calcul ABAQUS. Nous avons étudié le comportement mécanique à la rupture des interfaces de la prothèse totale de hanche sous l'effet d'un poids corporel moyen de 75 kg en

utilisant le modèle du chapitre précédent, pour prédire les zones où le décollement peut se produire.

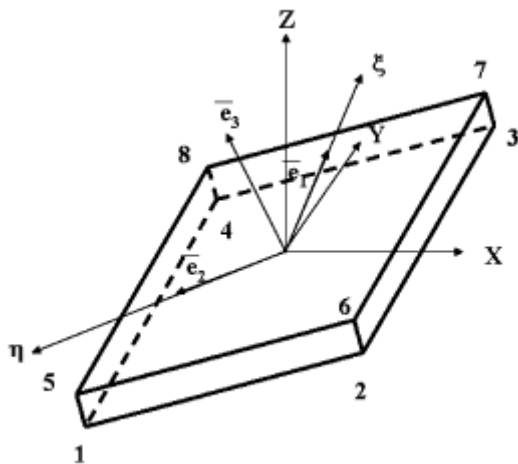


Fig III.1 : élément de l'interface

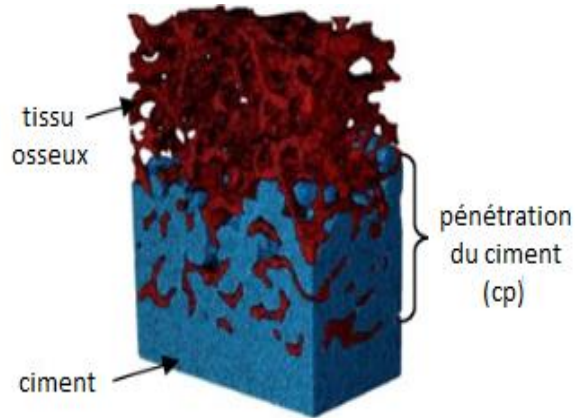


Fig. III.2 : Interdigitation du ciment et de l'os

Q_{CP} (mg/cc mm)		t (MPa)	δ (mm)	K (MPa/ mm)	G (N/mm)
100	Tangentielle	1.3046	0.082	15.91	0.4459
	Normale	1.0634	0.07	15.19	0.2218
263.4	Tangentielle	2.1111	0.082	25.75	1.0698
	Normale	1.4758	0.07	21.08	0.4796
478.5	Tangentielle	3.1728	0.082	38.69	1.8913
	Normale	2.0187	0.07	28.83	0.8190

Tableau III.1 : les différentes propriétés mécaniques de l'interface en fonction de la pénétration de ciment dans l'os [31].

III.1 Modélisation numérique du comportement d'interface

III.1.1 Model géométrique

L'obtention du modèle 3D solide du fémur d'un patient consiste à prendre des images de la région d'intérêt en utilisant la technique d'imagerie médicale (CT-scan). La largeur des tranches est de 1 mm pour la partie proximale jusqu'au petit trochanter et de 8 mm du petit trochanter à la partie la plus distale de la diaphyse. A l'aide de la luminosité des clichés tomographiques ; deux régions peuvent être distinguées (os corticale et os spongieux). La

reconstruction 3D des deux régions se réalise séparément. L'assemblage du ciment, implant et fémur a été réalisé à l'aide du logiciel SolidWorks. Le positionnement de la prothèse par rapport au fémur a été réalisé afin de donner une jonction proche de celle reconstruite réellement par le chirurgien.

III.1.2 Propriété mécanique des composants de la prothèse

Les propriétés mécaniques des composants de la prothèse fémorale ont été prises des travaux précédents [15, 16, 25] et sont présentées dans le tableau III.2. L'os Cortical et spongieux, l'implant, et le ciment orthopédique sont considérés comme des matériaux élastiques et isotropes.

Matériaux	Module de Young E (MPa)	Coefficient de Poisson ν
Os cortical	17000	0.30
Os spongieux	2000	0.30
Ciment (PMMA)	2300	0.30
implant métallique	210000	0.30

Tableau III.2: Propriétés mécaniques des composantes de la PTH.

III.1.3 Propriété mécanique et maillage

Pour savoir l'état de l'interface os-ciment orthopédique après l'application de la charge, nous avons modélisé l'interaction entre les deux surfaces en contact par l'introduction des propriétés d'endommagement donné dans le tableau III.1. Pour le maillage de notre modèle numérique, environ 800516 éléments de type tétraédrique ont été utilisés (Tableau III.3). Le raffinement du maillage du ciment est d'une grande importance pour l'analyse de la structure. La figure III.3 montre le maillage des différentes composantes de la PTH.

Composant	Nombre d'éléments	Type d'éléments
Implant	24096	Tétraédrique
Ciment	43604	Tétraédrique
Os spongieux	446424	Tétraédrique
Os cortical	286392	Tétraédrique

Tableau III.3: Nombres et types d'élément de chaque composant du modèle étudié.



Figure III.3 : Maillage de la prothèse analysée.

Nous considérons les mêmes conditions aux limites et chargement pris en compte dans le chapitre II (figure III.4).

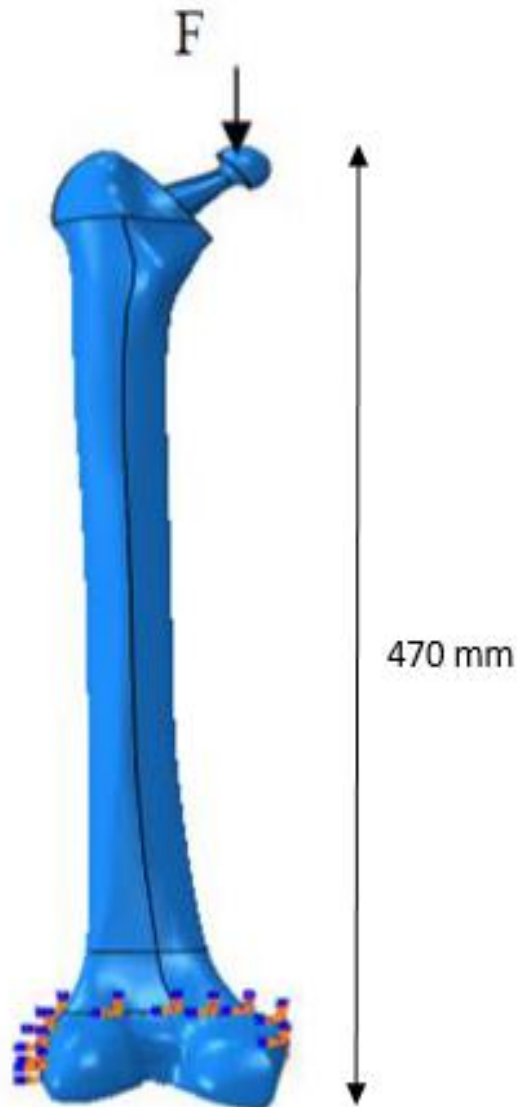


Figure III.4 : Représentation schématique des conditions aux limites imposées.

III.1.4 Critère de décollement

III.1.4.1 Comportement cohésive des surfaces en contact

Cette section décrit les spécifications générales du comportement des surfaces en contact. Ce comportement est dédié aux situations dans lesquelles l'épaisseur de la colle est négligeable. Le vecteur contrainte de contact (t) se compose en 3 dimension à t_n , t_s et t_t , ses dernier sont relie a la séparation de l'interface δ_n , δ_s et δ_t par la relation élastique suivante :

$$t = \begin{Bmatrix} t_n \\ t_s \\ t_t \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} K_{nn} & K_{ns} & K_{nt} \\ K_{ns} & K_{ss} & K_{st} \\ K_{nt} & K_{st} & K_{tt} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \delta_n \\ \delta_s \\ \delta_t \end{Bmatrix} = k\delta \quad (1)$$

K : tenseur rigidité de l'interface

La modélisation cohésive de l'endommagement nous permet de simuler la dégradation et la rupture entre les deux surfaces en contact. Le mécanisme d'endommagement du contact se divise en deux critères :

- L'initiation de l'endommagement.
- L'évolution de l'endommagement.

La réponse initiale est supposé linéaire élastique. Dès que le critère d'initiation d'endommagement est vérifié, l'endommagement suit une loi définie (linéaire ou exponentielle). La figure III.5 montre une rupture cohésive de type traction-séparation.

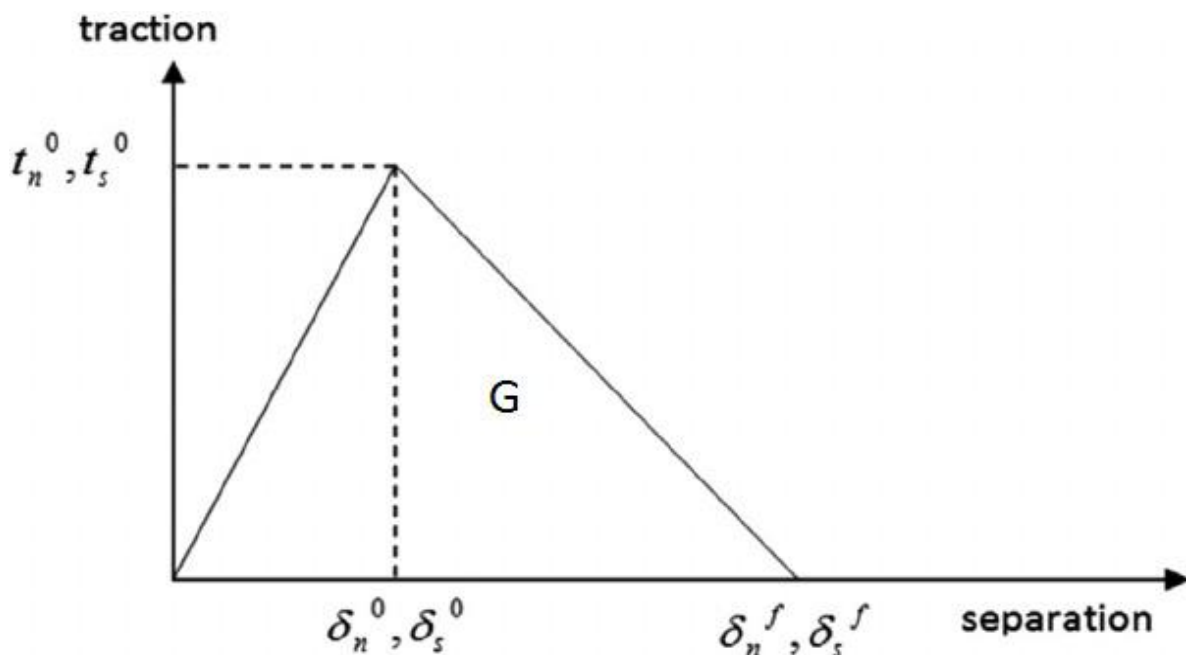


Figure III.5 : réponse traction-séparation.

III.1.4.2 Initiation de l'endommagement

Il y a plusieurs critères pour considérer l'initiation de l'endommagement :

- 1- Critère de la contrainte maximale

$$\text{Max} \left\{ \frac{t_n}{t_n^0}, \frac{t_s}{t_s^0}, \frac{t_t}{t_t^0} \right\} = 1 \quad (2)$$

1- Critère de la séparation maximale

$$\text{Max} \left\{ \frac{\delta_n}{\delta_n^0}, \frac{\delta_s}{\delta_s^0}, \frac{\delta_t}{\delta_t^0} \right\} = 1 \quad (3)$$

2- Critère de la contrainte quadratique

$$\left\{ \frac{(t_n)}{t_n^0} \right\}^2 + \left\{ \frac{(t_s)}{t_s^0} \right\}^2 + \left\{ \frac{(t_t)}{t_t^0} \right\}^2 = 1 \quad (4)$$

3- Critère de la séparation quadratique

$$\left\{ \frac{(\delta_n)}{\delta_n^0} \right\}^2 + \left\{ \frac{(\delta_s)}{\delta_s^0} \right\}^2 + \left\{ \frac{(\delta_t)}{\delta_t^0} \right\}^2 = 1 \quad (5)$$

Avec $\delta_n^0, \delta_s^0, \delta_t^0$: représente les valeurs pics de la séparation du contact quand la séparation est purement normale et purement de cisaillement.

III.1.4.3 L'évolution de l'endommagement

La loi d'évolution de l'endommagement décrit l'évolution de la dégradation de la rigidité d'interface après que le critère d'initiation est vérifié. Une variable scalaire d'endommagement D est introduite pour représenter l'endommagement en un point de contact (Eq 6). La variable D prend initialement une valeur de 0. Le paramètre d'endommagement D évolue entre 0 et 1. Les composants de la contrainte de contact sont reliés au paramètre d'endommagement D par les équations suivantes :

$$t_n = \left\{ \frac{1}{t_n} - D \right\} \bar{t}_n \quad ; \bar{t}_n \geq 0 \quad (6)$$

$$t_s = (1 - D) \bar{t}_s \quad (7)$$

$$t_t = (1 - D) \bar{t}_t \quad (8)$$

\bar{t}_n, \bar{t}_s et \bar{t}_t sont les composants de la contrainte de contact pour un comportement de type traction séparation. [Abaqus help]

$$D = \frac{\delta_n^f (\delta_n^{max} - \delta_n^0)}{\delta_n^{max} (\delta_n^f - \delta_n^0)} \quad (9)$$

δ_n^{max} : Valeur max de δ durant l'essais.

