



N° d'ordre :

THESE
Pour l'obtention du diplôme de doctorat

UNIVERSITE DJILLALI DE SIDI BEL-ABBES
FACUTLTE DE TECHNOLOGIE

SPECIALITE/ GENIE MECANIQUE
OPTION/ MECANIQUE DES MATERIAUX AVANCES

Présenté par Monsieur :

BENOUIS ALI

**EFFET D'INTERACTION CAVITE-CAVITE SUR LE
COMPORTEMENT DU CIMENT ORTHOPEDIQUE
DE PROTHESE TOTALE DE HANCHE**

Directeur de Thèse :
Mr. BOUALEM SERIER

Soutenue : le 11 Novembre 2015

Devant la commission d'Examen

- JURY-

Président :

Mr. B.BACHIR BOUIADJRA

Professeur

Université de sidi Bel-Abbès

Directeur de thèse :

Mr. B.SERIER

Professeur

Université de sidi Bel-Abbès

Examineurs :

MM.

Smaïl Benbarek

Professeur

Université de sidi Bel-Abbès

Ali Merdji

Maître de conférence (A)

Université de Mascara

Laid Aminallah

Maître de conférence (A)

Université de Mascara

M.M. Bouziane

Maître de conférence (A)

Université de Mascara

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail à :

Ma mère que je souhaite une longue vie et se la santé.
A tous mes amis
Et je les remercie pour tous l'aide qu'ils m'ont accordés
Le long de ma formation.

Mes frères, Mes sœurs.

Remerciements :

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

Mon encadreur le professeur Boualem SERIER
Monsieur le professeur Belabbes Bachir Bouiadjra.
Monsieur le professeur Benbarek Smail
M^r Ali Merdji
M^r Laid Aminallah
M^r M.M. Bouziane

J'adresse mes sincères remerciements à monsieur Boulenouar Abdelkader
maître de conférences à l'université de Sidi Bel Abbès.

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.

Résumé — Dans ce travail nous analysons, tri-dimensionnellement par la méthode des éléments finis, le niveau et la distribution de la contrainte équivalente de Von Mises induite autour d'une cavité et entre deux cavités localisées dans les parties proximale et distale du ciment orthopédique (polyméthylméthacrylate PMMA). Les effets de la position autour des deux principaux axes (vertical et horizontal) de la cavité et par rapport à ces axes, de l'inter-distance cavité-cavité et de la nature du chargement (statique et dynamique), sur le comportement mécanique du ciment orthopédique ont été mis en évidence. Nous montrons que le seuil de rupture en tension du ciment est largement franchi lorsque le ciment, dans sa partie proximale gauche, contenant des cavités situées au voisinage très proche l'une de l'autre est soumis à des efforts dynamique. Ce travail met en évidence non seulement l'effet de la densité des cavités, simulée dans notre cas par l'inter-distance cavité-cavité, mais également celui de la nature de l'activité du patient (position debout du patient correspondant aux efforts statique et la marche normale aux efforts dynamiques) sur le comportement mécanique du ciment.

Mots-clefs : Ciment, implant, contrainte, Os, cavité, quasi-statique, distribution, statique, interaction

Abstract - In this work we analyze, in three dimensions by the finite element method, the level and distribution of the equivalent stress of Von Mises induced around a cavity between two cavities located in the proximal and distal portions of the bone cement polymethylmethacrylate PMMA). The effects of the position around the two principal axes (vertical and horizontal) of the cavity and with respect to these axes, the inter-distance cavity-cavity and nature of the load (static and dynamic), on the mechanical behavior of the cement orthopedic were highlighted. We show that the threshold voltage of the cement out is largely overcome when the cement left in its proximal portion, containing cavities located closely adjacent to each other is subjected to dynamic efforts. This work not only highlights the effect of the density of the cavities, in this case simulated by the inter-distance cavity-cavity, but also that the nature of the activity of the patient (patient standing efforts corresponding to static and normal walking dynamic forces) on the mechanical behavior of the cement, and we analyzed the mechanical behavior of cracks initiated in the cement mantle by evaluating the SIFs. The effect of the defect on the crack propagation path was highlighted.

Mots-clefs : Cement, implant, stress, Bone, cavity, quasi-static, distribution, interaction

ملخص:

في هذا العمل نقوم بتحليل الأبعاد الثلاثة باستخدام طريقة العناصر المحدودة، مستوى وتوزيع الإجهاد المتكافئ فون ميزس التي يسببها حول تجويف وبين تجاويف تقع في الأجزاء الأفقية والسفلى للأسمنت الجراحي للعظام (متعددة ميتاكريلات PMMA). آثار موضع حول محورين أساسيين (الرأسي والأفقي) من التجويف وفيما يتعلق بهذه المحاور، من المسافة بين تجويف- تجويف وطبيعة القوة (الثابتة وتحت تأثير الكعب)، على السلوك الميكانيكي للأسمنت الجراحي للعظام التي تم تسليط الضوء عليها. وتبين لنا أن الأسمنت يجتاز عتبة جهد المد للانكسار ويظهر على نطاق واسع، في الجزء الأفقي (اليمن والأيسر) منها، يوضح هذا العمل ليس فقط تأثير كثافة التجاويف، محاكاة في حالتنا من المسافة المتقاربة بين تجويف-تجويف، ولكن أيضا من طبيعة النشاط للمريض (وضع وقوف المريض: المقابلة لقوات ساكنة والمشى العادي: في تأثير الكعب) على السلوك الميكانيكي للأسمنت الجراحي.

كلمات البحث: الاسمنت طبي، فسيلة عظم، الإجهاد، عظم، جوف، ساكنة، التوزيع و المسافات المتقاربة

Sommaire

| | |
|---------------------------------------------------------------------------|----------|
| INTRODUCTION GENERALE | 1 |
| CHAPITRE I : Constituants De L'articulation Naturelle De La Hanche | |
| I.1. Matériaux biologiques de l'articulation de la hanche..... | 4 |
| I.1.1. Physiologie de l'os..... | 4 |
| I.1.1.a Fonctions..... | 6 |
| I.1.1.b Composition | 7 |
| a) Les différents types de tissu osseux | 7 |
| b) L'os cortical | 8 |
| c) L'os trabéculaire | 8 |
| d) L'endoste | 9 |
| e) La matrice osseuse | 9 |
| f) La phase minérale du tissu osseux | 9 |
| g) La phase organique du tissu osseux..... | 10 |
| I.1.2. Cartilage articulaire | 11 |
| I.1.3. Synoviale | 12 |
| I.2. Composition de l'os coxal | 13 |
| I.3. Biomécanique de l'os | 14 |
| I.3.1. Caractéristiques mécaniques de l'os | 14 |
| a) Résistance à la traction | 17 |
| b) Résistance à la compression | 17 |
| c) Résistance au cisaillement | 18 |
| d) Résistance à la flexion | 19 |
| e) Résistance à la torsion | 19 |
| I.3.2. Anisotropie | 20 |
| I.3.3. Viscoélasticité | 21 |
| I.3.4. Autres propriétés | 22 |
| I.3.5. Contraintes supportées par les os | 23 |
| I.3.6. Poutres composites os-muscle | 23 |

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------|----|
| I.4. Application au traitement des fractures | 24 |
| I.4.1. Contraction musculaire | 24 |
| I.4.2. Fracture de fatigue | 24 |
| I.4.3. Fracture et niveau d'énergie | 25 |
| I.4.4. Fractures sur défectuosité osseuse | 25 |
| I.4.6. Fracture et contrainte | 25 |
| I.5. Biomécanique de l'acetabulum | 26 |
| I.6. Fémur | 29 |
| I.7. Evolution historique de la prothèse totale de hanche | 33 |
| I.8. L'ARTHROPLASTIE TOTALE DE LA HANCHE | 40 |
| I.8.1 Anatomie descriptive de la hanche | 41 |
| I. 8.2. Anatomie fonctionnelle de la hanche | 41 |
| I. 8.3. Généralités sur l'arthroplastie totale de la hanche (ATH) | 42 |
| I. 8.3.1 Bref historique de l'ATH | 42 |
| I. 8.3.2 La chirurgie de l'ATH | 43 |
| I. 8.3.3 Ampleur de l'ATH et causes principales du remplacement de la hanche... .. | 44 |
| CHAPITRE II : BIOMATERIAUX | |
| II.1. Généralités | 46 |
| II.1.1. Biocompatibilité : | 46 |
| II.1.2. Biocompatibilité structurale | 46 |
| II.1.3. Raideur | 48 |
| II.1.4. Biocompatibilité des surfaces | 49 |
| II.1.5. Composition de la surface du biomatériau | 49 |
| II.1.6 Résistance à l'usure | 49 |
| II.1.7. Topographie du biomatériau | 49 |
| II.2. Différents types de biomatériaux | 52 |
| II.2.1 Biomatériaux métalliques..... | 52 |
| II.2.1.1. Alliages à base de titane..... | 52 |
| II.2.1.2. Alliages à base de cobalt | 55 |

| | |
|-----------------------------------------------------------------------------------|----|
| II.2.1.3. Aciers inoxydables | 56 |
| II.2.2 Céramiques | 56 |
| II.2.2.1. Céramiques bioinertes | 56 |
| II.2.2.2. Céramiques bioactives | 59 |
| II.2.3. Polyéthylène | 59 |
| II.3. Ciment chirurgical | 59 |
| II.3.1. Introduction | 59 |
| II.3.1.1. Propriétés chimiques | 59 |
| II.3.1.2 Energie de polymérisation | 61 |
| II.3.1.3. Retrait | 62 |
| II.3.1.4. Monomère résiduel | 63 |
| II.3.2 Antibiotiques | 64 |
| II.3.3. Radio opacifiant..... | 66 |
| II.3.4. Phase vitreuse | 66 |
| II.3.5. Poids moléculaire..... | 67 |
| II.3.6. Viscosité | 67 |
| II.3.7. Propriétés mécaniques | 69 |
| II.4. Porosités et fissures | 72 |
| II.4.1.Porosités..... | 72 |
| II.4.1.1. Avantages de la porosité | 73 |
| II.4.1.2. Inconvénients de la porosité | 73 |
| II.4.2 Fissures..... | 74 |
| II..5. Propriétés comparatives du système os – ciment – implant acétabulaire..... | 74 |
| II.5.1. Propriétés thermiques..... | 74 |
| II.5.2. Propriétés mécaniques..... | 75 |
| II.3 Ciments de comblement osseux | 77 |
| II.3.2.b Les ciments composites | 77 |
| II.3.2.c Applications cliniques des CPCs | 78 |
| II.4. Prothèse céphalique | 78 |

| | |
|---------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 4. 1 Prothèse totale de la hanche | 79 |
| II.4. 2 Descellement septique | 82 |
| II.4. 2.1 Définition | 82 |
| 4. 3 Descellement aseptique | 82 |
| 4. 3.1 Définition | 82 |
| II.4. 4 Le descellement aseptique au niveau cellulaire et moléculaire..... | 83 |
| II.4. 4.1 Le descellement au niveau radiologique | 84 |
| II.5. Causes de descellement | 86 |
| II.6. Intervention | 86 |
| CHAPITRE III : ANALYSE DES CONTRAINTES DANS LE CIMENT, L'OS ET L'IMPLANT FEMORAL | |
| III.1. Introduction..... | 90 |
| IV. 1 Présentation du modèle analysé | 91 |
| IV. 2 Choix de la prothèse | 92 |
| III.2. Analyses des contraintes dans l'Os cortical | 93 |
| III.3. Analyses des contraintes dans l'Os Spongieux..... | 93 |
| III.4. Analyses des contraintes dans L'Implant..... | 94 |
| III.5. Analyses des contraintes dans le ciment orthopédique..... | 95 |
| III.6 Conclusion | 97 |
| CHAPITRE IV : EFFET DE DEFAUTS VOLUMIQUES SUR LA REPARTITION DES CONTRAINTES | |
| IV.1 Introduction..... | 98 |
| IV. 4.1 Distribution des contraintes dans le ciment sain..... | 99 |
| IV. 4.2 Effet de la Cavité localisée au cœur du ciment..... | 100 |
| IV. 4.3 Effet d'interaction cavité-cavité..... | 104 |
| IV. 5 Conclusion | 110 |
| CHAPITRE V : Propagation quasi-statique de fissures | |
| V.1 Introduction | 112 |
| V.2 Critères d'amorçage..... | 112 |

| | |
|----------------------------------------------------------------------|-----|
| V.3 Critères de bifurcation..... | 113 |
| V.3.1. Critère de la contrainte normale maximale..... | 113 |
| V.3.2. Critère de la densité d'énergie de déformation minimale | 115 |
| V.3.3. Critère du taux de restitution d'énergie maximal..... | 115 |
| V.3.4. Critère CTOD..... | 117 |
| V.4. Critères de stabilité..... | 118 |
| V.4.1. Méthodes numériques utilisées..... | 119 |
| V.2 Présentation du logiciel de calcul | 121 |
| 1. Préparation des données ou Pré-processing..... | 122 |
| V.3 Modélisation par éléments finis | 123 |
| V.3.1 Calcul les paramètres de propagation | 123 |
| a)Facteurs d'intensité de contraintes (FIC) | 123 |
| b) Algorithme de propagation | 124 |
| V.3.2 Résultats et discussion..... | 126 |
| V.3.2.1. géométrie et définition du matériau..... | 126 |
| V.3.2.3. Critère de la densité d'énergie de déformation minimal..... | 129 |
| V.3.2.2. Évolution des facteurs d'intensité de contrainte..... | 130 |
| V.3.2.3. Simulation de propagation de fissure..... | 134 |
| V.3.2.4. Interaction cavité-fissure | 136 |
| V.3.2.5. Interaction inclusion-fissurée | 138 |
| Conclusion | 141 |
| Conclusion générale | 143 |
| Référence bibliographie | |

INTRODUCTION

GENERALE

INTRODUCTION GENERALE

La prothèse totale de hanche (PTH) est une structure de substitution de l'articulation naturelle de la hanche, elle permet de rétablir le mouvement de la hanche malade ou accidentée qui est constituée de matériaux naturels dont l'os, le cartilage et de matériaux artificiels. L'implant fémoral remplace la partie supérieure du fémur et la cupule placée celle du cartilage détérioré au niveau du cotyle; cette dernière assure le contact et facilite le frottement de la tête fémorale emboîtée dans l'os acétabulaire.

La loi «Low Friction Arthroplasty» de John Charnley (1911-1982) est née en 1962.

C'est en novembre 1962, à la suite de multiples travaux sur la fixation cimentée des implants dans l'os et sur les couples de friction, puis fort de l'expérience malheureuse des cupules en téflon (1959-62), que John Charnley implantait sa première prothèse totale de hanche (PTH) à faible friction. Pour la première fois, il cimentait dans la cavité acétabulaire une cupule en polyéthylène de haute densité («HDPE») dans laquelle venait s'articuler une bille en acier de calibre 22,25 mm (7/8 de pouce), définissant ainsi la «Low Friction Arthroplasty» (LFA) que l'on connaît bien aujourd'hui. Les biomatériaux sont d'une grande importance économique et sociale conformément au marché mondial qui est actuellement estimé à environ 25 milliards d'euros avec un taux annuel de croissance, égal à environ 12 % et à la population concernée.

Ces matériaux trouvent une grande application : en ophtalmologie, odontologie, chirurgie orthopédique, chirurgie cardiovasculaire, en chirurgie dentaire. Ils sont censés se développer pour augmenter la durée de vie de ces structures de substitution. Les biomatériaux sont des matériaux non vivants utilisés dans un dispositif médical en contact direct avec un système biologique et donc avec des tissus ou des fluides vivants. Les matériaux destinés à être en contact permanent ou provisoire avec les systèmes biologiques doivent obéir à des règles très strictes, notamment de biocompatibilité et de bio-compétence, pour pouvoir être utilisés en pratique médicale.

La désolidarisation des deux implants pour les deux parties, l'une mobile : implant fémoral et l'autre fixe : la cupule : implant cotyloïdien, constituant l'articulation de substitution de la hanche naturelle par la prothèse totale de la hanche cimentée revient à de nombreuses origines parmi lesquelles nous avons choisi d'étudier l'état des contraintes dans ce constituant et la cause de descellement en présence des défauts (cavité, fissure, ... etc.) dans l'élément le plus fragile de la structure qui est le ciment. Ces défauts sont généralement responsables du descellement de la prothèse totale de hanche.

Sir John Charnley [1], chirurgien britannique, utilisa une résine acrylique polymérisant à froid, le polyméthacrylate de méthyle (PMMA), matériau biocompatible, pour ancrer des prothèses dans l'os support.

A ce jour ce biomatériau chirurgical continue d'être le seul utilisé pour la fixation des prothèses dans le cas de la mise en place des prothèses cimentées [2]. Le taux élevé de réussite dans la pratique de cette technique chez les malades âgés a donné sa popularité [3]. Le succès de la longévité de cette fixation a autorisé sa pratique très fréquente pour un nombre de patients de plus en plus grand et sous des formes diverses. Son utilisation a pris une ampleur considérable intégrant les malades plus jeunes à activité plus importante [4] dont les trop fortes probabilités d'échecs [3] commandaient son expérimentation. Cette pratique chirurgicale est actuellement très courante en Europe, aux Etats-Unis et à travers le monde [5]. De nombreuses personnes ont bénéficié des apports de cette technique pour surmonter le handicap de la trop forte douleur [6]. Beaucoup de complications sont apparues à la suite de cette importante opération chirurgicale [7]. Une arthroplastie de correction suit généralement l'échec de la première pratique opératoire.

Ce ciment présente généralement de très faibles propriétés mécaniques et surtout une très faible résistance à la fissuration. Il constitue pratiquement le maillon le plus faible de la structure. La durée de vie des prothèses dépendent essentiellement de son comportement mécanique. Plusieurs travaux ont été menés pour analyser ce comportement. Ce travail rentre dans ce contexte et porte sur analyse, par la méthode des éléments finis, de l'effet des défauts du ciment (fissures, cavités, inclusions), sur le comportement mécanique du ciment chirurgical pour la prédiction du phénomène de descellement.

Cette thèse regroupe cinq chapitres dont les deux premiers sont consacrés à une étude bibliographique sur l'évolution des PTH et les trois autres chapitres portent sur une analyse numérique par la MEF du comportement mécanique du ciment orthopédique:

- **Le 1^{er} chapitre** porte sur les constituants de l'articulation naturelle de la Hanche ainsi les caractéristiques physiographiques du fémur et de ces composants biologiques;
- **Le 2^{ème} chapitre** est une étude de Tolérance tissulaire vis-à-vis des implants (la biocompatibilité) : elle est d'une grande importance car les caractéristiques-chimiques et biologiques conditionnent la biocompatibilité;
- **Le 3^{ème} chapitre** traite l'analyse de la distribution et le niveau des contraintes sur les composants de PTH (ciment, implant, Os cortical, Os spongieux).

- **Le 4^{ème} chapitre** évaluera l'effet des défauts volumiques sur la répartition des contraintes dans le ciment: il traite les phénomènes d'interaction des cavités;
- enfin **Le 5^{ème} chapitre** étudie la propagation quasi-statique des fissures c'est à dire l'évaluation de facteur d'intensité de contrainte de la propagation de fissure en utilisant des approches différentes.

CHAPITRE. I

CHAPITRE I

CONSTITUANTS DE L'ARTICULATION NATUELLE DE LA HANCHE

I.1. Matériaux biologiques de l'articulation de la hanche

Le ligament de la tête fémorale, la capsule articulaire et les muscles ont pour fonction de permettre l'emboîtement de la tête du fémur à l'acétabulum dans le cas où l'articulation naturelle de la hanche est saine et indemne de dysfonctionnement. La fonction essentielle de la capsule articulaire est d'une part, d'assurer l'étanchéité de l'articulation et sa fermeture comme le montre la figure 1.1.

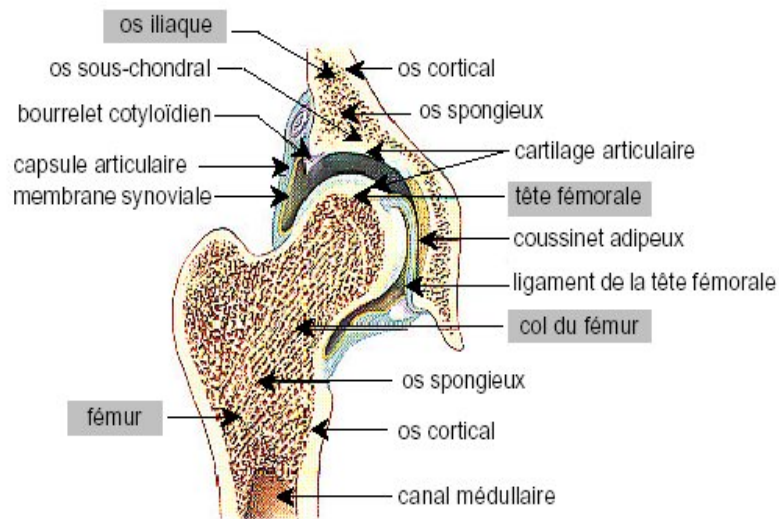


Figure I.1 : Coupe frontale de l'articulation coxo-fémorale [8-9].

I.1.1. Physiologie de l'os

Les deux tiers de la composition de l'os sont le phosphate de calcium amorphe, le reste est formé de fibre de collagène et d'eau. L'os peut être défini comme un matériau composite qui peut être assimilé à une céramique de propriétés mécaniques élevées. Il contient également en très faibles proportions des protéines, des lipides et des polysaccharides. La matrice est formée par un réseau de microfibrilles de collagène de diamètre de 10^2 à 2.10^3 nm. Des cristaux d'hydroxyapatite de dimensions $20 \times 1.5 \times 5$ nm sont déposés sur le réseau et orientés parallèlement aux fibres permettant une coïncidence de la taille la plus importante des cristaux avec celle de la fibre.

Une membrane de tissu conjonctif entoure le tissu organique de l'os ; cette membrane est appelée périoste. Elle est richement innervée et vascularisée. Une couche sous-jacente de la membrane est constituée de tissu osseux comparable à de l'ivoire appelé os cortical de densité et de compacité élevées. Cette couche est constituée de cellules fermées ; elle a une structure lamellaire disposée en système de travers. Elle est le siège de contraintes très intenses (Fig. I.2 et I.3).

L'os spongieux ou trabéculaire situé sous l'os cortical est de faible densité, de cellules ouvertes et de structure filaire. Il correspond aux régions se trouvant sous faible champ de contraintes.

Les ostéoblastes et les ostéoclastes, constituants de l'os ont des rôles différents sont respectivement à l'origine de la construction et de la résorption osseuse. L'os subit généralement une déformation élastique sous l'effet d'une sollicitation mécanique d'amplitude normale. Cette dernière semble être la cause essentielle de l'équilibre dynamique existant entre la fonction des ostéoblastes et des ostéoclastes.

En effet, pour toute personne normale non malade, l'établissement d'un équilibre fluctuant entre la construction et la destruction osseuse se produit sous l'effet d'une contrainte optimale. Ceci montre que le renouvellement de l'os est régulier; en fonction de l'amplitude de cette contrainte l'os croît ou réduit l'activité métabolique. Un accroissement de la contrainte entraîne une stimulation de la fonction des ostéoblastes conduisant ainsi à une ostéosclérose, alors qu'une contrainte trop intense produit une stimulation des ostéoclastes et donne naissance à des kystes voire l'endommagement de l'os. Par contre, une réduction de contrainte peut engendrer une ostéoporose qui semble être à l'origine de la réduction de la fonction ostéoblastique ou à l'augmentation des activités des ostéoclastes. Des travaux [10] ont montré que l'orientation et la distribution de la densité de l'os trabéculaire et l'os cortical jouent le rôle d'opposition aux contraintes supportées par l'os se trouvant sous chargement.

A cet effet, une loi a été développée montrant que c'est la distribution des contraintes (ou déformation) qui détermine le développement de l'os, c'est la raison pour laquelle, il est nécessaire, pendant la correction de l'articulation coxo-fémorale, de ne pas changer le schéma des contraintes d'amplitude normale appliquées à la hanche naturelle. Une modification du schéma de contraintes peut être fatale à l'arthroplastie. Une telle modification nécessite un remodelage [11].

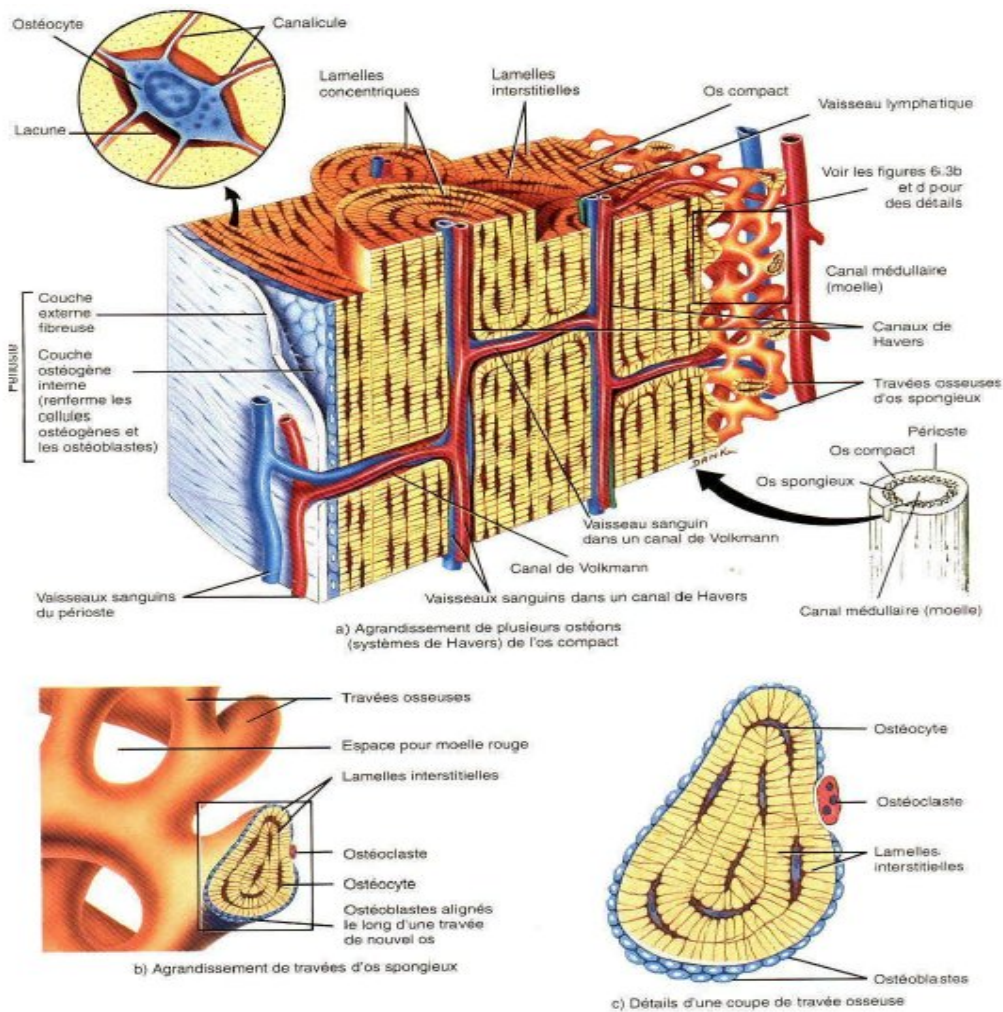


Figure 1.2 : Schéma de l'os cortical et spongieux, Système de Havers [9].

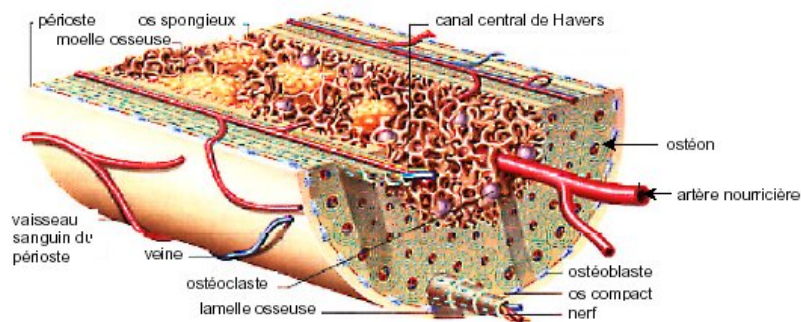


Figure 1.3 : Coupe de l'os [9].

I.1.1.a Fonctions

Le corps humain compte près de 200 os articulés (Figure 1.1), des matériaux composites avec taille, composition et structure complexes et diverses, ces os assurent de différentes fonctions :

- un rôle mécanique : charpente du corps humain, le squelette sert de point d'attache aux tendons et de support aux tissus mous (muscles, ligaments...).
- un rôle de protection : vis à vis de nombreux organes internes, comme le cerveau par la boîte crânienne, le cœur et les poumons par la cage thoracique, ou encore la moelle épinière au sein des vertèbres.
- un réservoir à minéraux : Avec 99 % du calcium et 90 % du phosphore de notre corps sont stockés dans les os, le cartilage et dans les dents.
- une fonction hématopoïétique, c'est-à-dire qu'il participe aux processus de formation de cellules sanguines, notamment par de la moelle osseuse rouge qui produit les globules rouges, les globules blancs et les plaquettes.

I.1.1.b Composition [12]

L'os est un matériau composite, mélange intime d'une phase organique (22 %), d'une matrice minérale à base de phosphate de calcium (69 %) et d'eau (9 %), de proportions variables selon la nature de l'os.