III.2 Résultats

III.2.1 Contraintes de cisaillement d'interface horizontal

La figure III.6 illustre la distribution des contraintes de cisaillement d'interface suivant l'axe x et leurs amplitudes pour les trois cas étudiés. Dans la figure (III.4.a), la concentration des contraintes se trouve dans les régions où le ciment est en contact direct avec l'os cortical. Les régions restantes sont moins exposées avec une distribution uniforme. Les contraintes augmentent progressivement de la région proximale à la région distale. De plus, pour les différents cas étudiés, les zones de fortes contraintes deviennent de plus en plus petites mais l'amplitude augmente et peut atteindre 2.3 MPa pour le troisième cas où la quantité du ciment pénétrant dans l'os est très importante. Donc, si les propriétés de l'interface augmentent, la rigidité augmente et cause une concentration des contraintes dans certaines régions à l'interface. On remarque que plus les propriétés mécaniques augmentent, plus les contraintes deviennent uniformes à l'interface. En outre, le transfert de charge se fait principalement par cisaillement à travers les zones proximales et distales.

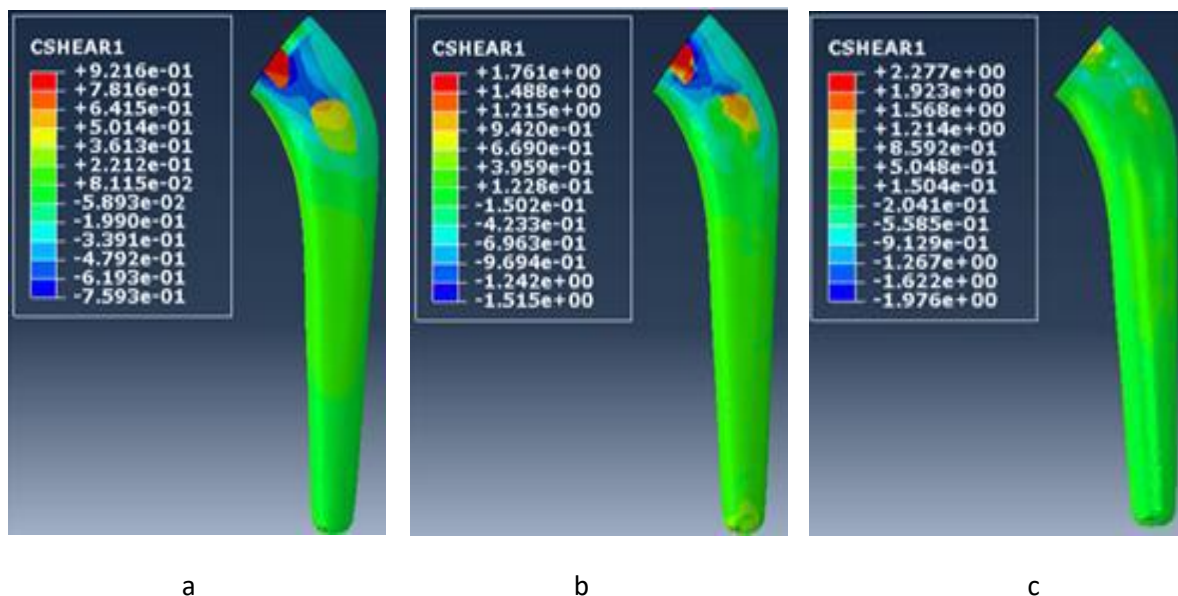


Figure III.6 : Répartition des contraintes de cisaillement horizontal à l'interface os-ciment pour différentes propriétés mécaniques, (a) $Q_{cp}=100$, (b) $Q_{cp}=263.4$ et (c) $Q_{cp}=478.5$ mg/cc mm [MPa].

III.2.2 Contraintes de cisaillement d'interface vertical

La distribution et l'amplitude des contraintes de cisaillement suivant l'axe y à l'interface os-ciment sont illustrées sur la figure III.7. La même distribution que le cisaillement horizontal est trouvée. Les régions à fortes contraintes sont toujours localisées dans la zone proximale. La contrainte maximale (2,3 MPa) correspond au cas où les propriétés mécaniques de l'interface sont élevées. Karrholm et Al[40] ont trouvé que l'endommagement causé par le cisaillement à l'interface os-ciment peut être un facteur important pour le descellement des composants fémoraux cimentés. Ainsi, les contraintes de cisaillement présentent un risque dangereux de l'endommagement à l'interface. La résistance au cisaillement maximale à l'interface os-ciment a été trouvée entre 2-12 MPa. Donc, la contrainte la plus élevée observée dans cette étude (2,3 MPa) peut présenter un risque de fracture à long terme par fatigue.

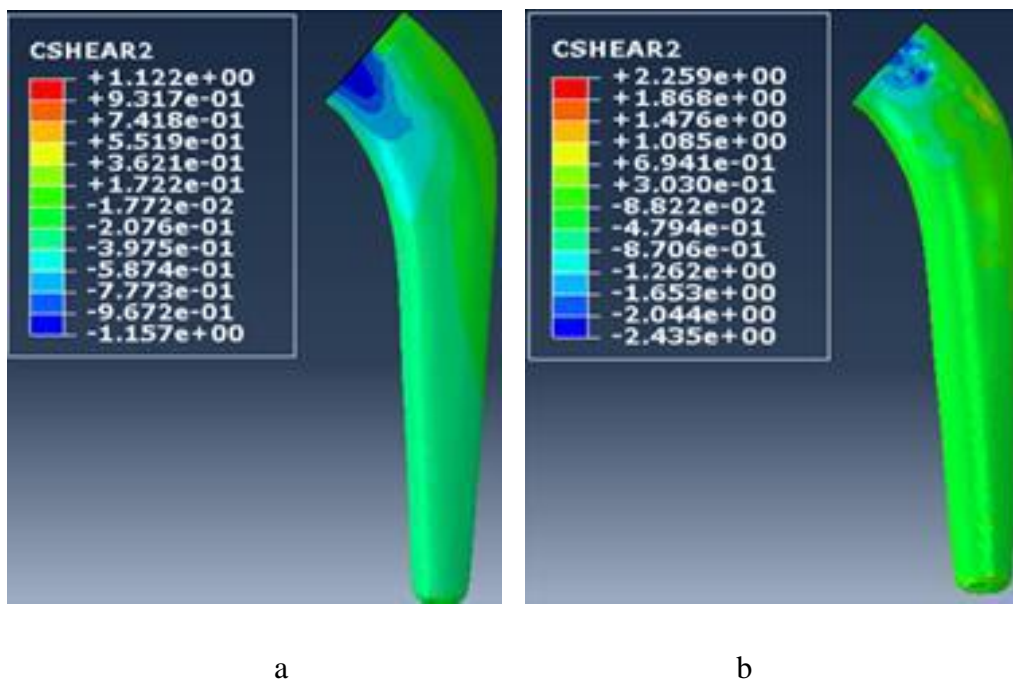


Figure III.7 : Répartition des contraintes de cisaillement vertical à l'interface os-ciment pour différentes propriétés mécaniques, (a) $Q_{cp}=100$, (b) $Q_{cp}=478.5$ mg/cc mm [MPa].

III.2.3 Distribution de la pression de contact

La figure III.8 montre la distribution de la pression de contact pour différentes propriétés mécaniques de l'interface. Pour le premier cas ($Q_{cp}=100$ mg/cc mm) la majorité de l'interface est en traction (la région grise sur la figure III.8.a), sauf quelques zones qui apparaissent dans les parties proximale et distale des côtés latéral et médial respectivement, la compression dans

ce cas peut atteindre 1.5 MPa. Pour les deux autres cas, les zones en compression s'étendent et celles en traction diminuent. De ce fait, l'adhérence augmente avec l'accroissement de la pénétration du ciment dans l'os.

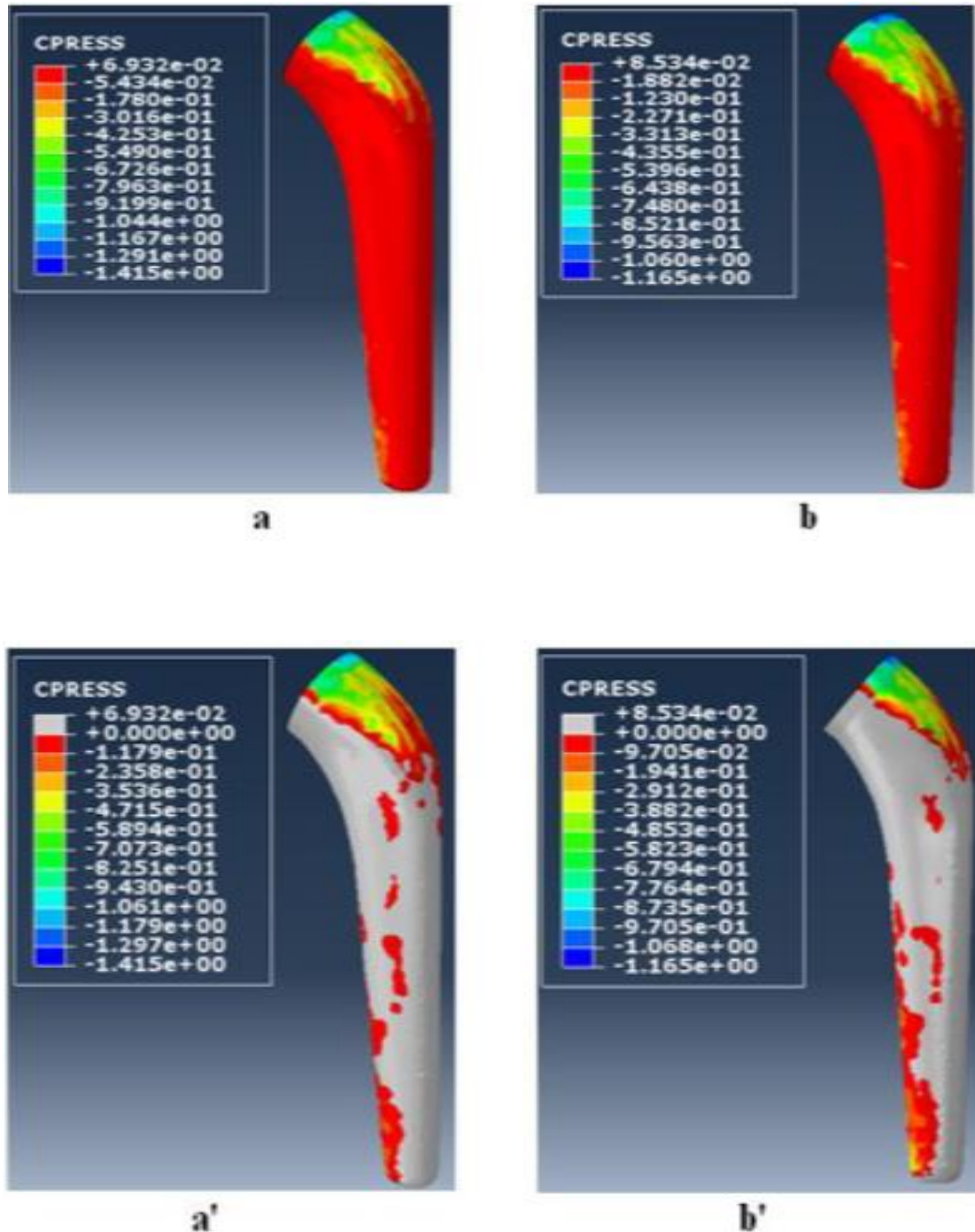


Figure III.8 : Répartition de la pression de contact à l'interface os-ciment pour différentes propriétés mécaniques, (a) $Q_{cp}=100$, (b) $Q_{cp}=478.5$ mg/cc mm [MPa].

III.2.4 Le déplacement entre les deux surfaces en contact

La figure III.9 montre l'ouverture à l'interface pour différentes quantités de la pénétration de ciment dans le tissu osseux. Sur la figure (III.7.a), on remarque deux zones avec une ouverture élevée, une dans la partie proximale et l'autre dans la partie distale du côté latéral et médial, respectivement. Si la pénétration de ciment augmente, le déplacement se localise dans la partie proximale avec une intensité de 0.05 mm.