La matrice organique est la première phase synthétisée lors de la formation de l'os. Elle est constituée majoritairement de collagène de type I (à 90 %), une glycoprotéine fibreuse et rigide qui forme une triple hélice d'une longueur de 3000 Å et de 50 Å de diamètre [13]. Elle est ensuite minéralisée par un phosphate de calcium, une phase de type apatitique.

a) Les différents types de tissu osseux [14]

Le squelette humain est composé d'environ 270 os à la naissance et comprend en moyenne 206 à l'âge adulte après fusion de certains d'entre eux [15]. On distingue trois types principaux : les os longs (fémurs, radius, cubitus, etc.), les os courts (phalanges, etc.) et les os plats (crâne, scapula, os coxal etc.). Le tissu osseux peut également être classé selon la disposition de ses fibres de collagène. Le premier tissu osseux à se former est le tissu fibreux (ou primaire) correspondant à l'élaboration rapide et désorganisée des fibres de collagène. Ce tissu présent chez l'embryon et le jeune enfant est voué à être rapidement remplacé au cours du développement par le tissu osseux lamellaire (ou secondaire). Néanmoins, on peut retrouver le tissu osseux primaire chez l'adulte au cours de la réparation osseuse après une fracture ou dans certaines pathologies osseuses (tumeurs, dysplasie). Ce tissu fibreux est remplacé par le tissu lamellaire composé de fibres de collagènes qui servent de support aux sels de calcium aboutissant à la formation de lamelles rigides. En fonction de l'agencement de ces lamelles, on peut distinguer : l'os cortical (ou compact) qui

représente 80 % de la masse osseuse, l'os trabéculaire (ou spongieux) représentant 10 % et l'os périostique (ou périoste) [16].

b) L'os cortical

L'os cortical, relativement épais, est l'enveloppe extérieure de l'os qui protège la partie interne principalement constituée d'os trabéculaire et de moelle osseuse (figure I.1). L'os cortical est constitué de fines fibres parallèles de collagène de type I qui fixent les sels de calcium aboutissant à la formation d'une architecture lamellaire. Les fibres de collagène ont une orientation différente d'une lamelle à une autre ce qui renforce la résistance mécanique de l'os cortical. Ces lamelles (10 à 13,5 μm) sont très bien organisées, parallèles et cylindriques, elles cloisonnent les canaux de Havers contenant les vaisseaux sanguins et les nerfs. Cet ensemble de lamelles, dont le nombre varie entre 8 et 15, entourant un canal Haversien constitue l'élément de base de l'os cortical et est appelé le système de Havers (ou ostéon ou ostéone). C'est à l'intérieur de ces lamelles minéralisées que se trouvent emprisonnés les ostéocytes. Les vaisseaux sanguins empruntant les canaux Haversiens sont reliés entre eux par des vaisseaux transversaux (canaux de Volkmann) qui forment un réseau vasculaire très ramifié permettant la survie des ostéocytes et des cellules environnantes. Ces canaux représentent la seule porosité de l'os cortical qui est très faible (5 à 10 %) [17-19]. L'os cortical, très structuré et très dense, confère à l'os sa rigidité et sa résistance face aux contraintes mécaniques qui lui sont appliquées.

c) L'os trabéculaire

L'os trabéculaire est un tissu ayant une architecture spongieuse constituée de fibres de collagène plus ou moins orientées de la même façon et formant des lamelles osseuses (généralement peu nombreuses) associées en travées (figure I.1); comme décrit précédemment pour l'os cortical, ce sont ces lamelles qui contiennent les ostéocytes. L'os trabéculaire forme un réseau tridimensionnel que l'on retrouve principalement au niveau des os courts, des os plats (diploé) et au niveau de l'épiphyse des os longs. Cet os est formé par de nombreuses trabécules séparant de volumineuses cavités irrégulières très largement interconnectées; c'est dans ces cavités que se trouvent les vaisseaux sanguins et très souvent la moelle osseuse rouge hématogène (formation des cellules sanguines). La présence de cette moelle rouge rend l'os trabéculaire métaboliquement plus actif et fait qu'il est plus souvent remodelé que l'os cortical. Bien que l'os trabéculaire soit de même composition que l'os cortical, celui-ci est beaucoup plus poreux. Les nombreuses cavités qui forment cet os lui donnent son nom d'os

trabéculaire (ou spongieux). Cette porosité représente de 50 à 90 % du volume et fait de lui un os beaucoup moins dense et donc beaucoup plus fragile que l'os cortical [17,18]. Le périoste Le périoste revêt la surface extérieure des os sauf au niveau des zones articulaires et d'insertion des tendons et des ligaments (figure I.1). Il est constitué de lamelles superposées et assure la croissance des os en épaisseur par apposition de nouveau tissu osseux. Le périoste se compose d'une couche externe fibreuse (principalement constituée de fibres de collagènes) supportant vaisseaux et nerfs, d'une couche médiane fibroélastique et d'une couche interne (le cambium) composée de cellules ostéoprogénitrices. Lorsque le cambium est actif, il est composé d'une couche d'ostéoblastes appliqués à la surface de l'os et entourée de cellules ostéogènes enchâssées dans un réseau de fibres de collagènes. Avec l'âge le périoste devient dur, fibreux et de ce fait devient moins actif. Il perd ainsi sa capacité à engendrer de nouveaux ostéoblastes, ce qui explique la difficulté de guérison des fractures osseuses chez les personnes âgées. Le périoste est riche en vaisseaux sanguins qui permettent l'apport de nutriments indispensables à la réparation osseuse.

d) L'endoste

La surface interne de l'os cortical et celle des travées de l'os spongieux sont tapissées par une membrane, appelée endoste, formée d'une fine membrane de tissu conjonctif vascularisée composée dans sa majorité de fibres de collagène. Cette membrane contient des ostéoclastes et des cellules ostéogènes actives (ostéoprogéniteurs) ou quiescentes (cellules bordantes) capables se différencier en ostéoblastes. Cette membrane sépare le tissu osseux de l'espace médullaire où se trouve la moelle. La partie externe de l'os (périoste) et la partie interne de l'os (endoste) contribuent grandement au contrôle de la croissance et du remodelage osseux.

e) La matrice osseuse

Le tissu osseux est un tissu conjonctif spécialisé, composé d'une matrice extracellulaire (MEC) abondante et de cellules. La MEC de l'os est constitué de deux phases, une phase minérale représentant environ 70 % du poids sec de l'os et une phase organique qui représente un peu plus de 20 % [20]. Enfin, l'eau, principalement sous forme liée, est un élément important qui représente 20 à 25 % de la masse osseuse totale.

f) La phase minérale du tissu osseux

La phase minérale est principalement constituée de cristaux d'hydroxyapatite $[(Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2)]$ et de carbonate de calcium provenant de la précipitation de sels minéraux tels que le calcium et le phosphate. Ces cristaux sont fermement attachés aux fibres de collagènes mais on les retrouve également à l'intérieur de celles-ci sous la forme de petites aiguilles hexagonales [21]. Après la minéralisation primaire qui suit immédiatement la synthèse de matrice par les ostéoblastes (tissu ostéoïde), le nombre et la taille des cristaux vont croître lentement au cours d'un processus de minéralisation secondaire [22]. Les ions calcium et phosphate à la surface des cristaux (plus accessible) participent aux échanges rapides avec le liquide interstitiel et donc avec la circulation sanguine, ce qui est crucial à l'homéostasie phosphocalcique de l'organisme. C'est cette phase minérale qui confère à l'os son incroyable résistance aux contraintes [1].

g) La phase organique du tissu osseux

La phase organique de la matrice est majoritairement constituée de fibres de collagène de type I (80-90 %) (Figure I.2). Elle comprend également des protéines non collagéniques comme les protéoglycanes, l'ostéopontine, l'ostéonectine, l'ostéocalcine [23, 24], la sialoprotéine osseuse [25] et des glycoprotéines (par ex. la thrombospondine) [26]. Ces protéines, en plus de nombreux facteurs de croissance sécrétés par les ostéoblastes, jouent un rôle fondamental dans la minéralisation de la matrice et dans la régulation du remodelage du tissu osseux [27, 28]. La phase organique (et notamment les fibres de collagène) confère à l'os son élasticité et sa capacité à résister aux contraintes (pression, torsion, étirement, etc.) imposées par la pesanteur et les déplacements.

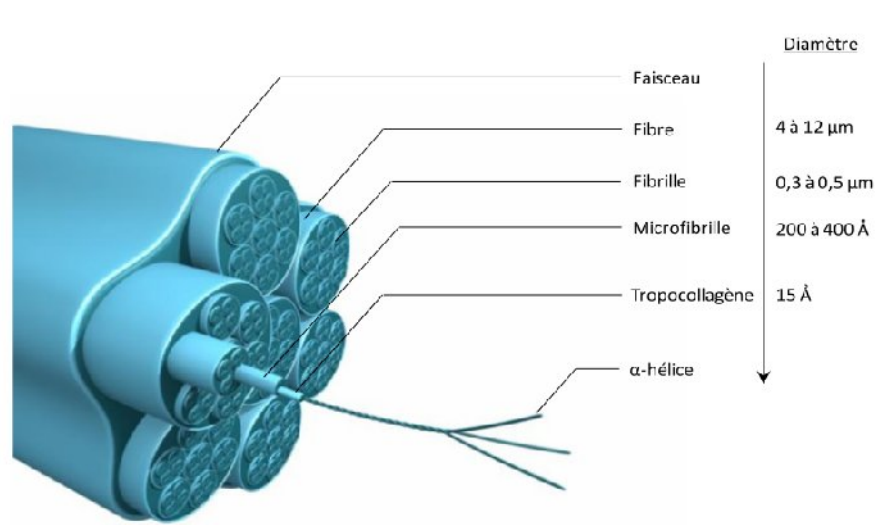


Figure I.2 : Organisation hiérarchique d'un faisceau de fibres de collagène, adaptée de Fratzel, 2008 [21].

I.1.2. Cartilage articulaire

Sous la surface articulaire se trouve le cartilage ou chondrocyte hyalin. C'est un tissu humain formé de cellules, de fibres de collagène et d'une matière essentiellement constituée d'eau (70%), de sels de sodium et des protéoglycanes synthétisés par les chondrocytes. La structure du cartilage hyalin est constituée d'une couche superficielle appelée couche de glissement, d'une couche moyenne de transition et d'une couche interne de cartilage calcifié reposant sur une lame osseuse sous-chondrale (Fig. I.4).

La fonction du cartilage est non seulement d'assurer le glissement des surfaces articulaires mais également de transférer les charges, de distribuer les contraintes dans les régions de contact et d'amortir les chocs. Le contact direct des deux surfaces articulaires est dû aux caractéristiques mécaniques de déformation du cartilage [29]. L'épaisseur du cartilage dépend de son activité. En fonction de ce paramètre cette épaisseur peut doubler (Fig. 1.5). La structure complète permet au cartilage un meilleur renforcement dans sa fonction d'amortisseur de chocs [30].

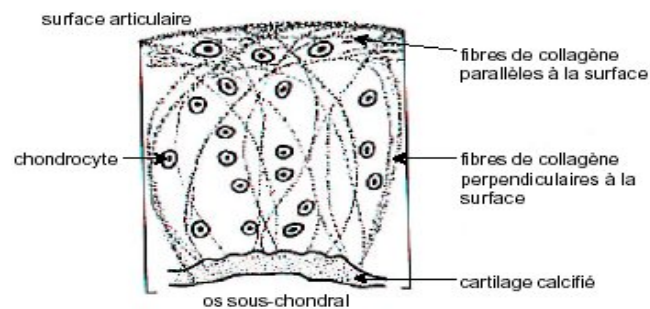


Figure I.4 : Cartilage articulaire [31].

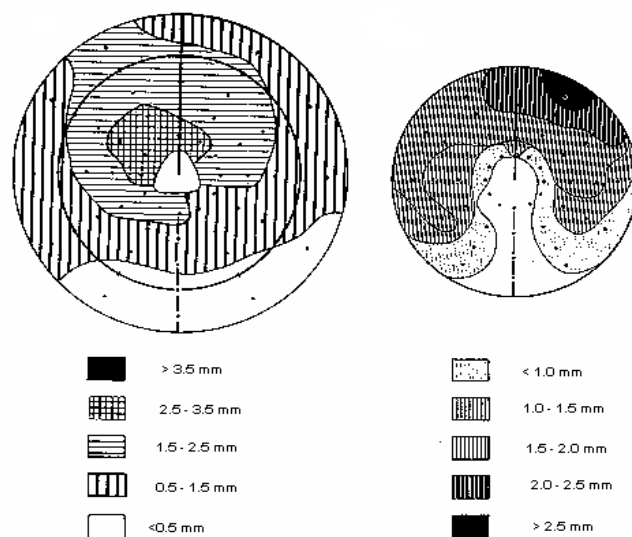


Figure I.5 : Distribution des épaisseurs du cartilage articulaire.

Une structure composée de film synovial, cartilage et tissu spongieux forme une résistance croissante pour la distribution progressive des contraintes de compression et de traction pour l'amortissement des vibrations et pour l'absorption des chocs. Les muscles et le manchon capsulo-ligamentaire assurent également la fonction de freinage dans le processus de l'absorption dynamique des chocs.

Le cartilage a une autre activité essentielle, celle de protéger l'os adjacent. Une étude [32] a montré que l'ostéolyse focale est une maladie due à la pénétration du liquide synovial dans l'os nu (non protégé) de l'acétabulum ou du fémur. Une perte de cartilage articulaire peut entraîner, en l'absence d'implant, la formation de kystes ou de géodes ; ces dernières sont le résultat du contact direct os-liquide synovial. L'énergie motrice de pénétration du liquide dans l'os est la force hydraulique qui favorise la formation de kyste expansif qui ne conduit à aucune douleur pour le malade et à aucune atténuation de l'activité de l'os.

La régénération du cartilage est très partielle et, lors de son endommagement entraîne sa substitution par du tissu fibreux. Une réduction de la fonction des chondrocytes est un paramètre fondamental du vieillissement du cartilage. Dans ce cas le cartilage ne remplit pas ses caractéristiques élastiques et se charge en sel de calcium.

La charge la plus importante appliquée par la tête fémorale est localisée sur le toit acétabulaire. C'est pourquoi le cartilage le plus épais se trouve sur la tête fémorale et sur le croissant articulaire. Lors d'une arthroplastie totale de la hanche, une structure ciment-cupule est substituée au cartilage du croissant articulaire de l'acetabulum. Cette structure doit remplir les mêmes fonctions d'amortissement des chocs et avoir les mêmes propriétés de déformabilité.

I.1.3. Synoviale

La synoviale est un tissu très mince (membrane) transparent qui tapisse la cavité des articulations mobiles (dans le cas d'arthrose) ; ce tissu permet la pénétration du liquide synovial dans les surfaces articulaires (cavités articulaires) et l'évacuation des débris d'usure. Le liquide synovial est incolore, visqueux, sécrété par la membrane synoviale et remplissant la cavité articulaire. Un accroissement de la vitesse du mouvement conduit à une chute de sa viscosité et par conséquent du coefficient de frottement (Fig. I.1)

Quelques jours après l'intervention chirurgicale une pseudocapsule se forme en donnant naissance à une synoviale.

I.2. Composition de l'os coxal

L'os coxal est un os relatif à la hanche (Fig. I.1) et présente une structure sous forme de sandwich composée d'une enveloppe d'os cortical, d'os sous-chondral dense et d'os spongieux, leurs propriétés mécaniques de résistance décroissent de l'os cortical à l'os spongieux.

Les caractéristiques mécaniques de l'os sous-chondral sont beaucoup plus faibles au droit du toit de l'acetabulum qui est une région de forte déformation qu'au droit des cornes antérieures et postérieures (Fig. I.6); par contre, les propriétés mécaniques (module d'Young) de l'os spongieux chutent avec l'éloignement de l'os sous-chondral.

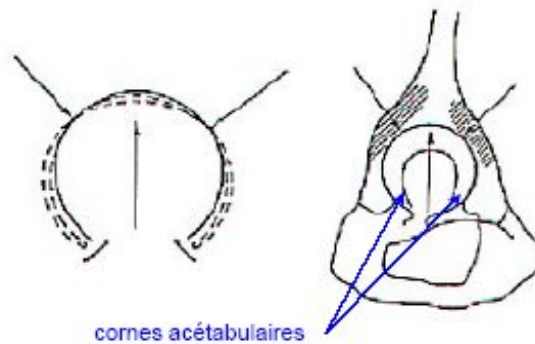


Figure I.6 : Déformation de l'acetabulum sous charge.

Le rôle primordial de cette structure est de pouvoir assurer une combinaison entre une résistance forte et un faible poids. La fonction de l'os spongieux est d'assurer la stabilité de l'espace entre les deux coques d'os cortical. Le transfert direct de charge à l'os sous-cortical du pelvis est assuré par l'os sous-chondral acetabulaire grâce à sa fonction de membrane. L'extraction de cet os entraîne une réduction considérable de la résistance de l'acetabulum.

De par la configuration en sandwich de l'os iliaque, les contraintes de compression transférées à l'os cortical de la hanche naturelle sont beaucoup plus élevées que celles transmises à l'os spongieux sous-jacent ($\approx 1/5^{\text{ème}}$) en appui monopodal. Le toit de l'acetabulum représente une région de forte déformation. Du fait de sa position au-dessus de l'acetabulum, l'os spongieux est relativement très faiblement chargé dans les conditions physiologiques naturelles [33- 34]. Une étude numérique a montré une coïncidence sous des contraintes dans l'acetabulum avec les orientations des trabécules, alors qu'une analyse expérimentale a montré que comparativement à l'os spongieux, l'os sous-chondral présente une excellente résistance à la torsion [8].

I.3. Biomécanique de l'os

I.3.1. Caractéristiques mécaniques de l'os

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 et présentait section frontale de l'extrémité supérieure du fémur [35].

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 [37]. L'idée fut acceptée et en 1870 Wolff [37] 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 «verniss craquelants» 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. Une étude a montré que cette méthode peut conduire à la connaissance de la répartition des contraintes, de leur état et de leur niveau résultant de l'application d'une force isolée [38]. 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 [39].