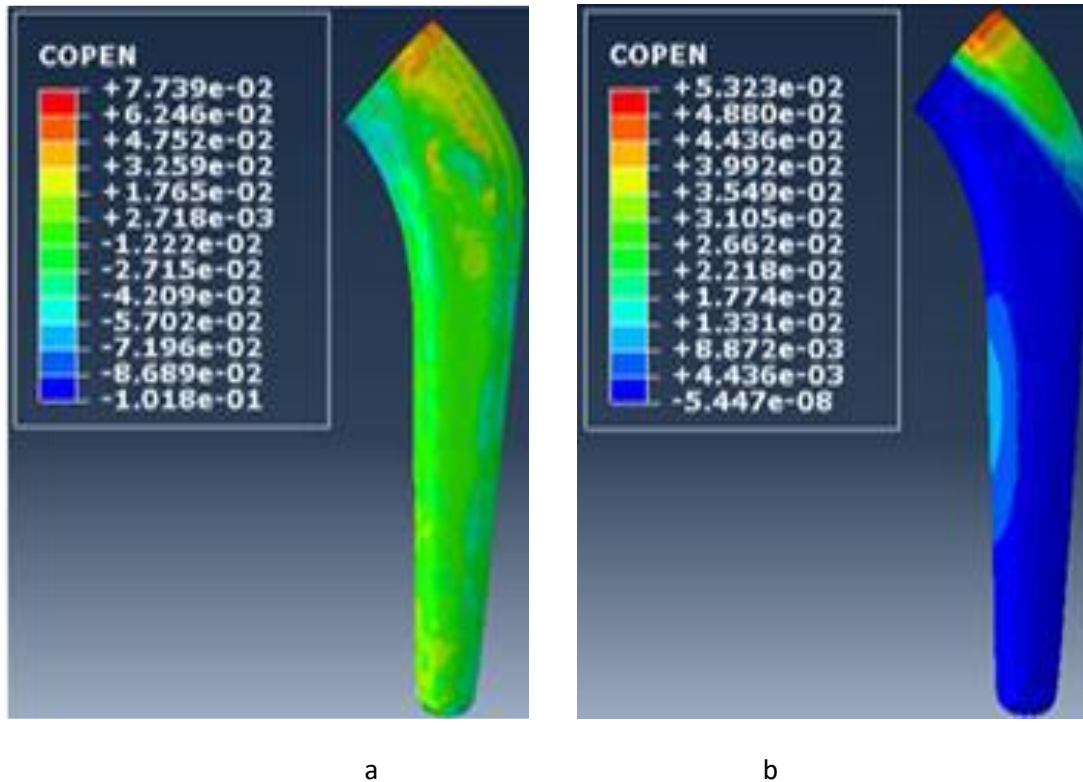


Figure III.9 : l'ouverture à l'interface os-ciment pour différentes propriétés mécaniques, (a) $Q_{cp}=100$, (b) $Q_{cp}=478.5$ mg/cc mm [mm].

III.2.5 Distribution de l'endommagement à l'interface

Le décollement au niveau de l'interface os-ciment pour les différentes quantités de la pénétration de ciment dans le tissu osseux est représenté sur la figure III.10. Elle nous montre les zones endommagées (en bleu), les zones où le contact est parfait (en rouge) et les zones où l'interface n'a pas atteint le seuil d'endommagement (en vert). Au début (avant l'application de la charge), l'interface os-ciment est supposée parfaitement intacte et collée. Pour le premier cas ($Q_{CP} = 100$ mg / cc mm), l'endommagement a lieu dans la partie proximale sur le côté latéral. Une région importante apparaît également endommagée dans la partie distale et sur le côté médial (figure III.8.a). On peut remarquer que lorsque la pénétration du ciment dans le tissu osseux est faible, l'endommagement apparaît très important à l'interface os-ciment et par conséquent le risque de descellement de l'implant fémoral est élevé. Le contraire de ce résultat est observé pour le cas où $Q_{CP} = 478.5$ mg / cc mm. Ces résultats coïncident avec ceux des

travaux de Pérez et al.[31] dans lesquels, presque aucun décollement n'était trouvé pour le cas où la pénétration du ciment dans le tissu osseux était bonne. L'endommagement est non uniforme le long de l'interface, il a le taux le plus bas pour la plus grande interdigitation mécanique de ciment.

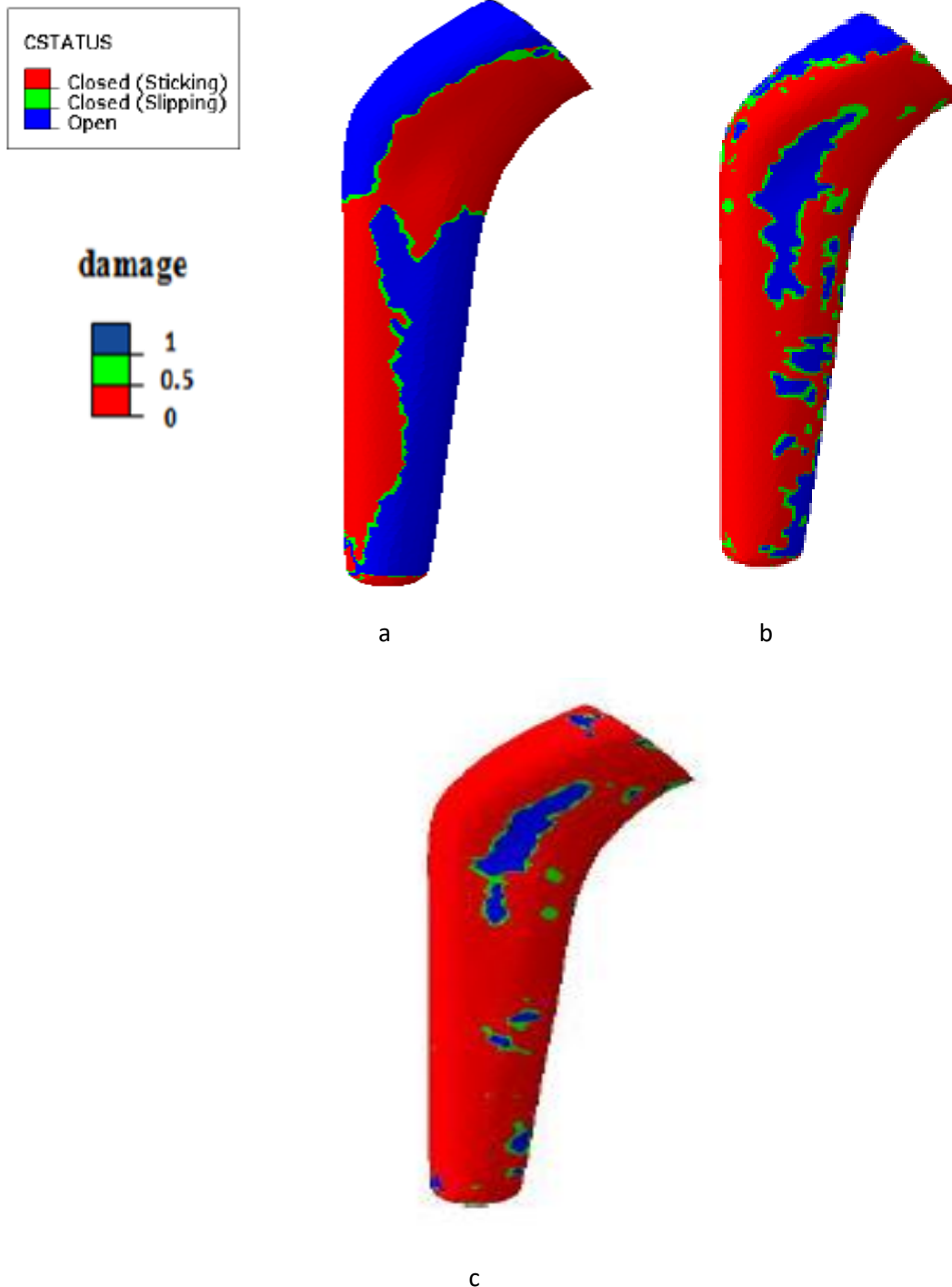


Figure III.10 : l'endommagement à l'interface pour différentes propriétés mécaniques, (a) $Q_{cp}=100$, (b) $Q_{cp}=263.4$ et (c) $Q_{cp}=478.5$ mg/cc mm.

Chapitre IV

Introduction :

En arthroplastie totale de hanche le chirurgien insère une prothèse à l'intérieur du fémur pour remplacer l'articulation naturelle défectueuse, au moment de la pose de la prothèse le praticien procède à la sélection de la prothèse parmi plusieurs tailles sur la palette. Le choix repose essentiellement sur la taille du fémur, néanmoins, parfois la taille exacte requise de l'implant ne se trouve pas sur la palette, alors le chirurgien sélectionnera la prothèse la plus proche. Ce choix engendre des modifications des paramètres de la bonne tenue de la prothèse (l'épaisseur du ciment varie ainsi que la forme géométrique de l'implant) ce qui peut conduire à la dislocation de l'articulation. L'étude de l'influence de la taille d'implant sur la tenue mécanique devient primordiale.

Dans ce chapitre nous avons analysé par la méthode des éléments finis l'effet de la taille de l'implant fémoral sur la distribution des contraintes de contact entre le ciment et l'os cortical ainsi que l'endommagement à l'interface (le décollement entre les deux surfaces en contact).

Nous avons considéré trois tailles d'implant comme montre la figure IV.1.

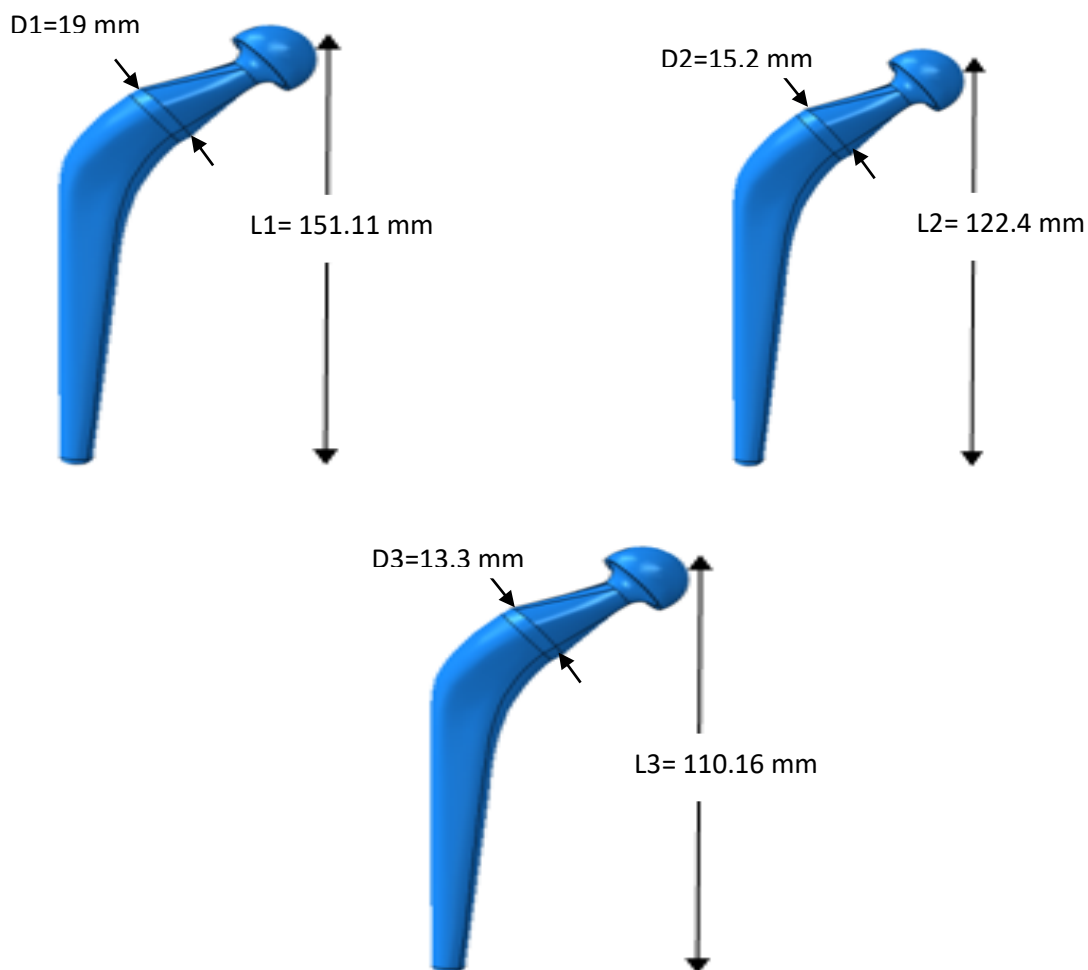


Figure IV.1 : les trois tailles de l'implant étudié, L : longueur et D : diamètre

IV.1 Modélisation numérique

Le modèle géométrique tridimensionnel reconstruit est composé, pour chaque cas, de quatre régions : l'os cortical, l'os spongieux, le ciment et l'implant fémoral. Nous avons utilisé le modèle de Charnley-Muller-Kerboul de troisième génération (CMK 3). La position de la prothèse dans le fémur est prise de telle sorte que le ciment orthopédique possède une épaisseur uniforme de 2 mm autour de l'implant afin d'homogénéiser le transfert de charges vers l'os (Figure IV.2).



Figure IV.2 : Modèle 3D de la prothèse totale de hanche (A) implant fémoral (B) ciment orthopédique (C) L'os spongieux (D) L'os cortical.

Le tableau IV.1 présente les propriétés mécaniques des différents composants de notre modèle reconstruit.

Matériaux	Module de Young E (MPa)	Coefficient de Poisson ν	Limite élastique (GPa)
Os cortical	17000	0.30	0.17
Os spongieux	2000	0.30	0.00389
Ciment (PMMA)	2300	0.30	0.0438
implant métallique	210000	0.30	0455

Tableau IV.1: Propriétés mécaniques des composants de la PTH.