-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 [40], 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.

Dés 1847, Wertheim évaluait le module d'élasticité de l'os frais entre 1819 et 2638 kgf / mm². En 1876, Rauber [41] 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 [42].

En 1978, des travaux ont conduit à un module d'élasticité très bas de l'ordre de 0.8 kgf /mm² [44] à 1.2 kgf /mm² [43] (Fig. I.7).

- A de faibles contraintes inférieures à la limite d'écoulement, l'os présente un comportement élastique linéaire classique (Fig. I.7 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.7 B a un aspect de boucle fermée en hystérésis. Ce comportement a été observé en 1976 [44].
- 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 (Fig. I.7 C).

La déformation non permanente (élastique) a tendance à disparaître lentement après la décharge, ce comportement n'apparaît qu'après un temps de 40 minutes.

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 [45]. Il existe donc chez l'enfant une large zone de déformation non élastique

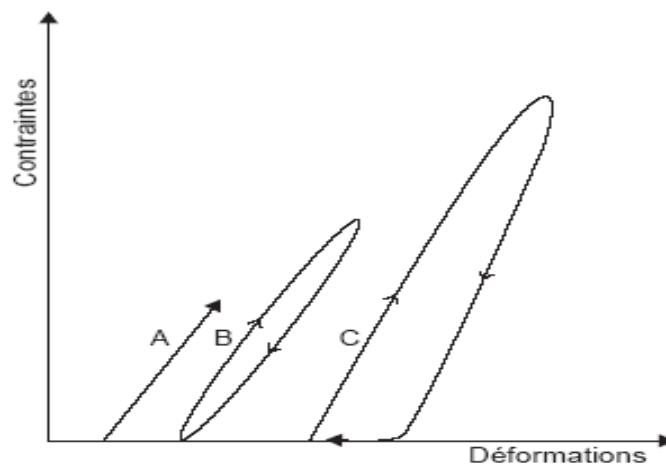


Figure I.7 : Chargements cycliques de l'os [41, 42].

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 [41]. 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 [46]. 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.

a) Résistance à la traction

En 1967, certains auteurs ont constaté sur des radius frais une résistance à la traction de 20 kgf /mm² [47]. 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 kg pour l'humérus et de 2300 kg pour le fémur. Ces valeurs ne représentent en aucun cas la résistance réelle en traction de ces os [47].

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 %) [48].

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 [48].

b) 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 [49]. 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 [50]. Pour ces auteurs, la présence d'une zone de déformation plastique en tension est comparable à celle que observée dans les matériaux polymères et correspond à la création de vides. Pour d'autres, elle est due à la formation de microfractures dans l'os corticale. En compression, la loi de comportement reste linéaire, c'est à dire que l'os se rompt brutalement sans déformation plastique apparente (Fig. I.8).

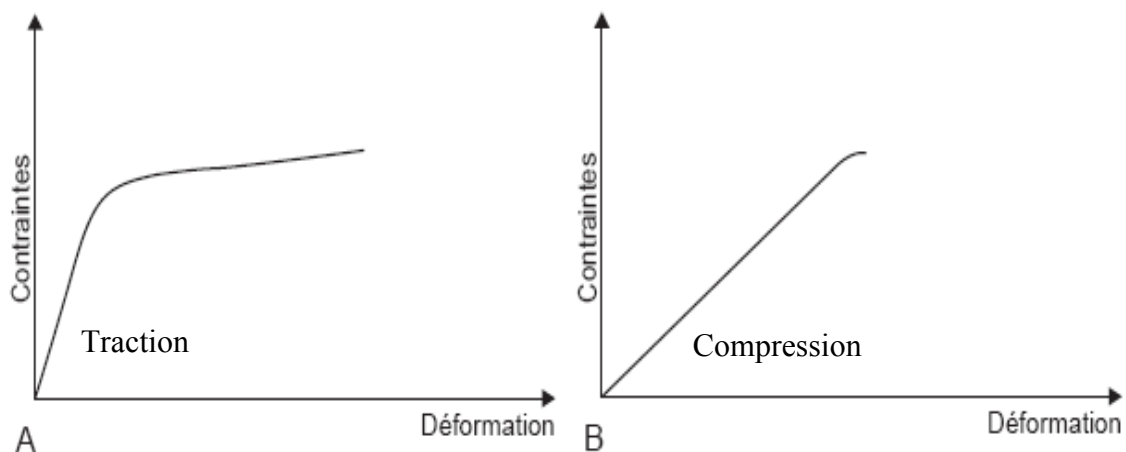


Figure I.8 : Courbes contraintes - déformation du fémur [50].

c) 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.

d) 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. Ce qui permet également d'expliquer les résultats obtenus à partir de mesures de microdureté des diaphyses [50-51]. Ce paramètre diminue de l'endoste vers le périoste. La partie la plus dure est logiquement la plus éloignée de l'axe neutre (Fig. I.9). La dureté diminue presque linéairement de l'endoste au périoste. L'os n'est donc pas un matériau homogène mais son hétérogénéité est organisée.

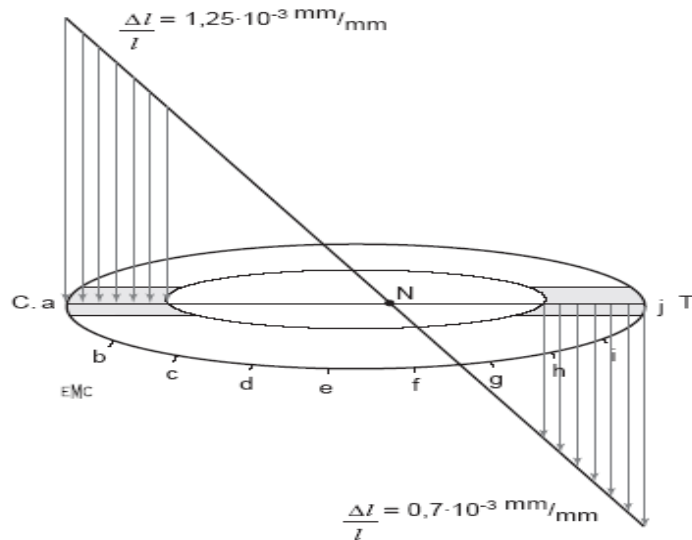


Figure I.9 : Variation de la micro dureté [50] ; Charge appliquée : $P = 100 \text{ kg}$.

e) 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 [42]. Ces valeurs sont comparables à celles obtenues à partir d'un os entier (5 à 6 kgf /mm²) par d'autres auteurs [49]. Il attribue cette dispersion des résultats à la présence de microdéfauts 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 expliquer que les os les plus longs sont exposés à des fractures spiroïdales. Plus l'os a un gros diamètre, moins il est vulnérable.

I.3.2. Anisotropie

Considéré comme un matériau composite élastique, l'os a de nombreuses autres caractéristiques. En 1958, une étude a montré que l'os est un matériau anisotrope [51].

Les résistances à la traction citées précédemment sont celles correspondant à l'axe longitudinal de l'os (Fig. I.10).

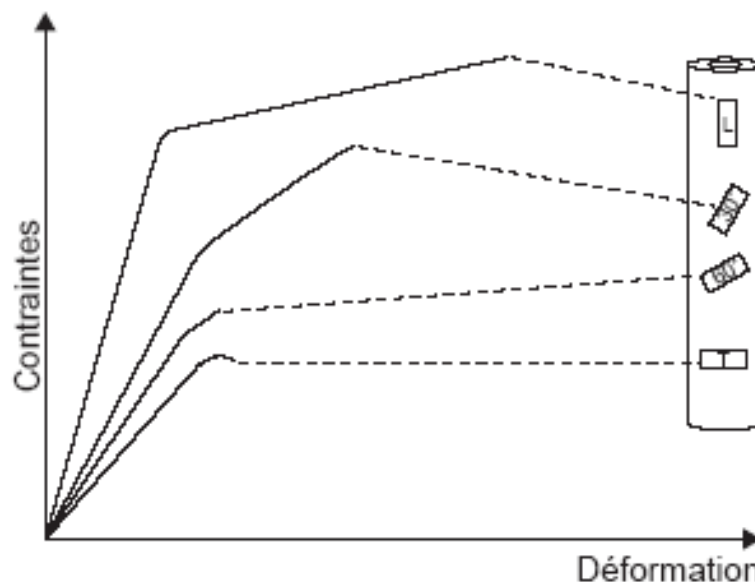


Figure I.10 : Tests en traction dans quatre directions de l'os cortical fémoral [50].

En 1975, des travaux ont présenté la première étude systématique de l'os en montrant que le module d'élasticité longitudinal était en moyenne 50 % plus élevé que le module transversal [54]. L'utilisation d'extensomètres électriques à grande amplification a permis de montrer que le module d'élasticité dépend non seulement de la face de l'os analysée mais également du test utilisé (traction longitudinale, compression ou flexion) [50]. Il diminue de l'endoste au périoste. Les zones osseuses les plus déformées sont aussi les plus déformables,

et les contraintes intraosseuses tendent vers l'égalisation. L'élasticité osseuse s'adapte aux sollicitations (d'après Blaimont [50]) (Fig. I.11) :

- A proximité de l'endoste : 2600 kgf/mm^2 .
- Sous le périoste : 1400 kgf/mm^2 .

L'os étant plus résistant à la compression qu'à la traction, c'est de préférence sa face soumise à des contraintes de traction qu'il faut renforcer lors d'une ostéosynthèse. Les implants métalliques utilisés en ostéosynthèse remplissent cette condition.

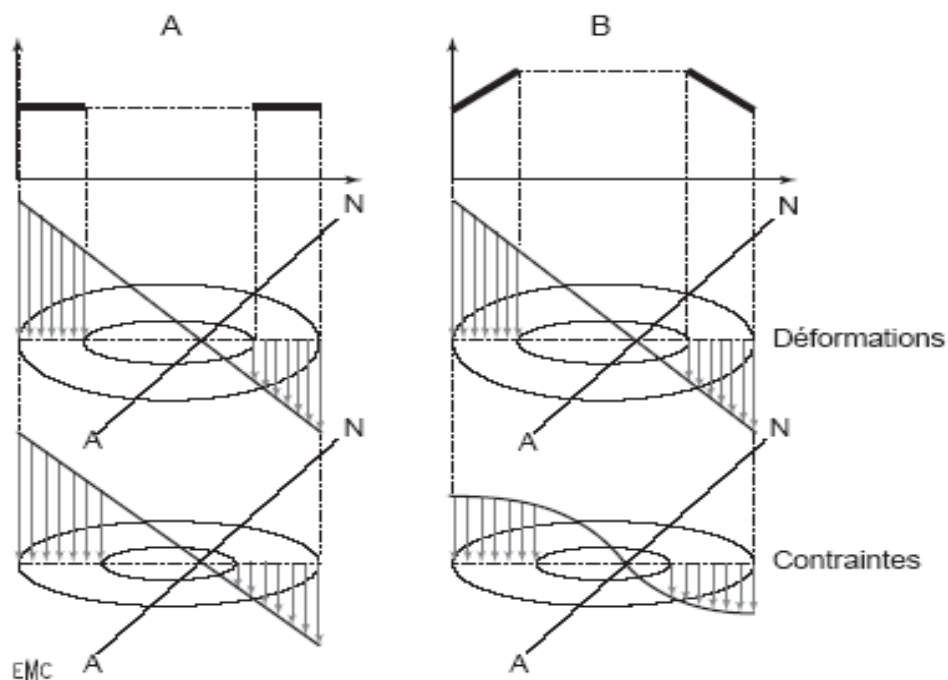


Figure I.11 : Diminution du module d'élasticité de la corticale de l'endoste vers le périoste Blaimont [50].

I.3.3. Viscoélasticité

L'os vivant est viscoélastique avec des propriétés mécaniques qui varient avec la vitesse d'application de la charge. Il perd cette propriété à l'état sec. Grâce à cette caractéristique, il résiste mieux aux efforts rapides que lents. La viscoélasticité de l'os lui permet de mieux s'adapter aux contraintes [40] :

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

I.3.4. Autres propriétés

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

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

Les mesures de Burstein [48] ont montré qu'avec l'âge se produit une diminution de la déformation maximum avant rupture, atteignant 5 % tous les 10 ans au niveau du fémur et 7 % tous les 10 ans pour le tibia.

Plus précisément, selon le module de Young, les valeurs moyennes obtenues pour de l'os cortical sont de 17 GPa et de 1 à 14 GPa pour de l'os trabéculaire [24]. La résistance en compression des os est aux alentours de 195 MPa et de 135 MPa en tension [25]. Concernant les lamelles au sein des ostéons cette valeur est de 22 GPa [26]. Cette phase minérale confère à l'os sa rigidité mais c'est son organisation spatiale qui permet à l'os d'être un matériau à la fois léger et extrêmement résistant.

Le caractère composite du tissu osseux lui confère des propriétés exceptionnelles, notamment mécaniques. L'os cortical présente ainsi une résistance de l'ordre de 130 - 180 MPa en compression et 50 - 151 MPa en tension [33]. Les propriétés mécaniques de l'os spongieux sont plus modestes en raison de sa grande porosité (Tableau I.1).

Tableau III.2 : Propriétés mécaniques et porosité de l'os humain, d'après la littérature [33].

| Type d'os | Résistance à la compression [MPa] | Résistance à la flexion [MPa] | Résistance à la tension [MPa] | Module [GPa] | Porosité (%) |
|------------------|-----------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|--------------|--------------|
| Cortical | 130 à 180 | 135 à 193 | 50 à 151 | 12 à 18 | 5 à 13 |
| Spongieux | 4 à 12 | - | 1 à 5 | 0,1 à 0,5 | 30 à 90 |

I.3.5. Contraintes supportées par les os

Les connaissances des contraintes supportées par les os sont récentes et demeurent limitées; dans l'activité quotidienne, un ensemble complexe de forces est appliqué aux os provoquant des déformations microscopiques. Ces dernières dépendent de l'amplitude des contraintes, de la géométrie de l'os, autrement dit de sa longueur, de ses courbes, de son diamètre et de ses propriétés mécaniques.

Chez l'homme, le centre de gravité du corps est situé devant la deuxième vertèbre sacrée. La position latéralisée des membres inférieurs par rapport au centre de gravité produit des forces additionnelles asymétriques qui s'ajoutent au poids du corps.

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

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

I.3.6. Poutres composites os-muscle

En 1965, une étude a montré que les os et les muscles s'associent pour augmenter la résistance d'un segment bien déterminé à des efforts parfois considérables [50]. Ils forment ensemble une poutre composite beaucoup plus résistante que les os isolés. Les poutres composites sont l'association de deux matériaux différents unis solidairement et qui partagent les contraintes en fonction de leur module d'élasticité et de leur moment d'inertie.

Reprenons l'exemple de Rabischong, c'est-à-dire les contraintes qui s'exercent sur les deux os de l'avant-bras lorsqu'une charge de 20 kg est placée dans la main. Si l'on considère que le coude est maintenu plié à 90° par les fléchisseurs du coude comme les câbles d'une grue, les contraintes de traction-compression dans les deux os de l'avant-bras sont de 2,5 t, ce qui est très supérieur à la résistance du squelette. Les muscles n'agissent donc pas sur les leviers squelettiques à la façon des câbles d'une grue, mais forment avec eux une poutre composite. Le muscle en contraction modifie ses dimensions et son module de Young. Il vient se plaquer étroitement sur le squelette.

Le plan osseux passe en arrière d'une ligne neutre se déplaçant et travaille en compression. Il est sollicitée par une contrainte de l'ordre de 1.30 kgf /mm², ce que l'os peut parfaitement supporter.