Sur la figure IV.3 sont représentées les trois tailles de l'implant et le maillage associé pour chaque cas. La prothèse utilisée est une prothèse normalisée de type CMK3.

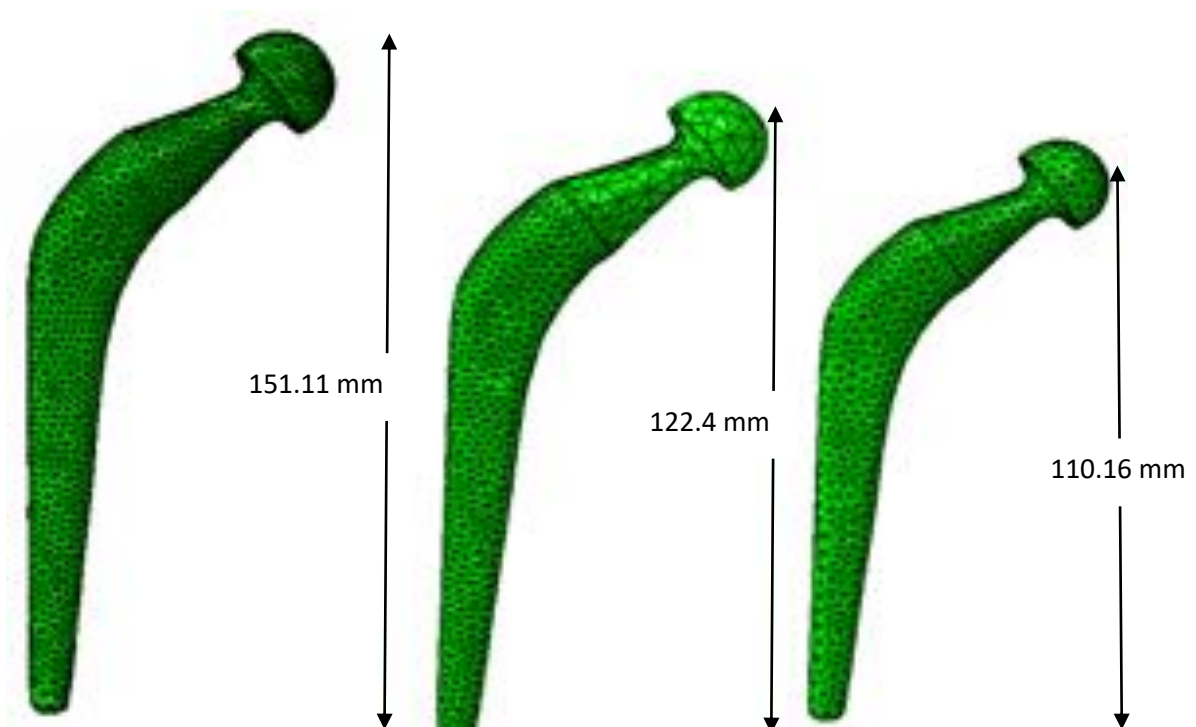


Figure IV.3 : les différentes tailles de l'implant fémoral et leur maillage.

Notre modèle a été modélisé à l'aide du logiciel ABAQUS. Le tableau IV.2 regroupe les nombres et types d'éléments utilisés pour le maillage des différents constituants de la prothèse totale de hanche pour chaque taille.

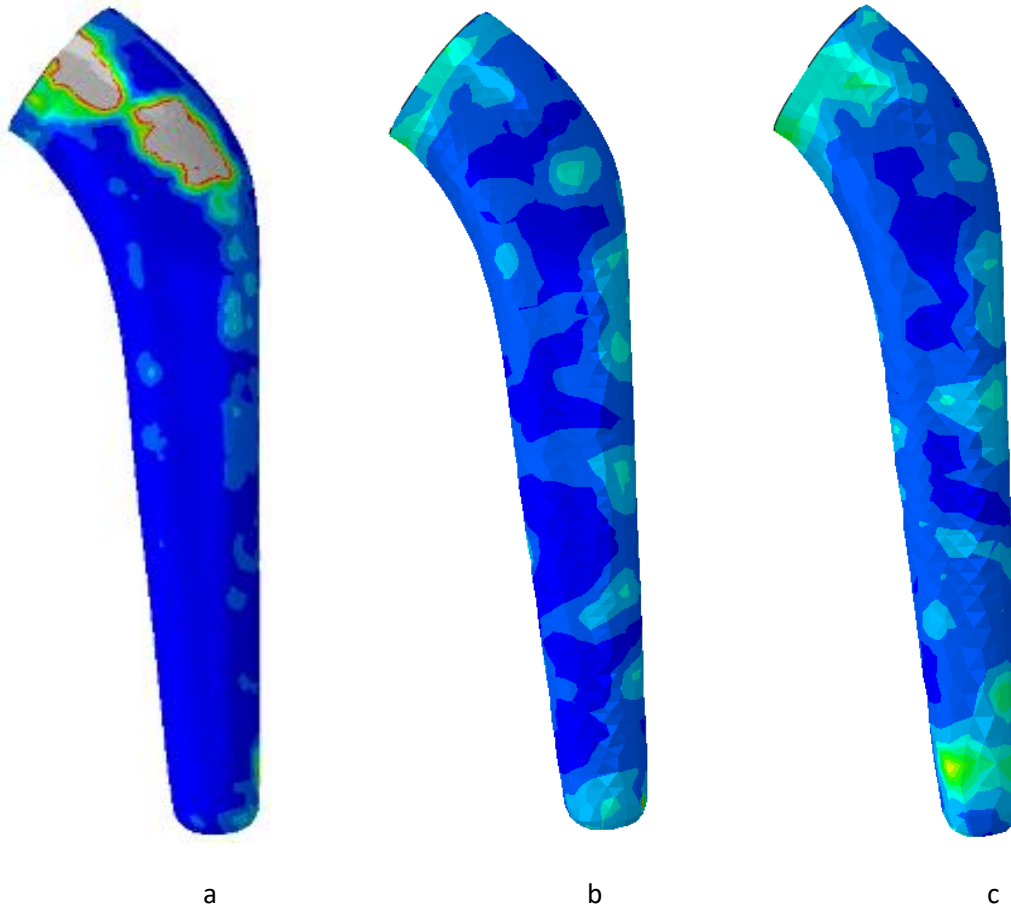
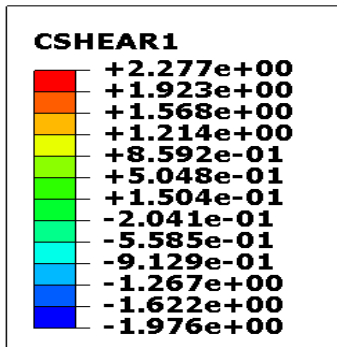


Figure IV.5: Contraintes de Von Mises à l'interface os-ciment pour différentes tailles d'implant, (a) L1=151.11, (b) L2=122.4 et (c) L3=110.16mm [MPa].

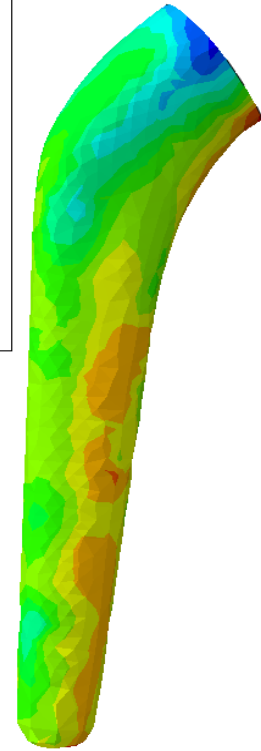
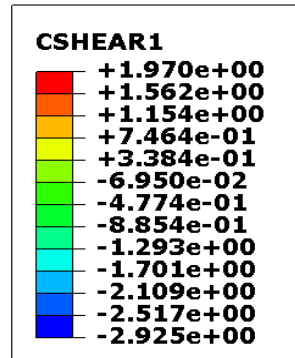
La contrainte équivalente ne permet pas de localiser les sites de fracture du ciment du fait que le décollement est souvent engendré sous des forces de tensions. C'est pour cela que nous avons analysé les contraintes de contact.

IV.2 .3 Contraintes de cisaillement d'interface horizontal

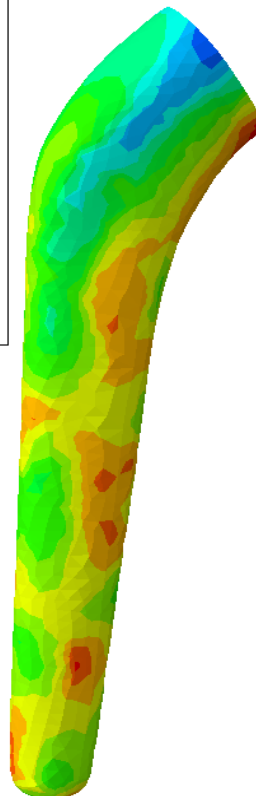
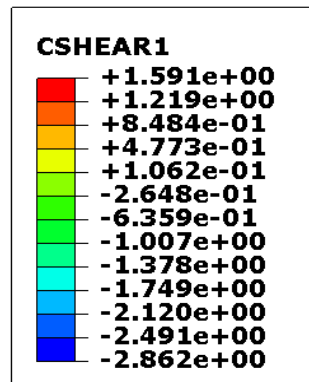
La figure IV.6 illustre la distribution des contraintes de cisaillement d'interface suivant l'axe x et leurs amplitudes pour les trois tailles d'implant étudiés. Pour le premier cas (Figure IV.6.a), la contrainte ne dépasse pas 2.3MPa, elle est relativement faible et ne peut pas représenter un risque de fracture pour le ciment. Malgré cela la contrainte diminue pour atteindre 1.59 MPa dans le 3^{ème} cas (l'implant le plus petit).



a



b



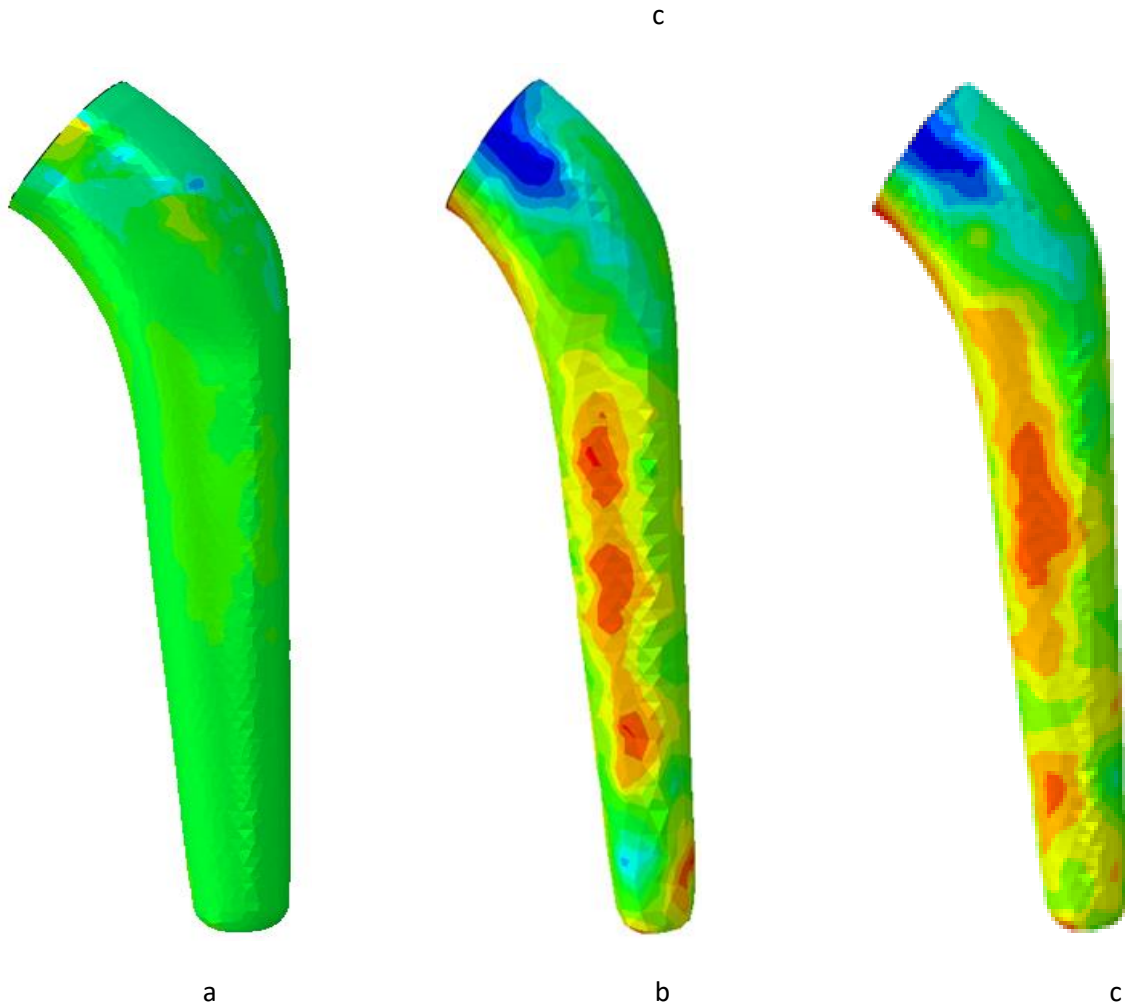
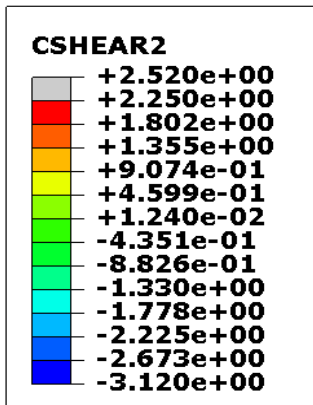


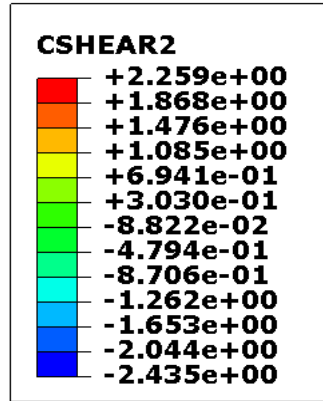
Figure IV.6 : Contraintes de cisaillement horizontal à l'interface os-ciment pour différentes tailles d'implant, (a) L1=151.11, (b) L2=122.4 et (c) L3=110.16mm [MPa].

IV.2 .4 Contraintes de cisaillement d'interface vertical

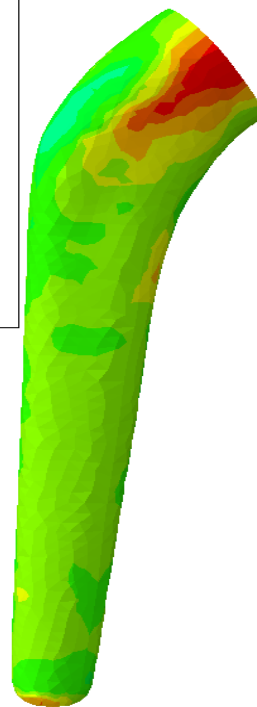
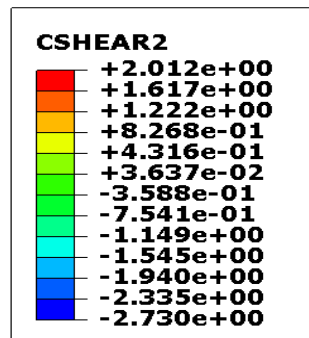
La distribution et l'amplitude des contraintes de cisaillement suivant l'axe y à l'interface os-ciment sont illustrées sur la figure IV.7. On constate dans ce cas que la valeur est quasiment la même que celle enregistrée pour les contraintes de cisaillement horizontal. La contrainte maximale (2,5 MPa) correspond au cas de l'implant le plus grand. La résistance au cisaillement maximale à l'interface os-ciment a été trouvée entre 2-12 MPa. Pour notre cas la contrainte maximale est très loin de la limite supérieure de l'intervalle. De plus, la contrainte décroît avec la diminution de la taille d'implant pour atteindre 2 MPa.



a



b



c

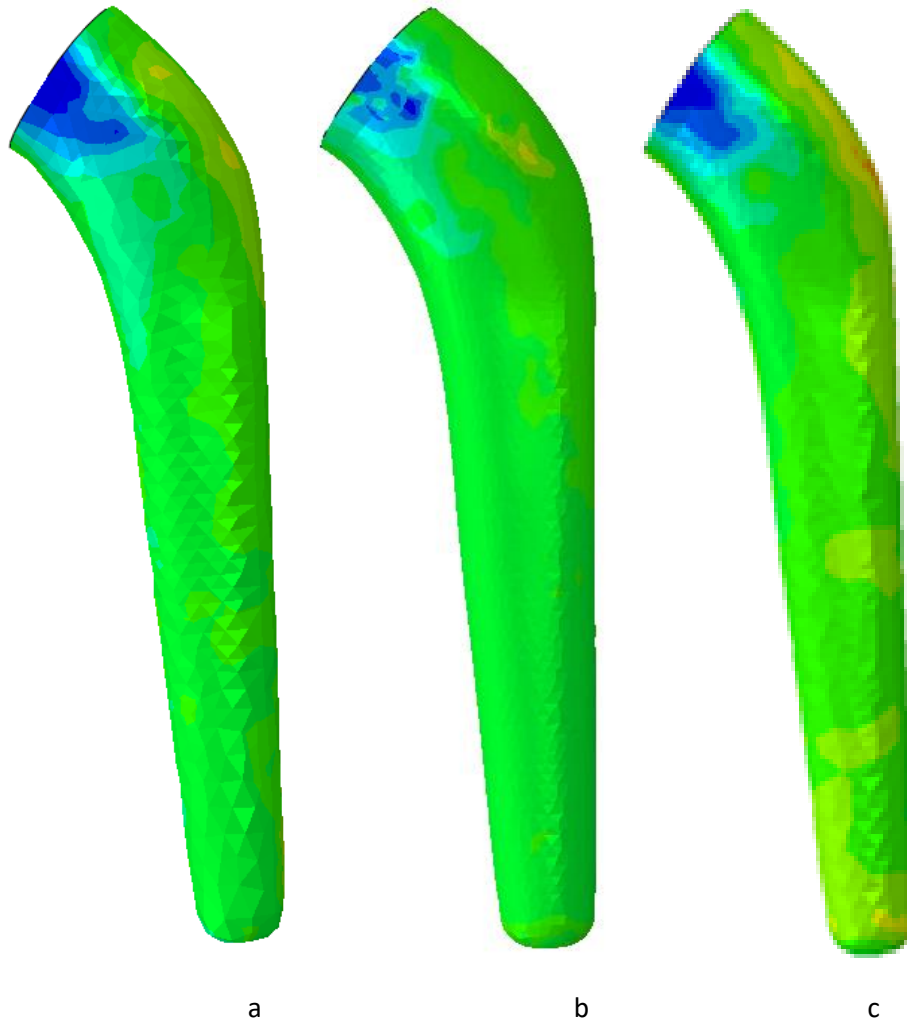
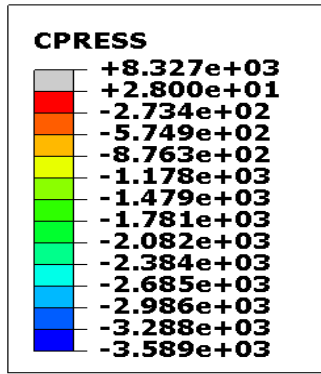


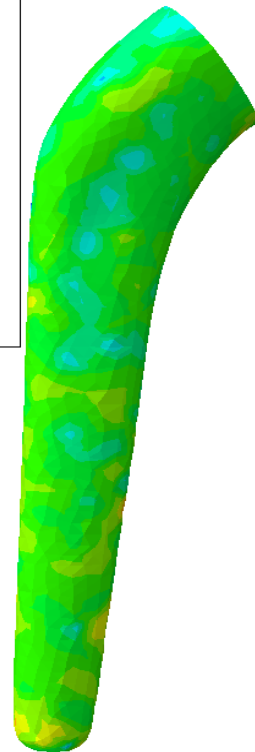
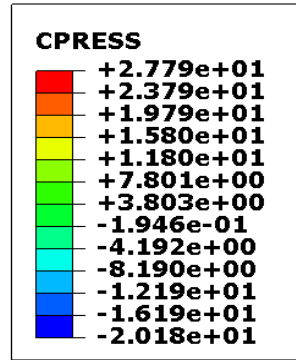
Figure IV.7 : Contraintes de cisaillement vertical à l'interface os-ciment pour différentes tailles d'implant, (a) L1=151.11, (b) L2=122.4 et (c) L3=110.16mm [MPa].

IV.2 .5 Distribution de la pression de contact

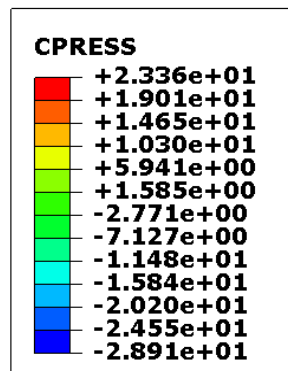
La figure IV.8 montre la distribution de la pression de contact à l'interface os-ciment pour différentes tailles d'implant fémoral. Pour le premier cas (L1=151.11 mm) la majorité de l'interface est en traction, sauf quelques zones qui apparaissent au niveau du contact ciment-os cortical, comme pour les autres types de contraintes. La pression de contact s'affaiblit avec la réduction de la taille d'implant (pour les deux types de contrainte : traction et compression).



a



b



c

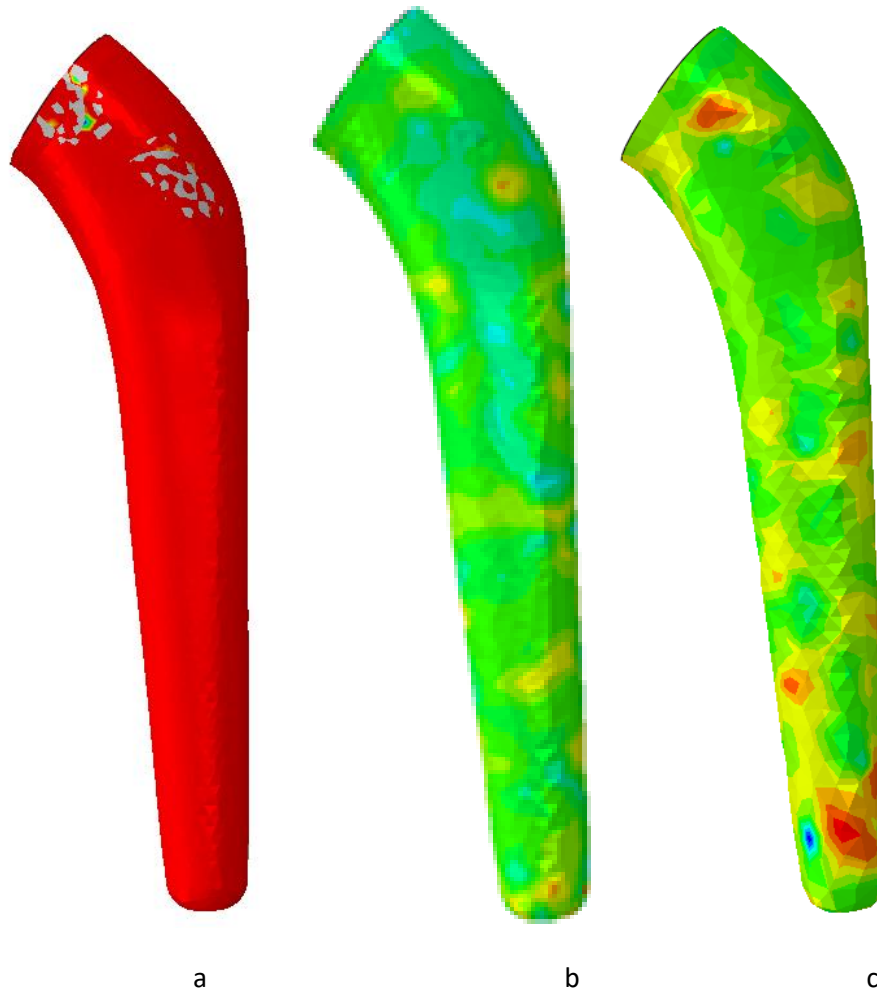
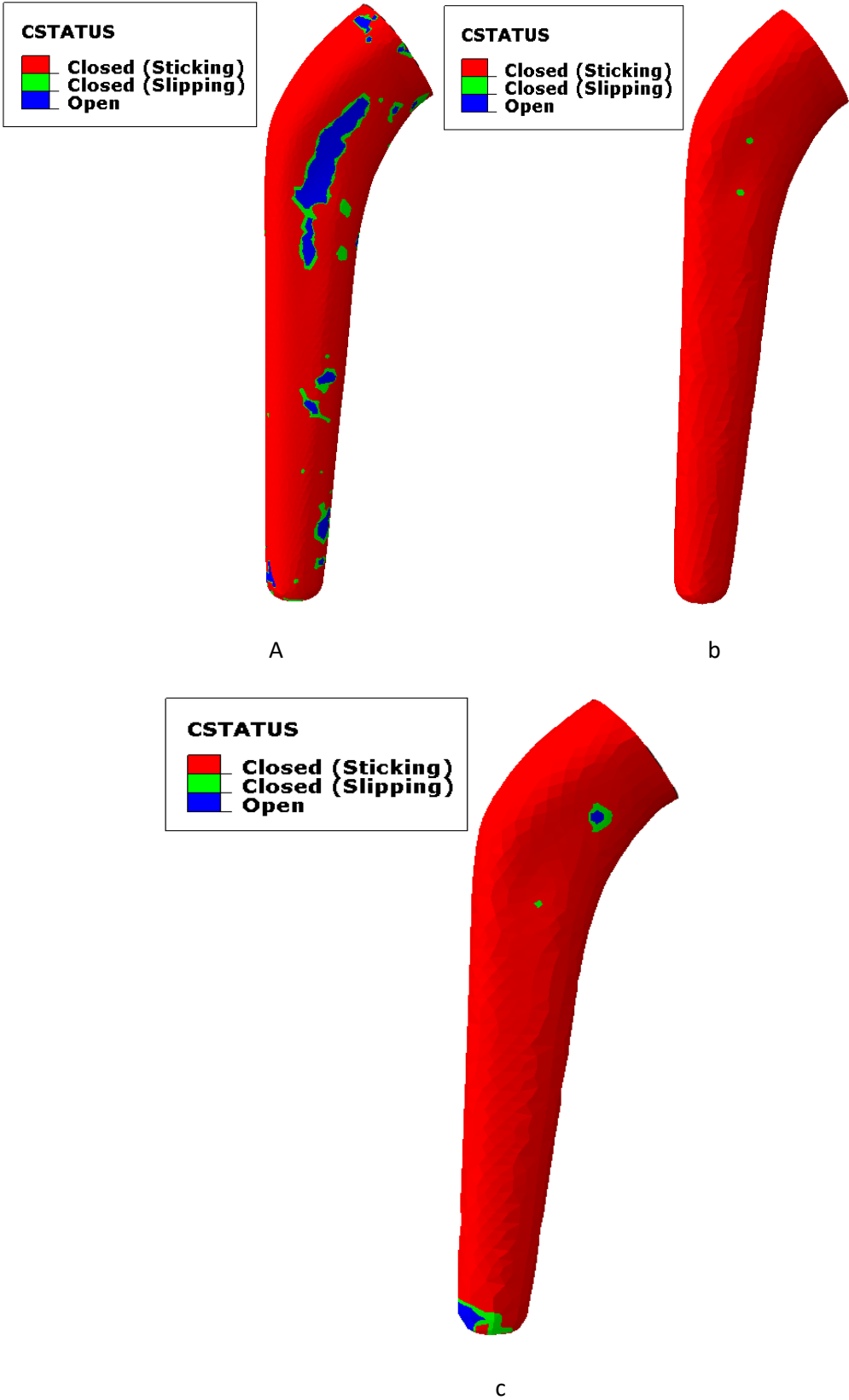