I.4. Application au traitement des fractures

I.4.1. Contraction musculaire

La contraction musculaire joue un rôle déterminant dans la prévention des fractures. [52] on peut illustrer ce rôle par l'exemple de la chute en skis vers l'avant. Le tibia du skieur vient s'appuyer en avant sur le bord de la chaussure avec un effet de flexion. Le cortical postérieur du tibia est soumis à des contraintes de traction très élevées pouvant entraîner sa fracture. Cette dernière peut être évitée par la contrainte réflexe du triceps engendrant des contraintes de compression postérieure dont le rôle est de neutraliser les contraintes de traction et par conséquent protéger le tibia.

La contrainte musculaire automatique au cours d'une chute protège le squelette. Chez le vieillard en revanche, la rapidité de la réaction musculaire n'est plus suffisante et le sujet est plus exposé à des risques de fractures. Les troubles de la vue, de l'ouïe et de l'équilibre sont des facteurs aggravants.

I.4.2. Fracture de fatigue

Une fracture peut survenir si la contrainte supportée par l'os est supérieure à sa résistance maximum, mais elle peut également survenir à la suite de l'application répétée de contraintes beaucoup plus faibles que les contraintes critiques. C'est la fracture de fatigue de l'os [53] Elle survient soit après application peu fréquente de contraintes élevées, soit après application très fréquente de contraintes relativement faibles.

La fréquence des sollicitations joue un rôle essentiel dans le processus de fatigue de l'os. En effet, la cinétique du remodelage osseux peut être plus rapide que le processus de

fracture spontanée, dans ces conditions la fracture peut être évitée. La fatigue musculaire conduit à une non protection du squelette et donc à son exposition à des fractures statiques.

I.4.3. Fracture et niveau d'énergie

Les fractures peuvent être classées en trois catégories, basées sur la quantité d'énergie libérée à leur niveau :

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

I.4.4. Fractures sur défectuosité osseuse

La création d'une perte de substance osseuse fragilise considérablement l'os, des travaux ont montré que le simple fait de forer un trou et d'insérer une vis dans le fémur de lapin diminue de 70 % sa capacité d'absorber l'énergie [48]. Huit semaines plus tard, l'effet a disparu, mais l'ablation de la vis diminue à nouveau de 50 % cette propriété de l'os. La création d'une fente osseuse sur une diaphyse crée une section ouverte et conduit à une diminution de la résistance à la fracture de 70 %. Le prélèvement d'un greffon cortical fragilise donc considérablement l'os.

I.4.6. Fracture et contrainte

Une fracture est en fait une question de distribution de contraintes et d'énergie mécanique. L'énergie nécessaire pour fracturer un tibia humain normal est seulement de $1/100000^e$ de l'énergie cinétique d'un skieur de 80 kg se déplaçant à 45 km/h [54]. Le cas extrême survient seulement quand l'énergie cinétique est brutalement concentrée et convertie en travail pour déformer le tibia.

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

Les fractures en « bois vert » sont la combinaison de micro-fractures de la cortical d'un os peu calcifié à bas module d'élasticité [54].

-Fracture en traction

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

-Fracture en cisaillement

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

-Fracture en torsion

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

-Fracture en flexion

Les fractures diaphysaires transversales ou en « aile de papillon » relèvent de ce mécanisme. La fracture commence sur la surface convexe, sur les fibres les plus extérieures qui supportent le plus de contraintes en tension. La présence de micro-défauts, d'entaille ou rainure dans cette face est à l'origine de l'amorçage de la fracture.

I.5. Biomécanique de l'acétabulum

L'articulation de la hanche est une articulation mobile dont les surfaces articulaires sont sphériques. C'est donc une énarthrose à trois degrés de liberté. Cette articulation permet trois mouvements (rotation) dans les plans de l'espace comme l'indique la figure I.12. L'anatomie de ces surfaces articulaires et les éléments capsulo-ligamentaires déterminent sa stabilité.

La force statique s'exerce différemment sur la hanche selon que le sujet est en position debout (au repos ou à la marche), en position assise ou en dorsal. L'équilibre des forces dépend donc de la position du corps et du plan de référence. Une analyse a parfaitement exposé le problème dans le plan frontal, en position verticale et en appui monopodal en l'illustrant, par le fameux et maintenant classique, schéma vectoriel de « balance » [55]. Cette illustration est représentée sur la figure I.12.

En station bipodale, le bassin est horizontal, le poids du corps coïncide avec son centre de gravité. Le système est donc en équilibre avec une tension égale entre abducteurs et adducteurs.

En station unipodale, le bassin qui tend à basculer du côté déchargé est maintenu en équilibre par la contraction du moyen fessier; le fléau de la balance devient asymétrique : le bras de levier externe qui sépare le grand trochanter du centre de la tête est 3 fois plus petit que le bras de levier interne qui sépare le centre céphalique de la verticale passant par le centre de gravité du corps.

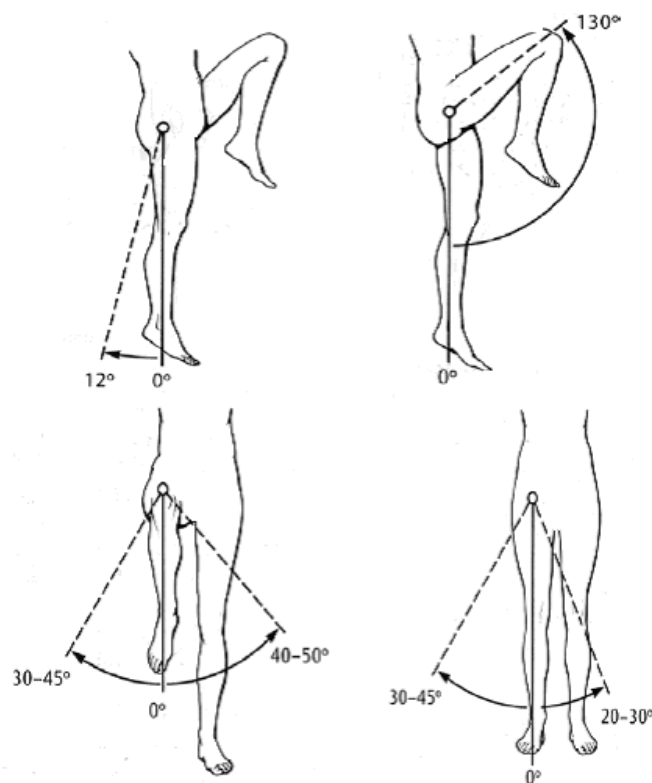


Figure I.12 : Mouvements d'articulation de la hanche [56].

Les équations qui règlent l'équilibre: $\vec{F}.CM = \vec{P}.CM'$; $\vec{H}.CT = \vec{P}.CT'$, montrent que la tête du fémur supporte environ 4 fois le poids du corps diminué du poids du membre portant. La résultante de cette force de compression et de la force de réaction du sol se situe dans un plan oblique de 16° en dedans de la verticale CV en raison de l'obliquité des abducteurs et du col fémoral.

De ce fait l'articulation n'est donc pas comparable à une rotule mécanique [57] :

- La tête fémorale présente une forme ovale (le diamètre antéropostérieur de cette tête est inférieur à son diamètre vertical) ;
- Le cartilage conduit à une accentuation de cette forme ;
- Le cartilage a une forme de croissant;
- L'opposition de travées osseuses chez les patients jeunes correspond à la direction de la résultante des forces de Pauwels (Figure 1.13) se trouvant dans le col du fémur

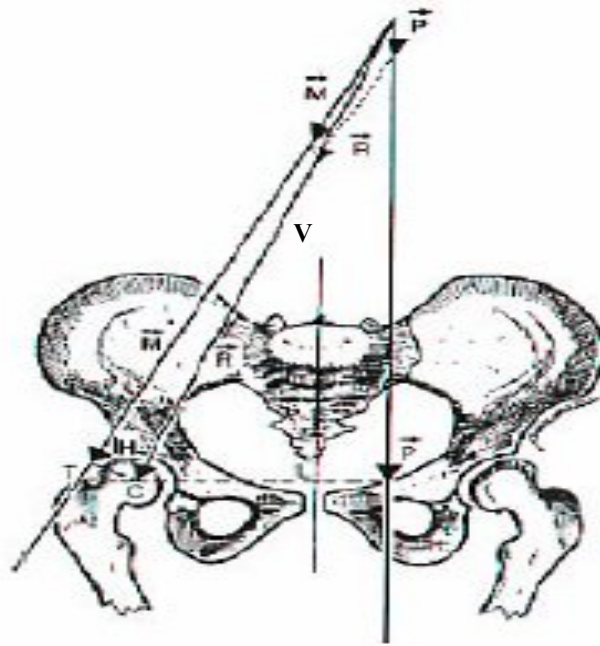


Figure I.13 : Schéma de la balance de Pauwels [55].

- Une étude expérimentale d'une hanche en appui bipodal sollicitée mécaniquement a montré l'existence de contraintes de tension dans une articulation mécanique qui ne devrait normalement engendrer que des contraintes de compression.
- Le toit de l'acetabulum, région de sollicitations mécaniques, est une zone de déformation permettant le rapprochement des cornes acetabulaires antérieures et postérieures ; ce dernier leur permet de prendre appui sur la tête fémorale sous l'effet d'un chargement de l'articulation pour accroître l'aire de contact tête fémorale - acetabulum (Fig. 1.6).
- Une analyse a montré que le module de Young des cornes acetabulaires est d'environ deux fois plus élevé que celui du toit acetabulaire ; cet écart trop important entre les modules d'élasticité entraîne une déformation de l'acetabulum [57]. Cette déformation est accélérée quand l'os se trouve sous chargement mécanique.
- Les travées osseuses forment une structure ogivale de renfort qui contourne une zone de configuration triangulaire et acetabulaire (Fig. I.14). Cette zone correspond à celle de

l'élasticité de l'acetabulum ; elle remplit le rôle d'appui des cornes acetabulaires sur la tête fémorale pendant la mise en charge. Lors du rapprochement de l'articulation de la hanche d'une articulation artificielle et avec l'âge, cette structure spongieuse sus-acetabulaire disparaît et est remplacée par des travées osseuses [57].

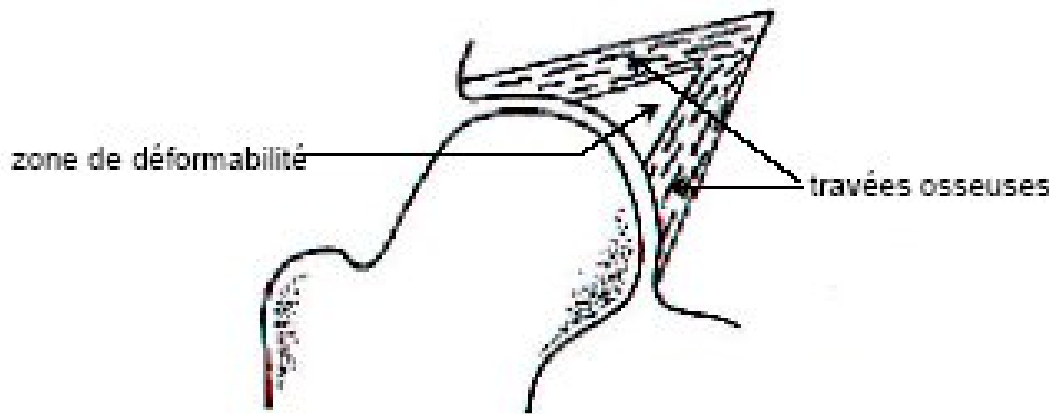


Figure I.14 : Zone de déformabilité du toit de l'acetabulum [56].

Une arthrose peut apparaître sous l'effet d'une hyperpression due à une réduction de la surface portante. Une coxarthrose évoluée entraîne une diminution de l'aire du triangle spongieux ; ce dernier s'estompe puis disparaît. Une condensation osseuse se substitue à ce triangle spongieux au-dessus de l'os sous-chondral du toit de l'acetabulum.

I.6. Fémur

Il est incontestablement l'os le mieux étudié. Il est clairement établi depuis l'analyse de Pauwells [55] que la charge qui s'exerce sur la tête fémorale est considérable. En position debout, le poids du corps excentré exerce sur la tête fémorale une charge d'environ 300kg, susceptible d'augmenter en fonction des efforts et des mouvements (Fig. I.15).

Des travaux ont montré qu'en montant des escaliers, cette charge peut atteindre 5 fois le poids du corps et en marchant rapidement sa valeur tend vers 7.6 fois ce poids, car dans ce cas les forces d'accélération s'ajoutent à la charge statique.

Le fémur peut être comparé à une potence, dont la charge excentrée engendre des contraintes de traction (Z) et des contraintes de compression (D). Si une charge identique était appliquée dans le grand axe d'une poutre verticale de même dimension, elle produirait des contraintes de compression axiale de moindre intensité.

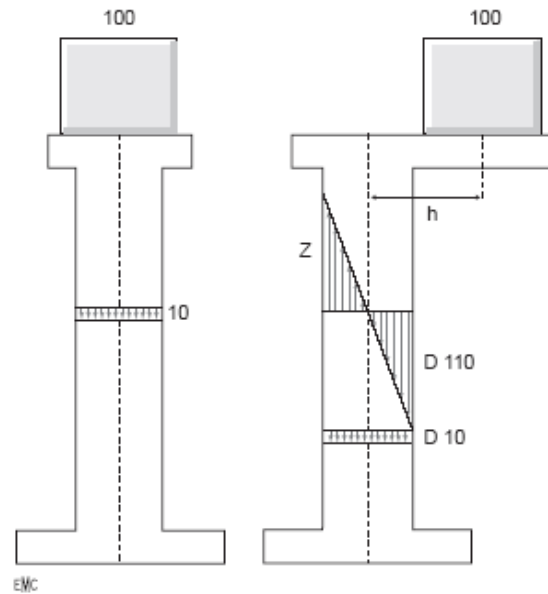


Figure 1.15 : Chargement d'un fémur comparé à une potence [55].

En tenant compte des travaux menés par [58], en 1990, une étude a déterminé les contraintes par la mise en place in vivo de prothèses de hanche équipées de jauges de contrainte chez deux patients. Les contraintes mesurées sont pour un sujet de 370 % du corps en montant les escaliers, de 416 % en les descendants et de 369 % en marchant à plat. Pour l'autre sujet, atteint d'une maladie neurologique entraînant des troubles de la marche, ces contraintes sont respectivement de 552 %, 523 % et 413 % [58]. Les contraintes sur le fémur en dessous du petit trochanter sont donc très élevées.

Les essais mécaniques effectués pour la détermination de la résistance osseuse donnaient des résultats trop différents de ceux calculés [59, 54, 47].

Une étude a montré, lors d'un test, un fémur a pu résister à une charge céphalique de 900kg, ce qui correspond à une contrainte en tension de la corticale externe sous le grand trochanter de 22.5 kgf/mm^2 [59, 47]. Une éprouvette prélevée au même niveau et testée en tension se fracturait pour une contrainte de 8.5 kgf/mm^2 . Le fémur aurait dû se fracturer à ce niveau pour une charge céphalique de 340kg.

Cet écart de charge a été également mis en évidence par d'autres travaux [59]. En effet, une diaphyse radiale soumise expérimentalement à un effort de traction présente une fracture lorsque la contrainte atteint une valeur moyenne de 23.5 kgf/mm^2 . Or au niveau où se produit la rupture, la résistance sur éprouvettes isolées n'excède pas 11 kgf/mm^2 . L'os présente donc une résistance à la traction beaucoup plus importante que celle calculée ou obtenue à partir des éprouvettes isolées. « Cette différence trop importante peut s'expliquer soit parce que le modèle mathématiques utilisé est erroné dans son applications à l'os, soit parce que les essais

de traction n'ont pas été conformes aux normes (non respect des conditions d'essais). Une analyse a montré que cette différence est due à l'association de ces causes [59] :

- La dureté de l'os diminue presque linéairement de l'endoste au périoste. Le module d'élasticité est nettement plus élevé au voisinage de l'endoste que dans la zone périoste. La différence est importante ; **Comtet** trouvait sur le radius un module de 2600 kgf/mm^2 à proximité de l'endoste, et de 1413 kgf/mm^2 sous le périoste. Si la dureté est uniformément répartie sur toute la section osseuse, les contraintes évolueraient suivant le modèle mathématique utilisé pour leur détermination. Dans la flexion fémorale, le périoste est plus déformé que l'endoste. Les zones déformées sont donc les plus déformables. Il s'ensuit une tendance à l'égalisation des contraintes.
- Comtet [47] a montré que les essais de traction sur des éprouvettes comportaient des erreurs systématiques par défaut. Ils ne donnent que de résultats approximatifs de la résistance osseuse. Le cumul de ces erreurs conduit à l'obtention des contraintes de rupture avec une incertitude estimée à 60 %. Depuis 1968 la répartition des contraintes sur le fémur est bien connue [59]; lorsque cet os est soumis à une charge **P**, sa partie externe se trouve sous des contraintes de tension (**T**) et sa partie interne sous des contraintes de compression (**C**). « Les deux zones Tension et Compression s'enroulent l'une autour de l'autre, en spirale, du haut en bas de la diaphyse » (Fig. I.16).