Figure IV.8 : Répartition de la pression de contact à l'interface os-ciment pour différentes tailles d'implant, (a) L1=151.11, (b) L2=122.4 et (c) L3=110.16mm [MPa].

IV.2 .6 Distribution de l'endommagement à l'interface

Le décollement au niveau de l'interface os-ciment pour différentes tailles de l'implant fémoral est représenté sur la figure IV.9. Pour le premier cas (L1 = 151.11 mm), le décollement est remarqué au niveau de la partie proximale sur les demi côtés : latéral et médial. Quelques zones apparaissent décollées aussi au niveau la partie distale (Fig. IV.9.a). Les résultats montrent que la diminution de la taille d'implant a un effet positif sur le taux de décollement. Autrement dit, l'élimination des zones de contact ciment-os cortical est bénéfique pour le maintien de l'interface intact.



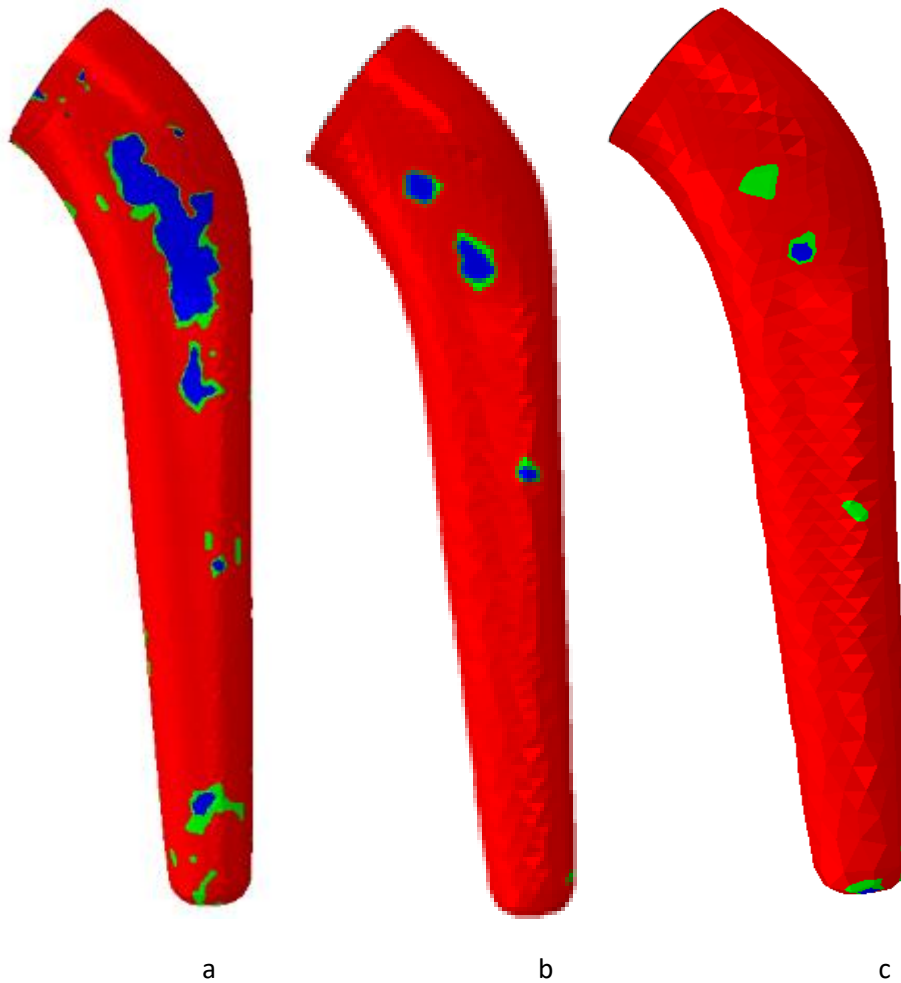


Figure IV.9 : l'endommagement à l'interface os-ciment pour différentes tailles d'implant, (a) L1=151.11, (b) L2=122.4 et (c) L3=110.16mm.

IV.2.7 Effet de la taille de l'implant sur les contraintes dans l'implant lui même

D'après les résultats trouvés ci-dessus, on remarque que la taille de l'implant fémoral a une influence sur le taux d'endommagement à l'interface os-ciment et la figure IV.9 nous montre clairement que la diminution de la taille d'implant a un effet positif sur l'endommagement de l'interface. Ces résultats sont assez logiques si on se rappelle que les zones de contact ciment-os cortical (les zones de concentration des contraintes) disparaissent avec la diminution de la taille d'implant. Mais, l'analyse des contraintes de Von Mises dans l'implant lui-même pour les différentes tailles (Fig. IV.10) nous pousse à dire que l'implant de longueur L2=122.4 mm est le plus adapté parce qu'il nous donne relativement moins de contrainte sur l'implant ainsi

que pour l'endommagement à l'interface os-ciment. Nous avons pris ce choix car la durabilité d'une prothèse est liée à la répartition des contraintes dans tous les éléments de la structure.

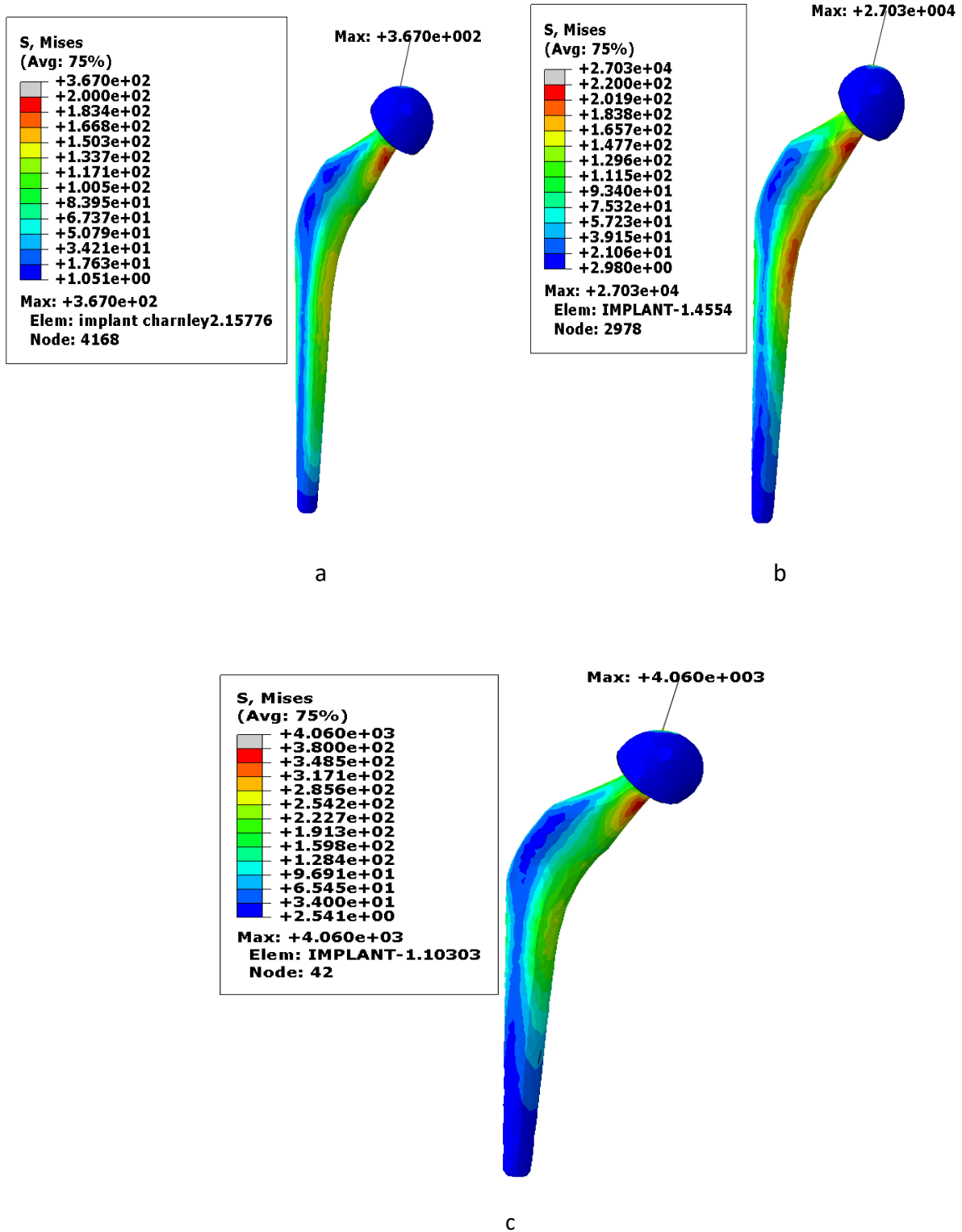


Figure IV.10 : Contraintes de Von Mises dans l'implant pour chaque taille, (a) L1=151.11, (b) L2=122.4 et (c) L3=110.16mm [MPa].

IV.2.8 Effet de la taille de l'implant sur les contraintes dans l'os cortical

Pour terminer cette étude nous avons analysé les contraintes de Von Mises dans l'os cortical pour les différentes tailles d'implant fémoral (Fig. 11). Les résultats montrent que pour les trois cas étudiés, toutes les contraintes sont inférieures à la limite de rupture de l'os cortical qui est de 117 MPa en traction et 169 MPa en compression. Nous remarquons que l'implant de taille L=122.4 mm nous donne la contrainte la plus faible (35 MPa). Donc, notre choix précédent (implant de taille moyenne ou L=122.4 mm) est toujours valable même pour l'os cortical.

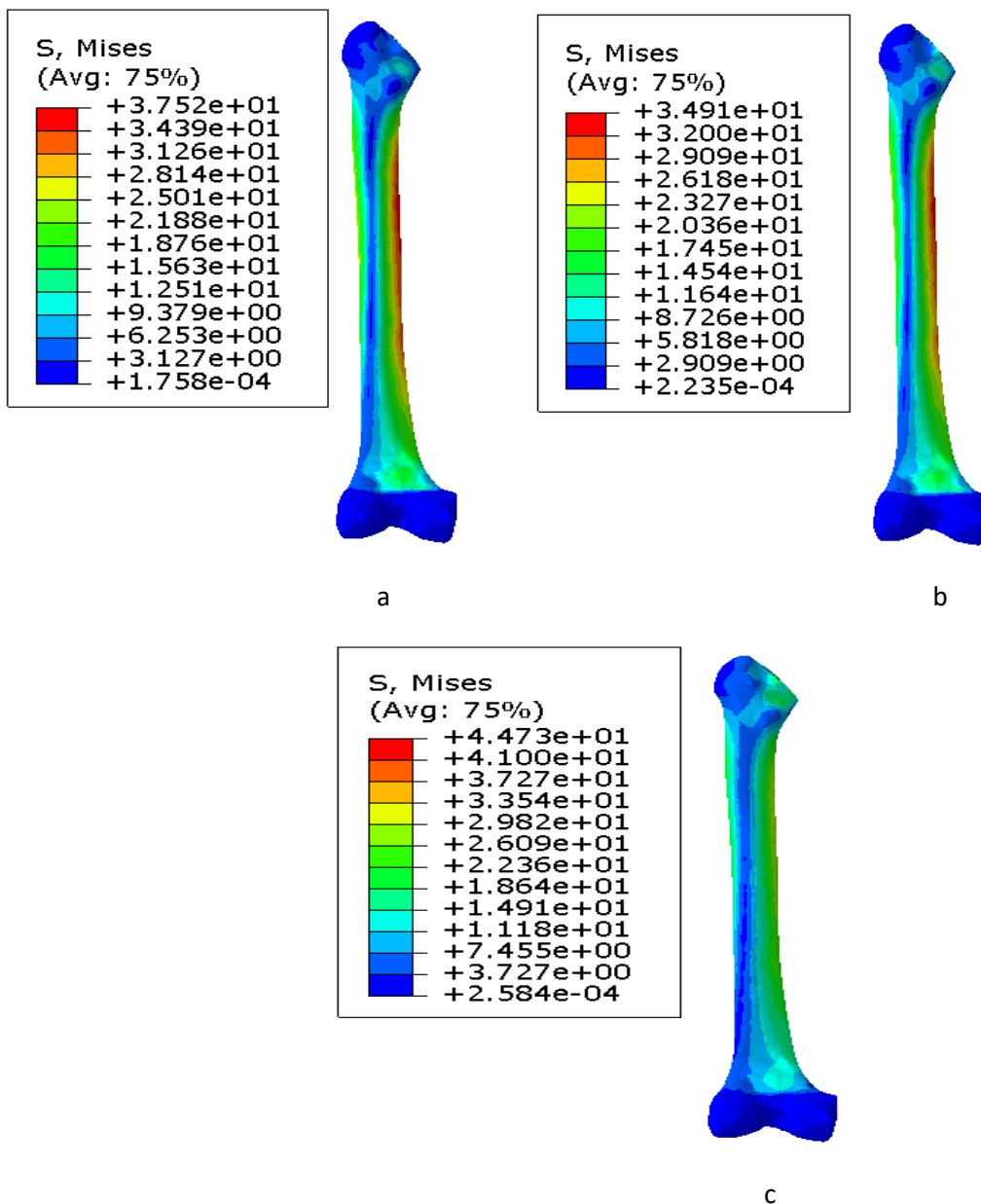


Figure IV.11 : Contraintes de Von Mises dans l'os cortical pour chaque taille d'implant, (a) L1=151.11, (b) L2=122.4 et (c) L3=110.16mm [MPa].

Conclusion générale

Les interfaces os-ciment et ciment-implant sont des zones déterminantes de la stabilité des PTH, et leurs efficacités sont d'une grande importance pour l'estimation de la durée de vie de la prothèse. Pour une meilleure compréhension du comportement mécanique de l'interface os-ciment, nous avons analysé la distribution des contraintes ainsi que le décollement à l'interface pour connaître l'état du contact. L'interface doit résister aux contraintes mécaniques exercées sur la tête fémorale qui peuvent conduire au décollement des deux surfaces en contact et par conséquent le descellement de la tige fémorale.

Dans cette étude, nous avons étudié la probabilité d'endommagement de cette interface pour différentes propriétés mécaniques et de tailles d'implants fémoraux à travers une analyse détaillée sur un modèle 3D d'une prothèse totale de hanche en utilisant la méthode des éléments finis.

Les résultats obtenus nous permettent de déduire les conclusions suivantes :

- Les conditions de scellement de la prothèse : la position de l'implant par rapport à l'os et le contact entre les différents composants peuvent jouer une grande importance sur la répartition des contraintes au niveau de l'interface os-ciment orthopédique.
- Plus la pénétration du ciment dans le tissu osseux augmente, plus les contraintes équivalentes diminuent dans le ciment.
- L'intensité des contraintes radiales, circonférentielles et de cisaillement ne présentent pas un risque d'endommagement dans la partie proximale du ciment.
- L'os cortical, au niveau de la zone médiane, est soumis à de très fortes contraintes équivalentes de Von Mises, contrairement à ce qui a été observé pour l'os spongieux,
- Le transfert de charge se fait principalement par cisaillement à travers les zones proximales et distales.
- L'adhérence entre le ciment et l'os augmente avec l'accroissement de la pénétration du ciment dans l'os.
- Le déplacement entre les deux surfaces en contact se localise dans la partie proximale.
- Lorsque la pénétration du ciment dans le tissu osseux est faible, l'endommagement apparaît très important à l'interface os-ciment, alors que, quand cette pénétration est forte, l'endommagement est moins important.
- Le contact os-ciment engendre de très grandes concentrations des contraintes.
- La diminution de la taille d'implant joue un rôle positif sur la distribution des contraintes de Von Mises à l'interface

- La variation de la taille d'implant n'a pas d'importance sur la distribution des contraintes de cisaillement à interface os-ciment, car elles sont relativement faibles.
- L'assurance d'un maintien d'une épaisseur constante entre l'os et l'implant est très importante pour l'homogénéisation et la diminution des contraintes à l'interface et dans l'os cortical.
- L'implant personnalisé (de même taille que celle de l'os) est le plus adapté parce qu'il nous donne moins d'endommagement à l'interface et moins de contrainte dans l'implant et l'os.
- Le décollement dans le cas de faibles interdigitations du ciment est observé dans les parties proximale et distale.
- Un faible taux de décollement est trouvé dans le cas de fortes pénétrations du ciment dans le tissu osseux.
- La taille de l'implant fémoral est primordiale parce qu'il détermine le niveau des contraintes dans les autres composants.

Glossaire

Histologie : Branche de la biologie qui étudie les tissus, à mi-chemin entre la cytologie et l'anatomie. Elle a pour but d'explorer la composition, la structure, le renouvellement des tissus, ainsi que les échanges cellulaires en leur sein

Solution alcaline : Une solution basique utilisée pour diminuer l'acidité

Hématome : Une poche de sang apparaissant généralement suite à une hémorragie à la suite d'un choc, décollement et gonflement de la peau.

Phagocytose : Un des rôles principaux des macrophages est le nettoyage de corps nécrotiques et de corps apoptotiques, de débris et de poussières dans le cas des poumons

Ostéoclasie : Résorption osseuse des ostéoclastes.

Ostéoclaste : Cellule conjonctive qui détruit les traves osseux.

Fibroblaste : Une cellule présente dans le tissu conjonctif, elle est parfois appelée cellule de soutien.

Collagène : Une glycoprotéine fibreuse dont le rôle peut être comparé à une armature. C'est la protéine la plus abondante de l'organisme. Il est secrété par les cellules des tissus conjonctifs.

Métabolisme : L'ensemble des transformations moléculaires et des transferts d'énergie qui se déroulent de manière ininterrompue dans la cellule ou l'organisme vivant.

Cytotoxicité : Propriété qu'un agent chimique ou biologique d'altérer des cellules, éventuellement jusqu'à les détruire

Avasculaire : Signifie dépourvu de vaisseau sanguin. Par extension, il indique un défaut d'irrigation d'une région tissulaire

Macrophage : Une variété de globule blanc, de grande taille, ayant la propriété d'absorber et de détruire de grosses particules comme une cellule abîmée ou âgée, mais aussi des éléments étrangers (bactéries, virus, champignons, etc.) par un procédé appelé phagocytose.

Ostéolyse : Destruction osseuse localisée, d'origine inflammatoire, ou tumorale.

Ankylose : limitation totale de la mobilité d'une articulation. Due à des lésions de l'articulation, l'ankylose est presque toujours irréversible et ne doit donc pas être confondue

Glossaire

avec la raideur articulaire qui, elle, est transitoire. Elle peut être la conséquence d'un traumatisme (fracture articulaire), d'une inflammation (arthrite aiguë ou chronique, rhumatisme polyarticulaire) ou d'une arthrodeuse (fusion chirurgicale des os de l'articulation). Pour les ankyloses complètes, le seul traitement est chirurgical.

Hémossidérite : Un pigment insoluble du corps humain contenant de l'hydroxyde ferrique. 25-35 % du fer total de l'organisme est contenu dans ces pigments.

Nécrose : Mort tissulaire.

Arthrite : Toute inflammation aiguë ou chronique frappant les articulations.

Muqueuses : Membrane qui tapisse l'intérieur des organes creux communiquant avec l'extérieur.

Homéostasie : Processus de régulation par lequel l'organisme maintient les différentes constantes du milieu intérieur (ensemble des liquides de l'organisme) entre les limites des valeurs normales.

Ostéogénèse : Formation du tissu osseux.

Chondrogénèse : Tumeur cartilagineuse bénigne.

Fibrogénèse : Constitution et développement des fibres de collagène.

Histiocytes : Cellules jeune du tissu réticulo-endothélial.

Phagocytose : Capture, ingestion et destruction par une cellule d'une particule ou d'autres cellules.

Carcinogénèse : Naissance d'un cancer à partir d'une cellule transformée par plusieurs mutations.

Granulométrie : Mesure des dimensions des morceaux de matière composant échantillon.

Cytotoxique : Toxique pour la cellule.

Organelles : petites organes qui composent la cellule.

Ostéolyse : Destruction osseuse localisée.

Pathogénie : Etude du mécanisme, de la cause et du développement des maladies.

Glossaire

L'os cortical : Partie extérieur de l'os ou la partie dur de l'os.

Arthrose : Affection chronique dégénérative non inflammatoire des articulations.

Varus : Se dit d'une malformation articulaire dans laquelle l'articulation est tournée en dedans.

Valgus : qui s'écarte vers l'extérieur par rapport à l'axe du corps.

Granulome acrylique : Conséquences de la non digestion des fragments de ciment par le corps humain.

Ostéosclérose : accroissement de la densité osseuse, souvent en réaction à une lésion de voisinage.

CHAPITRE I

Figure I-1: Représentation des trois types d'os que l'on trouve dans le corps humain, longs, courts et plats	6
Figure I-2 : Section osseuse de l'extrémité proximale du fémur.....	7
Figure I-3 : Orientation et structure des trabécules osseuses.....	8
Figure I-4 : Cellules de l'os trabéculaire.....	9
Figure I-5 : Détails d'une coupe de travee osseuse.....	10
Figure I-6 : L'articulation coxo-fémoral.....	11
Figure I.7 : Description du tissu osseux. A : architecture du tissu osseux au sein du fémur. B : organisation globale du tissu osseux.....	14
Figure I-8 : Extrémité supérieure du fémur. A : Vue antérieure. B : Vue médiale. C : Vue postérieure. D : Vue latérale.....	17
Figure I-9 : Diaphyse et extrémité distale du fémur. A : Vue latérale. B : Vue antérieure. C : Vue postérieure. D: Coupe du fémur au niveau de la diaphyse.....	19
Figure I-10 : Chargements cyclique de l'os.....	22
Figure I-11 : Courbes contraintes-déformation du fémur.....	24
Figure I.12 : Variation de la microdureté; charge appliquée :P=100Kg.....	25
Figure I-13 : schéma de la balance de Pauwels.....	30
Figure I-14 : revêtement d'hydroxyapatite sur la portion proximale de la tige (Corin Medical Gloucester, UK).....	31
figure I-15 : PTH avec cupule en polyéthylène, tête en céramique et tige en titane (Fii, Saint-Just-Malmont, France).....	32
Figure I-16 : cupule blindée à revêtement micro-poreux (Fii, Saint-Just-Malmont, France)...	33
Figure I-17 : Descellement fémoral.....	35
Figure I.18 Articulation de la hanche a) saine et b) avec PTH.....	37
Figure I.19 A. Pièce fémorale et cotyle de la série MK III. B. Série standard des pièces fémorales.....	39
Figure I.20 : phases du ciment en fonction de la température de polymérisation.....	42
Figure I.21 : porosité gazeuse.....	44
Figure I.22 : porosité par retrait.....	44

CHAPITRE II

Figure II-1 : Représentation de l'organigramme pour la plupart des codes de calculs par la M.E.F.....	47
Figure II.2. Numérisation de l'os fémorale.....	48
Figure II.3 : Modèle tridimensionnel de la prothèse.....	49
Figure II.4 : Modèle tridimensionnel de la prothèse totale de hanche : (1) os cortical (2) os spongieux (3) ciment orthopédique (4) implant fémoral (5) modèle assemblé.....	49
Figure II.5 : A : angle d'inclinaison et B : angle d'antéversion.....	50
Figure II.6 : Représentation schématique des conditions aux limites imposées.....	52
Figure II.7 : Maillage de la prothèse analysée.....	53
Figure II.8 : Répartition des contraintes de Von Mises dans le ciment pour différentes propriétés mécaniques de l'interface, (a) $Q_{cp}=100$, (b) $Q_{cp}=263.4$ et (c) $Q_{cp}=478.5$ mg/cc mm.....	54
Figure II.9 : système de coordonnées cylindriques.....	55
Figure II.10 : Répartition des contraintes radiales dans le ciment orthopédique pour différentes propriétés mécaniques de l'interface.....	56
Figure II.11 : Répartition des contraintes circonférentielles dans le ciment orthopédique pour différentes propriétés mécaniques de l'interface.....	57
Figure II.12 : Répartition des contraintes de cisaillement dans le ciment orthopédique pour différentes propriétés mécaniques de l'interface.....	58
Figure II.13 : Répartition des contraintes de Von Mises dans l'implant.....	59
Figure II.14 : Répartition des contraintes de Von Mises dans l'os cortical.....	60
Figure II.15 : Répartition des contraintes de Von Mises dans l'os spongieux.....	61