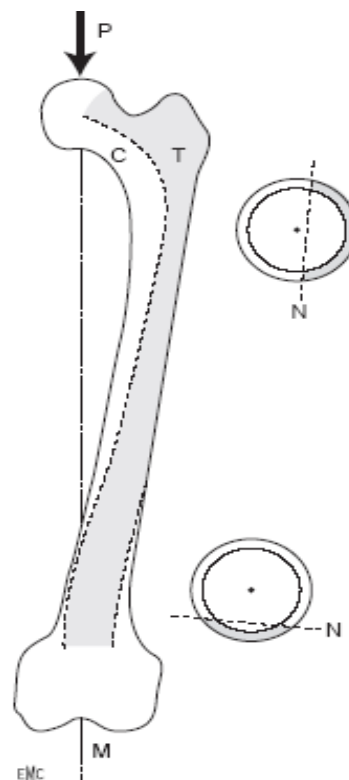


Figure I.16 : Contraintes supportées par le fémur [59].

Le fémur se fléchit donc sur toute sa hauteur. Le haut du fémur est le siège des plus grandes déformations et vont en diminuant jusqu'à une distance égale à 20cm. A partir de ce niveau, les déformations de compression présentent une nouvelle élévation tandis que les déformations de traction continuent de baisser. Autrement dit à chaque niveau, la valeur maximale de la compression (C) excède celle de la traction (T) (Fig. I.17).

Les contraintes supportées par le fémur sont importantes, même lorsque le sujet en décubitus soulève simplement un membre inférieur du plan du lit. Elles ont été évaluées compte tenu du poids du membre et du bras de levier qui correspond à la distance du centre de gravité au foyer. Le moment de flexion, à la hauteur de la région sous-trochantérienne est de 440kgcm. Dans les mêmes conditions, cette valeur chute à 10kgcm au niveau de la métaphyse distale tibia (Fig. I.18) [60].

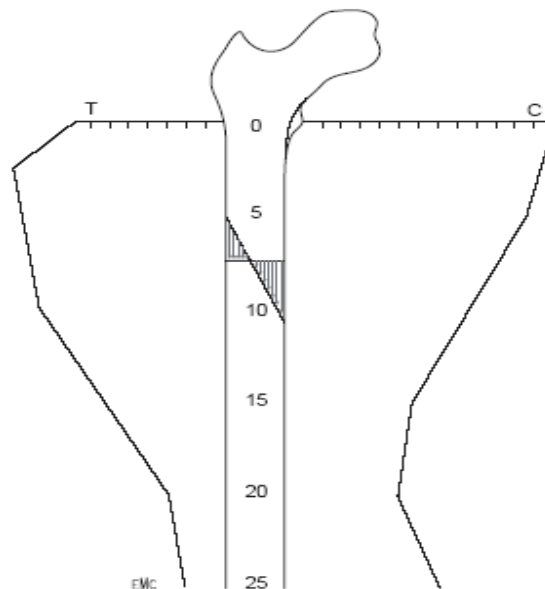


Figure I.17 : Variations diaphysaires des maximales de déformation [59].

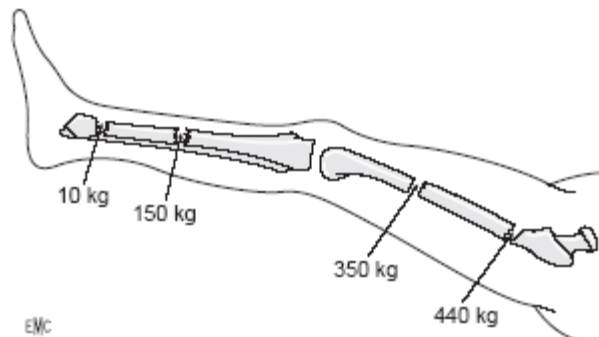


Figure I.18 : Moment de flexion (en kg/cm) produits par la simple élévation du membre inférieur au-dessus du plan du lit (Diehl [60]).

I.7. Evolution historique de la prothèse totale de hanche

1°)- Milieu du 19^{ème} siècle

La première opération d'arthroplastie [61] date 19^{ème} siècle, cette dernière a été tentée pour substituer à une articulation normale une pseudarthrose (fausse articulation) extra-articulaire par simple ablation chirurgicale d'articulations ankylosées. Cette opération ne tenait pas en compte la mobilité de l'articulation.

2°)- 1912

L'arthroplastie d'interposition : La mobilité de l'articulation a été prise en considération en utilisant un matériau d'interposition entre les deux surfaces réséquées de l'articulation déformée ou ankylosée [7]. Dans ce cas de différentes substances biologiques ou inorganiques ont été employées. La prévention de l'ankylose osseuse ou fibreuse nécessite de redessiner des contours de ces surfaces afin de restituer à l'articulation son mouvement. Ces substances doivent remplacer la couverture cartilagineuse des surfaces articulaires. Cette méthode a permis l'amélioration des résultats des hanches ankylosées..

3°)- 1923

C'est l'année de l'introduction d'une nouvelle technique appelée l'arthroplastie moulée, qui consiste à restituer des surfaces articulaires congruentes. Le verre fut le premier matériau moulé utilisé. Ceci en raison du développement d'une membrane synoviale lisse entourant un corps étranger en verre extrait du dos d'un patient [62]. La durée de vie de ces implants en verre était limitée à quelques mois, mais les résultats initiaux étaient très intéressants et encourageants et suscitèrent la recherche de nouveaux matériaux plus durables. Les matériaux fragiles et susceptibles de réagir avec le tissu humain ont été écartés.

4°)- 1937

Ce fut l'année de l'introduction des alliages métalliques (le vitallium est un alliage de cobalt) comme implants de durabilité suffisante. L'arthroplastie utilisant une cupule métallique en vitallium moulé, interposée entre les deux surfaces articulaires avivées, devint donc un modèle standard de la reconstruction de la hanche jusqu'au développement récent de l'arthroplastie totale de la hanche.

5°)- 1946

C'est l'année du développement des arthroplasties partielle utilisant des implants contenant une tige ancrée dans une cavité médullaire dont le rôle est de remplacer une des deux surfaces de l'articulation (hémiarthroplasties) : la partie fémorale (endoprothèse).

C'est également l'année de développement de la tête fémorale en polyméthacrylate de méthyle dur une tige axialement implantée dans le col du fémur sans moyen de fixation.. Autrement dit le remplacement de la tête fémorale par la tête en polyméthacrylate de méthyle. Pour un problème d'usure ce remplacement fut abandonné au profit des endoprothèses métalliques devenant des implants de choix [63].

Tous ces implants ont été fixés par press-fit et conduisent à une résorption du fémur à des taux variés. Toutes les endoprothèses utilisées n'ont pas soulagé de la douleur et l'incommodation des patients atteints d'arthrites de la hanche. Ce problème est dû au non remplacement de la deuxième partie de l'articulation, qui est la partie supérieure, fixe la surface acétabulaire [10-61].

Pour pallier à cet inconvénient des couples articulaires prothétiques métal-métal ont été développés [61, 64, 66]. L'utilisation de ces implants a été abandonnée en raison de leur usure trop importante qui a été à l'origine de la douleur et du descellement.

6°)- de 1951 à 1960

L'introduction en chirurgie orthopédique du polyméthacrylate de méthyle en chirurgie orthopédique a été réalisée par [67] en 1951. Ce matériau autopolymérisant fut utilisé pour la première fois en 1957 comme matériau de fixation [68].

7°)- 1960

Le développement de nouvelles techniques et de nouveaux matériaux ont ouvert l'ère moderne de l'arthroplastie totale de la hanche avec notamment :

- L'apparition du concept d'arthroplastie à faible moment de frottement ;
- Amélioration de méthodes chirurgicales de la biomécanique de la hanche, la lubrification, les matériaux, la conception des implants et l'environnement de la salle d'opération ;
- Emploi du PMMA (polyméthylméthacrylate) en arthroplastie comme ciment acrylique polymérisant à froid, déjà utilisé en 1936 en chirurgie dentaire ;

De nombreuses études [69] sur bon nombre de patients ont été menées pour déterminer les causes de l'usure et du descellement, l'interprétation du couinement entendu chez certains patients comme étant la suite du frottement de la tête acrylique contre la paroi de l'acétabulum du fait de la résistance au mouvement. Ce frottement de la tête fémorale conduit à un mouvement beaucoup plus important autour de la tige qu'au droit de l'articulation. L'augmentation de résistance au mouvement nécessita un revêtement de la paroi de l'acétabulum avec une coque en matière plastique et la tête fémorale est recouverte d'une cupule métallique. En raison du développement d'une nécrose de la tête fémorale, cette technique fut abandonnée.

L'ancrage de la prothèse fémorale et de la cupule en plastique dans l'os fut réalisé à l'aide du ciment acrylique le polyméthylméthacrylate (PMMA). Ce dernier assure également le transfert des contraintes de manière non homogène sur une grande surface osseuse. La réduction de la résistance au mouvement a nécessité la diminution de la taille de la tête fémorale. En effet, cette réduction peut se faire en réduisant le moment de frottement ou le bras de levier de l'effort de frottement. L'auteur de ces études [69] arriva à la conclusion qu'il était préférable de diminuer le moment de frottement et d'accroître l'épaisseur de la cupule. De par son usure trop importante et ses réactions tissulaires prépondérantes, le polyéthylène (PE) fut abandonné au profit du polyéthylène de haute densité (UHMWPE) puis du polyéthylène de haute très densité.

8°)- 1970

L'arthroplastie totale de la hanche de Charnley présentait des problèmes tels que l'usure, les réactions tissulaires consécutives liées à l'utilisation du polytétrafluoroéthylène (PE). En 1970, ces travaux sont exploités par des chirurgiens américains montrant que non seulement les cupules en (PE) ne conduisent pas à une usure excessive mais également le soulagement du patient de la douleur et la fonction articulaire étaient nettement améliorées. Ce succès était directement lié à une sélection précise des patients et aux soins méticuleux apportés à la technique opératoire et aux conditions d'asepsie.

De ce fait, le principe fondamental de l'arthroplastie à faible moment de frottement est actuellement couramment utilisé et l'articulation métale sur polyéthylène est devenu une référence de l'arthroplastie totale de la hanche. Le ciment est le seul matériau qui détermine la stabilité initiale de l'implant. Les résultats obtenus à partir de l'arthroplastie totale de hanche de Charnley sont devenus une base fondamentale pour le développement d'autres arthroplasties.

Au début de ses travaux, Charnley [70] pensait à un fort accrochage mécanique du ciment dans l'os spongieux, appelé également os trabéculaire. Ce qui l'amena à supprimer l'os sous-chondral, os compact et résistant situé sous le cartilage. En se rendant compte de l'inefficacité du ciment, il conserva cet os et le perça de plusieurs trous de 6mm de diamètre à l'intérieur de l'acetabulum. Ces trous sont comblés avec du ciment avant insertion de la cupule. Par sa technique qui consiste à creuser l'acetabulum, cet auteur cherchait à rapprocher le centre de rotation de la hanche légèrement du plan de symétrie du corps. Ce rapprochement a pour but de diminuer le bras de levier du poids du corps \vec{P} (Fig. I.13), et d'accroître celui des muscles abducteurs \vec{M} (moyen fessier) en réattachant latéralement le grand trochanter T ostéotomisé. Une migration de la cupule, due à ce creusement excessif de l'acetabulum, a été constatée après un recul de 12 à 15 ans,

Le ciment a été pour la première fois utilisé comme support de principes actifs. Ce matériau a donc été mélangé à un antibiotique, en l'occurrence la gentamicine. Cette association permet une meilleure antibiothérapie en chirurgie orthopédique.

Certains chercheurs essentiellement américains utilisèrent parallèlement des implants non cimentés.

9°)- 1980

Pendant l'arthroplastie de la hanche, il a été procédé à l'enlèvement de l'os sous-chondral. Cette technique a conduit à des descellements par verticalisation ou par migration vers le haut de la cupule. Ceci montre clairement le rôle joué par cette structure dans la reprise des efforts appliqués à la hanche et leur transmission à l'os cortical [71, 72].

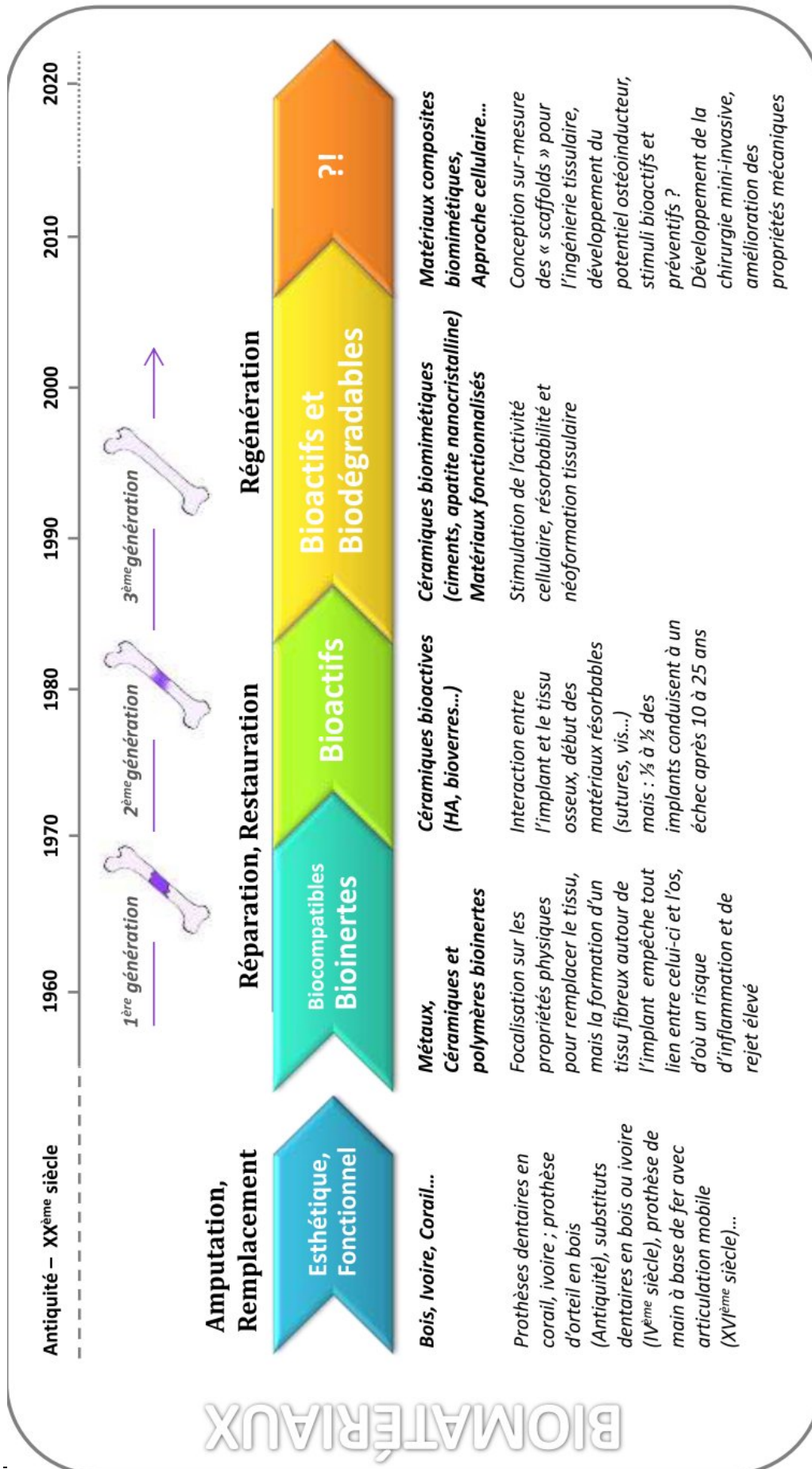


Figure 1.9 : Evolution des différentes générations de biomatériaux de comblement osseux, de leur nature, leurs rôles et leurs propriétés. Synthétisé à partir des données de la littérature [73, 74, 75]

10°)- Depuis lors

Dans un premier temps les analyses se sont intéressées à deux variantes fondamentales : [7]

- La première consiste en l'utilisation des implants non cimenté. Ce dernier dont les particules produites par son effritement ou sa fissuration provoque des réactions tissulaires intenses,
- La seconde a pour but l'amélioration de l'ancrage des prothèses de hanche cimentées. Cette technique nécessite donc le développement des tiges fémorales et des cupules avec un revêtement en hydroxyapatite ou microporeux par bille, fibres, microrugosité ou treillis pouvant servir de support à une couche d'hydroxyapatite [75], en press-fit. Cette méthode a pour objectif de substituer l'ancrage biologique, favorisé par la repousse et la réhabilitation osseuse, au ciment, comme mode de fixation.



Figure I.19 : Revêtement d'hydroxyapatite sur la portion proximale de la tige [56].

D'autres techniques ont été développées pour l'amélioration de 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.

La résistance à la rupture de la tige fémorale et la réduction des contraintes dans le ciment périprothétique nécessitent des implants de caractéristiques mécaniques et géométriques bien définies (section plus importante, plus résistants et plus longs) [7].

Des tiges fémorales de faible section, en alliages de titane de module de Young plus faible que celui de l'acier inoxydable 316 L ou des alliages de cobalt-chrome ont été utilisées. Ces tiges conduisent à un transfert de contraintes plus important dans le ciment et dans l'os.

Le développement technologique a permis de résoudre le problème de la fixation des implants, mais pas celui de l'usure des surfaces articulaires [7]. La résistance à l'usure nécessite le développement d'autres matériaux tels que les céramiques. Les têtes fémorales et des cupules sont élaborées en céramique, (Fig. I.20). Ce matériau présente un faible coefficient de frottement et une très bonne résistance à l'usure. L'alliage de titane (fig. I.20) a été reconnu comme étant un matériau destiné à la fabrication d'implant biocompatible de très haute résistance. Néanmoins sa résistance à l'usure et sa dureté insuffisante limitent son utilisation comme surface articulaire à l'état natif.

Expérimentalement, l'implantation ionique d'azote des alliages de titane conduit à une amélioration nette de la dureté et de la résistance à l'usure par formation de nitrures à la couche superficielle et par conséquent à une diminution de l'usure de la surface de polyéthylène en regard. Cette implantation réduit 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.20 : PTH avec cupule en polyéthylène, tête en céramique et tige en titane [56].

Au début, le but des systèmes modulaires était de permettre un grand choix de diamètres de têtes fémorales et de longueurs de col [7]. Des recherches récentes ont conduit à la variation séparée des dimensions de différentes parties de la tige. C'est ainsi qu'une variété importante de tailles d'implants peut ainsi être obtenue à partir d'un stock limité de composants.

La longévité des implants modulaires reste posée et la technique optimale de fixation des différents constituants reste à déterminer.

La technique du renforcement des cupules (Fig. I.21) en polyéthylène ou en céramique par une coque métallique (métal back) a été développée afin de procéder au changement de l'insert sans toutefois endommager l'interface ciment-os, et donc le capital osseux du patient, quand

une usure importante du polyéthylène se produit ou à la modification du diamètre de la tête et du diamètre intérieur de la cupule en cas d'instabilité [76]. Les résultats obtenus à partir d'une analyse numérique et des essais expérimentaux réalisés sur des pièces anatomiques montrent que ce renforcement raidissait le polyéthylène, abaisser le niveau des contraintes dans le ciment et l'os spongieux et réduisait ainsi le taux de descellement aseptique [76]. Des travaux ont montré l'existence de zones de descellements prématurés, qui semble être dû à la différence trop importante entre les modules d'élasticité du métal back et de l'os receveur [77].

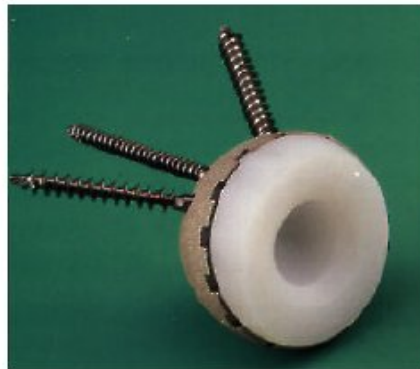


Figure I.21 : Cupule blindée à revêtement micro-poreux.

L'utilisation de ces implants n'a pas conduit à une amélioration significative [7], ce qui n'empêche pas que la plupart des modèles d'implants acétabulaires actuels utilise le métal back comme moyen de fixation de la cupule à l'os sans ciment.

La réussite de l'arthroplastie totale de la hanche est basée essentiellement sur le développement de surfaces portantes stables, avec un faible coefficient de frottement entre les deux protagonistes solidement fixés dans l'os. Les recherches actuelles se concentrent sur le développement de nouveaux matériaux et de la conception des implants [7], mais l'arthroplastie totale de la hanche de Charnley reste un point de référence.

I.8. L'ARTHROPLASTIE TOTALE DE LA HANCHE

Ce travail de recherche est relié aux prothèses de hanche. Cependant, la nature du présent travail est plutôt mécanique et ce dernier est indépendant de la configuration de l'articulation de la hanche. Toutefois, en guise d'introduction à la problématique, une simple et brève description de l'anatomie de l'articulation de la hanche est présentée dans la section suivante.

I.8.1 Anatomie descriptive de la hanche

L'articulation de la hanche, souvent appelée articulation coxo-fémorale, établit la connexion entre le membre inférieur et la ceinture pelvienne. C'est une articulation synoviale robuste et stable appartenant à la catégorie des articulations sphéroïdes (ou énarthroses). Elle est principalement composée de la tête fémorale, située sur la partie proximale du fémur, ainsi que de la cavité acétabulaire (ou acétabulum) de l'os coxal. La tête sphérique du fémur s'articule dans l'acétabulum ayant une forme concave sphérique. La tête fémorale et le fond de l'acétabulum sont recouverts presque en entier de cartilage. Les moyens d'union des deux surfaces articulaires sont constitués d'une capsule fibreuse entourée et renforcée à plusieurs endroits par les trois ligaments de l'articulation. La figure I.22 illustre l'articulation de la hanche en vue latérale.

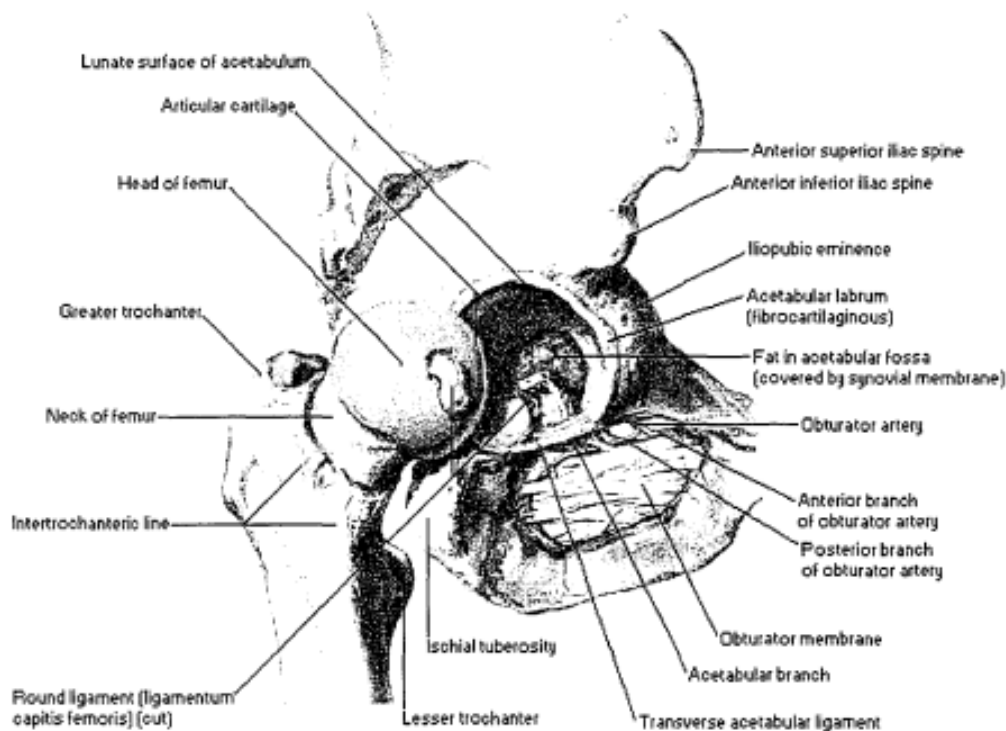


Figure I.22 : Anatomie des os, ligaments et surfaces articulaires de la hanche (adapté de Netter, 1997 [78])

I. 8.2. Anatomie fonctionnelle de la hanche

L'articulation de la hanche possède trois degrés de liberté en rotation : la flexion et l'extension (plan sagittal), l'abduction et l'adduction (plan frontal) ainsi que la rotation latérale et médiale. Les divers muscles de l'articulation, agissant seuls ou en groupes, permettent l'ensemble de ces mouvements. La construction de l'articulation de la hanche

permet une grande amplitude de mouvement requise pour l'accomplissement des activités quotidiennes telles que marcher, s'asseoir, monter des escaliers et s'accroupir [79].

Les forces supportées par cette articulation sont plutôt importantes et l'analyse de ces dernières ne dépend pas seulement de la structure (squelette), mais aussi de l'activité des muscles environnants. Ainsi, lorsqu'un individu se tient simplement debout sur ses deux jambes, les forces de contact dans l'articulation de la hanche peuvent atteindre jusqu'à 190% du poids du corps [80]. Les charges appliquées sur l'articulation de la hanche pour une activité de marche normale atteignent environ 2,38 fois le poids du corps. Lorsqu'un individu monte et descend des escaliers, les forces de contacts dans la hanche sont d'environ 2,5 et 2,6 fois le poids du corps respectivement [80].

I. 8.3. Généralités sur l'arthroplastie totale de la hanche (ATH)

Bien que l'articulation de la hanche soit l'une des plus grosses et des plus stables parmi l'ensemble des articulations du corps humain [79], il n'en demeure pas moins que cette dernière est susceptible de s'abîmer avec le temps ou suite à un trauma. L'arthroplastie totale de la hanche (ATH) constitue en le remplacement de l'articulation endommagée par un implant artificiel constitué d'une partie fémorale et d'une autre sur le bassin (tel que décrit subséquemment. Le grand avantage de ce type d'intervention est que dans la grande majorité des cas, le patient ne ressent plus de douleur et retrouve une certaine mobilité après seulement quelques mois, ce qui est primordial lorsqu'il est question du niveau de confort et de la qualité de vie. De nos jours, l'ATH est l'une des opérations chirurgicales les plus pratiquées en orthopédie [81].

I. 8.3.1 Bref historique de l'ATH

Ce bref résumé historique fait ressortir les grands points de l'évolution du remplacement de la hanche. Un siècle avant même les premières arthroplasties, les chirurgiens essayaient déjà de trouver des solutions pour traiter avec succès l'arthrite. Une chose était sûre, c'est que les patients atteints de cette maladie devaient être opérés afin d'éliminer leur douleur et de redonner la mobilité à leurs articulations. Plusieurs essais ont été tentés, mais malheureusement tous furent confrontés à un échec. En 1925, un chirurgien de Boston, le docteur Smith-Peterson, a moulé une pièce de verre ayant la forme d'une sphère creuse s'adaptant sur la tête fémorale de l'articulation de la hanche. Toutefois, elle ne résistait pas aux forces générées lors de la marche. Une amélioration importante

a été apportée en 1936 lorsque des scientifiques ont créé un alliage à base de cobalt-chrome. Cet alliage ayant une résistance mécanique élevée et une excellente résistance à la corrosion est encore utilisé de nos jours dans la fabrication de prothèses. Dès 1938, les frères Judet, docteurs, ont tenté d'utiliser un matériau acrylique pour remplacer les surfaces arthritiques. Dans les années 1950, Frederick R. Thompson et Austin T. Moore [82] ont développé individuellement une prothèse pour le remplacement complet de la tête fémorale seulement. Il était alors possible de traiter certains types de fractures de la hanche en plus de l'arthrite. Toutefois, les succès de ce type de prothèse demeuraient aléatoires et l'acétabulum se détériorait [Utah Hip and Knee Center, 2004].

En 1958, le docteur John Charnley s'est attaqué au remplacement de l'acétabulum par un implant de téflon, puis suite à un insuccès, il utilisa le polyéthylène qui fonctionna beaucoup mieux. C'était alors la naissance de l'arthroplastie à faible friction. Afin d'obtenir une bonne fixation de ce réceptacle de polyéthylène et aussi de l'implant fémoral, le docteur Charnley emprunta le ciment osseux des dentistes. Ce concept, dans son ensemble, a dès lors révolutionné le remplacement total de la hanche. Depuis ce temps, plusieurs améliorations ont été apportées au design initial de Chamley et les techniques de cimentation sont devenues significativement meilleures (Utah Hip and Knee Center, 2004).

Ainsi, d'autres designs de tiges fémorales, non-cimentées cette fois-ci, ont été introduits dans les années 1970 et début de 1980 afin d'essayer d'éviter les descellements et la destruction osseuse qui étaient observés avec la technique cimentée. Ces designs sont généralement basés sur l'application des matériaux poreux permettant la croissance osseuse [83].

Depuis ce temps, diverses études ont tenté d'optimiser les prothèses au niveau de la géométrie, des matériaux utilisés, des modes de fixations et des techniques d'implantation. Par conséquent, il existe présentement une panoplie de différentes prothèses de hanche disponibles sur le marché, tous supposément meilleures les unes par rapport aux autres. Cependant, l'allure globale des prothèses totales de hanche n'a subi en général que peu de changements majeurs.

I. 8.3.2 La chirurgie de l'ATH

Afin de recevoir sa « nouvelle hanche », le patient doit bien évidemment passer sur la table d'opération et sous le bistouri. Voici donc un bref aperçu des grandes étapes réalisées par le chirurgien et son équipe lors de l'arthroplastie totale de la hanche

(ATH). Si aucune complication ne se présente, l'opération complète se déroule pendant une période d'environ 90 minutes. Tout d'abord, le patient sous anesthésie est amené en salle d'opération. Le chirurgien pratique minutieusement une incision dans la partie supérieure et latérale de la cuisse, près de l'articulation de la hanche. Quelques mesures au niveau de l'articulation sont prises et la tête fémorale est ensuite disloquée manuellement de l'acétabulum. La tête ainsi que le col du fémur sont alors retirés après avoir été sciés du reste du fémur. Par la suite, à l'aide de fraises ayant une forme demi-sphérique, le chirurgien procède à la préparation de la cavité acétabulaire afin de mettre en place le nouveau cotyle. Suite à cela, l'intérieur du fémur (moelle et os spongieux) est en quelque sorte « raclé » selon la longueur et la forme nécessaire permettant alors l'introduction de la tige fémorale. Ensuite, le chirurgien procède à quelques vérifications et mesures ayant pour but d'ajuster le mieux possible la prothèse à la morphologie du patient avant de mettre en place la sphère de la tige fémorale. Finalement, l'articulation de la hanche est replacée dans sa position normale et l'incision pratiquée sur la cuisse est refermée. La figure I.23 illustre une prothèse totale de hanche implantée dans le squelette humain.