CHAPITRE III

Figure III.1 : élément de l'interface	63
Figure III.2 : Interdigitation du ciment et de l'os.....	63
Figure III.3 : Maillage de la prothèse analysée.....	65
Figure III.4 : Représentation schématique des conditions aux limites imposées.....	66
Figure III.5 : réponse traction-séparation.....	67
Figure III.6 : Répartition des contraintes de cisaillement horizontal à l'interface os-ciment pour différentes propriétés mécaniques, (a) $Q_{cp}=100$, (b) $Q_{cp}=263.4$ et (c) $Q_{cp}=478.5$ mg/cc mm.....	69

Figure III.7 : Répartition des contraintes de cisaillement vertical à l'interface os-ciment pour différentes propriétés mécaniques, (a) $Q_{cp}=100$, (b) $Q_{cp}=478.5$ mg/cc mm.....	70
Figure III.8 : Répartition de la pression de contact à l'interface os-ciment pour différentes propriétés mécaniques, (a) $Q_{cp}=100$, (b) $Q_{cp}=478.5$ mg/cc mm.....	71
Figure III.9 : l'ouverture à l'interface os-ciment pour différentes propriétés mécaniques, (a) $Q_{cp}=100$, (b) $Q_{cp}=478.5$ mg/cc mm.....	72
Figure III.10 : l'endommagement à l'interface pour différentes propriétés mécaniques, (a) $Q_{cp}=100$, (b) $Q_{cp}=263.4$ et (c) $Q_{cp}=478.5$ mg/cc mm.....	73

CHAPITRE IV

Figure IV.1 : les trois tailles de l'implant étudié, L : longueur et D : diamètre	74
Figure IV.2 : Modèle 3D de la prothèse totale de hanche (A) implant fémoral (B) ciment orthopédique (C) L'os spongieux (D) L'os cortical.....	75
Figure IV.3 : les différentes tailles de l'implant fémoral et leur maillage.....	76
Figure IV.4: Mode de chargement et conditions aux limites.....	77
Figure IV.5: Contraintes de Von Mises à l'interface os-ciment pour différentes tailles d'implant, (a) $L1=151.11$, (b) $L2=122.4$ et (c) $L3=110.16$ mm.....	78
Figure IV.6 : Contraintes de cisaillement horizontal à l'interface os-ciment pour différentes tailles d'implant, (a) $L1=151.11$, (b) $L2=122.4$ et (c) $L3=110.16$ mm.....	80
Figure IV.7 : Contraintes de cisaillement vertical à l'interface os-ciment pour différentes tailles d'implant, (a) $L1=151.11$, (b) $L2=122.4$ et (c) $L3=110.16$ mm.....	82
Figure IV.8 : Répartition de la pression de contact à l'interface os-ciment pour différentes tailles d'implant, (a) $L1=151.11$, (b) $L2=122.4$ et (c) $L3=110.16$ mm.....	84
Figure IV.9 : l'endommagement à l'interface os-ciment pour différentes tailles d'implant, (a) $L1=151.11$, (b) $L2=122.4$ et (c) $L3=110.16$ mm.....	86
Figure IV.10 : Contraintes de Von Mises dans l'implant pour chaque taille, (a) $L1=151.11$, (b) $L2=122.4$ et (c) $L3=110.16$ mm.....	88
Figure IV.11 : Contraintes de Von Mises dans l'os cortical pour chaque taille d'implant, (a) $L1=151.11$, (b) $L2=122.4$ et (c) $L3=110.16$ mm.....	89

CHAPITRE I

Tableau I-1: Mouvements et leurs amplitudes des principaux muscles agissant sur l'articulation coxo-fémorale.....	12
---	----

CHAPITRE II

Tableau II.1 : les différentes propriétés mécaniques de l'interface en fonction de la pénétration de ciment dans l'os.....	51
Tableau II.2 : Propriétés mécaniques des composantes de la PTH.....	51
Tableau II.3 : Nombres et types d'élément de chaque composant du modèle étudié.....	53

CHAPITRE III

Tableau III.1 : les différentes propriétés mécaniques de l'interface en fonction de la pénétration de ciment dans l'os.....	63
Tableau III.2: Propriétés mécaniques des composantes de la PTH.....	64
Tableau III.3: Nombres et types d'élément de chaque composant du modèle étudié.....	64

CHAPITRE IV

Tableau IV.1: Propriétés mécaniques des composants de la PTH.....	76
Tableau IV.2 : Nombre et type d'éléments utilisés pour le maillage de notre modèle.....	77

Références bibliographiques

- [1] S. Benbarek, "Effets des défauts et micro-défauts sur le comportement en rupture du ciment orthopédique des prothèses totales de hanche " *thèse doctorat UNIVERSITE DJILLALI DE SIDI BEL ABBES*, 2008.
- [2] M. S. Thompson, "The Design of a Novel Hip Resurfacing Prosthesis," *Thesis submitted for the degree of doctor of philosophy. Interdisciplinary research centre in biomedical materials. Queen mary and westfield college. University of London*, february 2001.
- [3] R. SOUR, "Fractures of the lirnbs. The relationship between mechanism and traitement," *Bruxelles:la clinique Orthopédique*, 1981.
- [4] J. S. Nyman and M. R. e. al, "Effect of ultrastructural changes on the toughness of bone," *Micron*, vol. 36, pp. 566-582, 2005.
- [5] <http://visual.merriam-webster.com/human-being/anatomy/skeleton/partslongbone.php>.
- [6] S. Cowin, *Bone Mechanics Handbook*. Boca Raton, FL: CRC Press, 2001.
- [7] M. A. Liebschner, "Optimization of Bone Scaffold Engineering for Load Bearing Applications," *Topics in Tissue Engineering. N. A. P. Ferretti, University of Oulu.*, 2003.
- [8] H. H. Bayraktar and E. F. Morgan, "Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue," *Journal of Biomechanics*, vol. 37, pp. 27-35, 2004.
- [9] M. Pithioux, "Lois de comportement et models de rupture des os long," Thèse doctorat.École supérieure de mécanique de Marseille, Université de la méditerranée ex Marseille II, 2000.
- [10] M. Nordin and V. H. Frankel, *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*: Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [11] *American Academy of Orthopaedic Surgery*, 2000.
- [12] A. ROHLMAN, U. MÔSSNER, G. BERGMAN, and R. KÔLBEL, "Finite-element-analysis and exprinmental inverstigation of stress in a femur," *Biomed Eng* vol. 4, pp. 241-246, 1982.
- [13] S. Benbarek, "Numerical analysis of the crack growth path in the cement mantle of the reconstructed acetabulum," *Materials Science and Engineering: C*, vol. 33, pp. 543-549, January 2013.
- [14] T. Achour, "Etude du comportement mécanique en rupture d'une prothèse totale de hanche," Thèse de doctorat de l'institut de génie mécanique, université Djillali Liabes de Sidi Bel-Abbes.
- [15] J. WOLFF, "Das Gezetez der Transformation des Knochen," *Berlin: Hirschwald*, 1892.
- [16] M. M. Bouziane, "Finite element analysis of the behaviour of microvoids in the cement mantle of cemented hip stem: Static and dynamic analysis," *Materials & Design*, vol. 31, pp. 545-550, January 2010,.

- [17] W. BONFIELD and J. I. LIC, "Anisotropy of nonelastic flow in bone," *JappiPhys* vol. 38, pp. 2450-2455, 1967.
- [18] A. RAUBER and W. Engelmann, "Elasticitat und Festigkeit der Knochen," *Leipzig*, 1876.
- [19] W. Bonfield and P. O'connor, "Anelastic deformation and the friction stress of bone," *Mater Sci*, vol. 13, pp. 202-207, 1978.
- [20] A. ASCENZI and F. BONUCCI, "The tensile properties of single osteons," *Anatomical Record*, vol. 158, pp. 375-386, 1967.
- [21] R. ZIMMERMAN, "Ostéosynthèse par plaque. Etude expérimentale des contraintes," *thèse de médecine n°3 07, Bordeaux*, 1976.
- [22] J. D. CURREY and G. BUTLER, "The mechanical properties of bone tissue in children," *J Bone Joint Surg*, vol. 79, pp. 01-89, 1975.
- [23] P. MARQUIS, "Etudes sur le fémur," *Bruxelles: Stoop*, 1945.
- [24] S. Benbarek, "Finite element analysis of the behaviour of crack emanating from microvoid in cement of reconstructed acetabulum," *Materials Science and Engineering:A*, vol. 457, pp. 385-391, 25 May 2007.
- [25] A. H. BURSTEIN, D. T. REILLY, and V. H. FRANKEL, "Failure characteristics of bone and bone tissue," *Kenedi RM ed. Perspectives in biomedical engineering London: The MacMillan press*, pp. 131-134, 1973.
- [26] J. K. WEAVER and J. CHALMERS, "Cancellous bone: its strength and changes with aging and an evaluation of some methods for measuring its mineral content," *J Bone Joint Surg Am*, vol. 48, pp. 289-298, 1966.
- [27] P. BLAIMONT, P. HALLEUX, P. OPDECAM, and L. COUTELIER, "Réaction du tissu osseux aux contraintes de vissage," *Acta Orthop* vol. 39, pp. 393-422, 1973.
- [28] F. GUILLEMOT, "Etude métallurgique d'alliages de titane pour applications biomédicales," *Thèse Doctorat de Sciences des Matériaux-option Métallurgie. Institut National des Sciences Appliquées de Rennes*, 2000.
- [29] D. FOUCAT, "Effets de la présence d'un grillage métallique au sein du ciment de scellement des cupules des prothèses totales de hanche. Etude mécanique et thermique.," *Thèse Doctorat. École Doctorale des Sciences Pour l'Ingénieur. ULP – INSA Strasbourg*, 2003.
- [30] J. W. HARKESS, "Arthroplasty of hip in Campbell's Operative Orthopaedics," *Mosby Year Book, St Louis, 8th edition*, vol. 1, pp. 445-626, 1992.
- [31] M. A. PE'REZ, J. M. GARCI'A-AZNAR, and M. DOBLARE', "Does Increased Bone-Cement Interface Strength have Negative Consequences for Bulk Cement Integrity? A Finite Element Study," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 37, pp. 454-466, 2009.

- [32] P. C. Chen, J. G. Pinto, E. H. Mead, D. D. D'Lima, and C. W. C. Jr, "Fatigue model to characterize cementmetal interface in dynamic shear.," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 350, pp. 229-236, 1998.
- [33] A. B. Lennon, B. A. O. McCormack, and P. G. Prendergast, "The relationship between cement fatigue damage and implant surface finish in proximal femoral prostheses," *Med. Eng. Phys.*, vol. 25, pp. 833-841, 2003.
- [34] K. L. Ohashi, A. C. Romero, P. D. McGowan, W. J. Maloney, and R. H. Dauskardt, "Adhesion and reliability of interfaces in cemented total joint arthroplasties," *J. Orthop. Res.*, vol. 16, pp. 705-714, 1998.
- [35] H. Fischer, D. C. Wirtz, M. Weber, M. Neuss, F. U. Niethard, and R. Mars, "Improvement of the longterm adhesive strength between metal stem and polymethylmethacrylate bone cement by a silica/silane interlayer system.," *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 57, pp. 413-418, 2001.
- [36] S. Morita, H. Yamamoto, K. Furuya, K. Ishihara, and N Nakabayashi, "Enhanced strength in cemented stem fixation using adhesive acrylic cement as a metal coating material," *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 34, pp. 171-175, 1997.
- [37] M. H. Geiger, E. M. Keating, M. A. Ritter, J. A. Ginther, P. M. Faris, and J. B. Meding, "The clinical significance of vacuum mixing bone cement," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 382, pp. 258-266, 2001.
- [38] R. D. J. Mulroy and W. H. Harris, "The effect of improved cementing techniques on component loosening in total hip replacement," *J. Bone. Joint. Surg.*, vol. 72B, pp. 757-760, 1990.
- [39] C. Lee, "The Importance of Establishing the Best Bone-Cement Interface," in *The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty: Theory and Practice*, ed Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2005, pp. 119-124.
- [40] J. Karrholm, B. Borssen, G. Lowenhielm, and F. Snorrason, "Does early micromotion of femoral stem prostheses matter? 4-7-year stereoradiographic follow-up of 84 cemented prostheses," *Bone & Joint Journal*, pp. 912-917, 1994.
- [41] M. Perez and J. Palacios, "Comparative finite element analysis of the debonding process in different concepts of cemented hip implants," *Annals of biomedical engineering*, pp. 2093-2106, 2010.
- [42] Zagane MS. SIMULATION NUMERIQUE DE LA FRACTURE DU FEMUR SOUS CHARGEMENT STATIQUE ET DYNAMIQUE. thèse doctorat UNIVERSITE DJILLALI DE SIDI BEL ABBES. 2017.

- [43] SAHLI A. MODELISATION DE L'ENDOMMAGEMENT AUTOUR D'UNE CAVITE DANS LE CIMENT ORTHOPEDIQUE DES PROTHESES TOTALES DE HANCHE. thèse doctorat UNIVERSITE DJILLALI DE SIDI BEL ABBES. 2014.