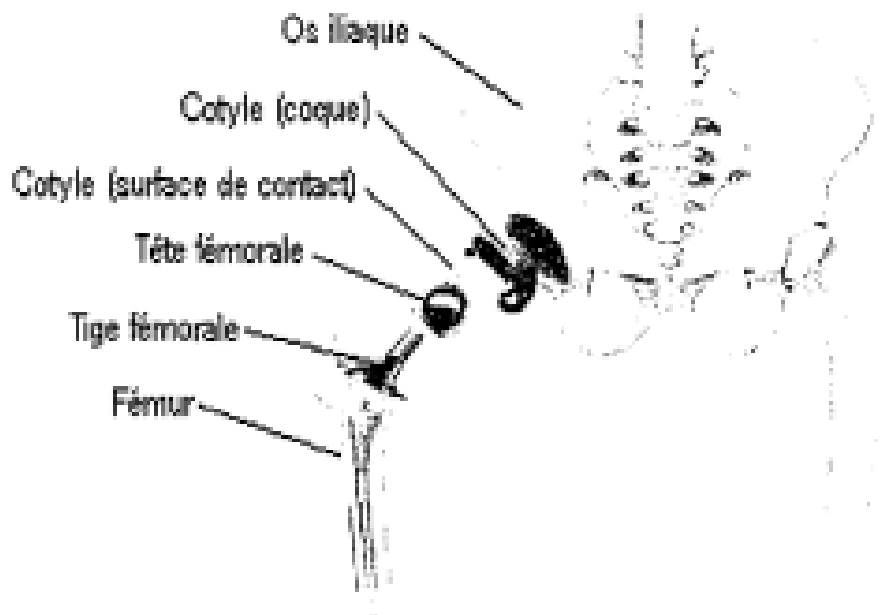


Figure I.23 : Vue explosée d'une prothèse totale de hanche implantée (adapté de Zimmer Canada, 2003[84])

I. 8.3.3 Ampleur de l'ATH et causes principales du remplacement de la hanche

L'ATH est l'une des interventions les plus largement pratiquées en orthopédie après l'arthroplastie totale du genou. À titre indicatif, quelques 20 000 prothèses de

hanche sont implantées annuellement au Canada (2001-2002) et ce nombre atteint les 200 000 aux États-Unis [85]. L'ATH est essentiellement effectuée à la suite de la présence d'arthrose dégénérative, d'une fracture du col fémoral, d'une malformation congénitale ou de tout autre problème s'y rattachant. Toutefois, l'arthrose dégénérative demeure de loin la principale cause menant au remplacement de l'articulation de la hanche et ce au Canada comme partout ailleurs dans le monde (figure I.3). L'ostéoarthrose de l'articulation coxo-fémorale (ou coxarthrose) est une cause fréquente d'invalidité se caractérisant par de la douleur, de l'œdème, une limitation des mouvements et une érosion des cartilages articulaires [86]. Elle est commune chez les gens âgés et affecte habituellement les articulations qui supportent le poids du corps comme les hanches et les genoux.

CHAPITRE.II

CHAPITRE II

BIOMATERIAUX

II.1.Généralités

Les biomatériaux sont d'une grande importance économique et sociale conformément au marché mondial qui est actuellement estimé à environ 25 milliards d'euros [87] avec un taux de croissance annuel égal à environ 12% et à la population concernée (TableauII.1).

Ces matériaux trouvent une grande application en ophtalmologie, odontologie, chirurgie orthopédique et chirurgie cardiovasculaire. Ils sont censés à se développer pour augmenter leur durée de vie. Les biomatériaux sont des matériaux non vivants utilisés dans un dispositif médical en contact direct avec un système biologique et donc avec des tissus ou des fluides vivants et sont destinés à être en contact permanent ou provisoire avec les systèmes biologiques qui doivent obéir à des règles très strictes, notamment de biocompatibilité et de bio compétence, pour pouvoir être utilisés en pratique médicale.

II.1.1.Biocompatibilité :

L'existence d'un contact direct implant-tissu vivant exige une absence de réaction physique et biologique entre ces deux éléments et par conséquent la biocompatibilité est une propriété fondamentale dans le domaine des biomatériaux. Elle peut donc être définie comme la compatibilité entre un système technique et un système biologique. C'est aussi l'absence de réaction de l'organisme vis à vis d'un matériau sous la forme d'un élément complet ou sous forme de produits d'usure ou de corrosion susceptibles d'être libérés par cet élément. La biocompatibilité se divise en deux catégories la biocompatibilité structurale et la biocompatibilité des surfaces. Rappelons que ces deux biocompatibilités sont étroitement liées l'une à l'autre.

II.1.2. Biocompatibilité structurale

Elle est le résultat d'une harmonisation entre les propriétés de la structure du matériau artificiel et du système biologique, à titre d'exemple, non seulement la forme géométrique de l'implant est un critère déterminant mais aussi son mode d'élaboration tels que le forgeage ou la coulée des métaux, la condition de frittage des céramiques, et les paramètres d'injection des polymères déterminent les caractéristiques mécaniques du matériau et tout particulièrement sa raideur, sa résistance mécanique et sa résistance à la fatigue.

II.1.3. Raideur

La raideur est une propriété déterminante lors du choix d'un biomatériau. Elle est définie comme le produit du moment d'inertie « I » et du module de Young (E, étant imposé

par la forme de l'implant). En effet, à l'interface implant–os, le transfert de charge conduit à leur modification locale quantitative et qualitative. Il a été montré que les ostéoblastes sollicités en tension favorisent la formation du calcium et par conséquent l'ostéointégration, alors qu'au contraire, celles se trouvant en compression meurent et par conséquent ramollissent la structure osseuse. Ce comportement dû essentiellement à l'écart entre les modules de Young des deux matériaux en présence, (écart des modules de Young de l'implant massif et l'os) (Tableau II.1), peut conduire au déchaussement de l'implant. Ce problème ne peut être évité que par une réduction du module de Young de l'implant ou par un développement de continuité d'élasticité de l'implant vers l'os [88].

A l'heure actuelle une des techniques les plus employées se limite au développement de surfaces poreuses à l'interface implant massif–os. Le module de Young des céramiques et des métaux (Fig. II.1) est étroitement lié à la porosité par la relation suivante:

$$E_p = E_0 (1 - 1,21 p^{2/3})$$

Pour satisfaire cette exigence, il est donc nécessaire de développer des matériaux présentant un faible module de Young et une résistance mécanique élevée [89].

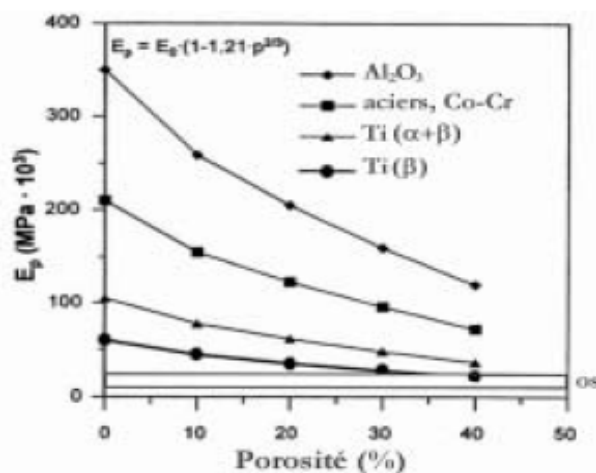


Figure II.1 : Module de Young de différents biomatériaux en fonction de la porosité [89].

Dans le cas d'un implant osseux sous fortes contraintes (cas d'une prothèse de hanche), les contraintes s'exerçant sur l'implant ne sont d'une manière générale ni uniformes ni uniquement statiques mais également dynamiques du fait de la mobilité du patient et par conséquent, il est nécessaire de prendre en considération la résistance à la fatigue R_f de l'implant, celle-ci doit être optimale afin d'accroître la durabilité de l'implant. La prise en considération de l'ensemble de ces caractéristiques mécaniques nécessite la détermination du

rapport $R_f/2$. Les valeurs regroupées sur le tableau II.1 montrent que le Titane et ses alliages sont les mieux adaptés par rapport aux autres biomatériaux métalliques et céramiques

Tableau II.1 : Caractéristiques mécaniques de différents biomatériaux [89].

| Biomatériau | $R_f(\text{Mpa})(\text{en flexion})$ | $E \times 10^3(\text{Mpa})$ | $(R_f/E) \times 10^{-3}$ |
|-----------------------------------|--------------------------------------|-----------------------------|--------------------------|
| Substanciocorticalis(os) | - | 20 | - |
| FeCrNiMo (316L) | 250 | 210 | 1,2 |
| Co-29Cr-5Mo, coulé | 300 | 200 | 1,5 |
| CoNiCr, forgé | 500 | 220 | 2,3 |
| Alliages de Ti ($\alpha+\beta$) | 550 | 105 | 5,2 |
| Ti commercialement pur | 200 | 100 | 1,8 |
| Ta commercialement pur | 200 | 200 | 1,3 |
| Al ₂ O ₃ | 0/400 (Compression) | 380 | 0/1,05 |
| ZrO ₂ | 0/450 (Compression) | 170 | 0/2,6 |
| Hydroxyapatite (HAP) | 30-170 (Compression) | - | - |
| PMMA | 30 | 25 | 1,2 |
| UHMWPE | 16 | 1,2 | 13,3 |

II.1.4. Biocompatibilité des surfaces

La biocompatibilité des surfaces est la compatibilité du point de vue topographique et biochimique entre le biomatériau et les cellules environnantes. Elle définit l'aptitude de la surface de l'implant à favoriser ou défavoriser l'adhésion et le développement cellulaire ; cette adhésion est une condition *sine qua none* de l'ostéointégration, recouvre différents phénomènes qui font l'objet de plusieurs recherches [90]; pour résumer il se forme une phase rapide de liaisons non spécifiques entre les matériaux vivants et les matériaux synthétiques de type ioniques ou de Van der Waals ; celle-ci précède une phase d'adhésion plus lente impliquant différentes protéines (protéines de la matrice extracellulaire et protéines cytosquelette) qui en réagissant entraînent de nouvelles protéines stimulant l'enracinement définitif des cellules. Une étude a montré que le développement cellulaire dépend non seulement des caractéristiques biomécaniques mais également des paramètres

physicochimiques tels que la résistance à la corrosion, la composition, la topographie et la résistance à l'usure.

II.1.5. Composition de la surface du biomatériau

Elle ne doit pas comporter d'ions susceptibles de conduire à une réaction immunitaire. En effet, les phénomènes de frottement ou de corrosion ou de dégradation au cours de l'opération chirurgicale peuvent conduire à la formation d'ions qui peuvent être relargués dans l'organisme et inter réagissent avec des molécules organiques, (cas d'ions métalliques V^{+4} ou Ni^{+2}). Inversement, la présence d'ions Ca^{2+} ou P^{3+} dans le cas d'utilisation de revêtement céramique a donné des résultats satisfaisants quant à la reconstitution du tissu osseux.

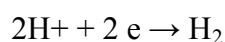
II.1.6 Résistance à l'usure

La résistance à l'usure doit être optimale pour résister à toute formation de débris lors de la friction des deux matériaux (implant et os) de résistances mécaniques différentes. Dans le cas d'une prothèse totale de hanche métal-polymère, pour des raisons d'usure le support en polytétrafluoroéthylène a été remplacé par un matériau polymère plus résistant le polyéthylène UHMWPE. Les biomatériaux métalliques sont durcis superficiellement par la technique du remaillage ou encore par le revêtement d'un composé à base de Titane plus dur tel que (TiN, TiC, TiC_xN_y ...

II.1.7. Topographie du biomatériau

Elle doit être adaptée aux croissances des cellules environnantes ; et généralement caractérisée par sa rugosité mettant en évidence les irrégularités de surface par rapport à une surface idéalement lisse.

Chimiquement différents phénomènes tels que les réactions de corrosion l'hydrolyse des produits de corrosion et la formation de composés organométalliques peuvent résulter de l'interaction d'un corps étranger avec le tissu humain ; la succession catastrophique de ces phénomènes peut conduire au rejet. La corrosion dans un milieu agressif (eau ou liquides physiologiques) intervient comme un processus électrochimique où une oxydation du métal et couplée à une réduction. Ce phénomène se produit à la surface du matériau et se traduit par les réactions d'oxydoréduction suivantes :



Les potentiels normaux E^0 , correspondant aux valeurs du potentiel à courant J_{cor} . Nul, permettent de distinguer deux types de métaux (Tableau II.2) :

- les métaux de transition susceptibles de s'oxyder spontanément car leurs potentiels E^0 sont négatifs et inférieurs à ceux des couples H_2/H^+ ou O_2/OH^- ,
- les métaux «nobles» qui ne s'oxydent pas en présence des couples précités ($E^0 \gg 0$).

Tableau II.2 : Potentiel normal E^0 à 25°C (en V/au potentiel de l'électrode au calomel saturée ECS) [91].

| Couple | Potentiel normal E^0 (V/ECS) |
|----------------|--------------------------------|
| Ti / Ti^{++} | -1.75 |
| Cr / Cr^{3+} | -0.74 |
| Co / Co^{2+} | -0.277 |
| Ni / Ni^{2+} | -0.250 |
| Ag / Ag^+ | 0.7991 |
| Pt / Pt^+ | 1.2 |
| Au / Au^+ | 1.7 |

La résistance à la polymérisation est un paramètre déterminant pour l'évaluation de la corrosion. Il est défini comme étant inversement proportionnel au courant de la corrosion. Les valeurs de la résistance à la polymérisation des biomatériaux les plus utilisés montrent le comportement en corrosion de certains métaux (rapport de 1 à 10^4 entre le Titane et le cobalt (**figure II.2**)).

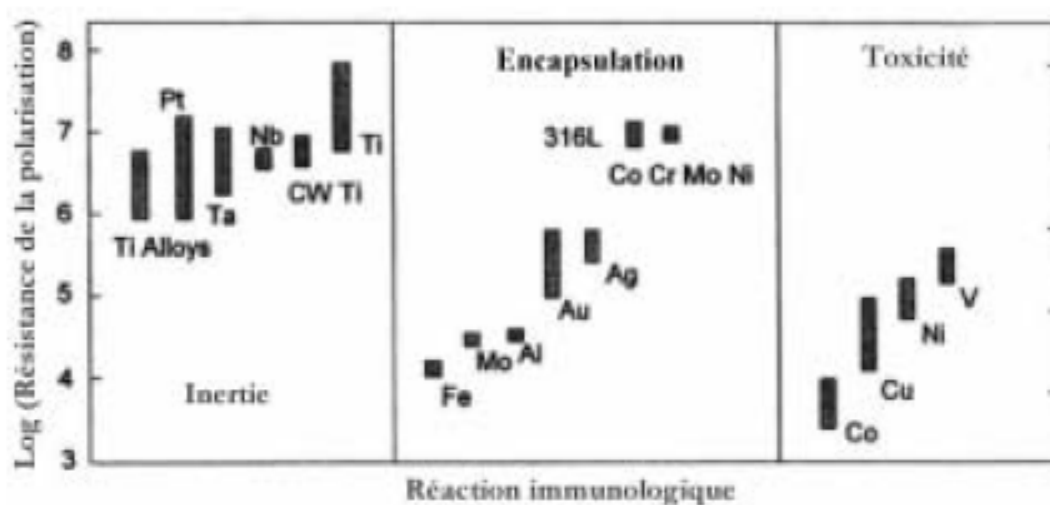


Figure II.2 : Résistance à la corrosion et réaction tissulaire à différents biomatériaux métalliques [89].

En plus de la résistance il est primordial de tenir compte de la nature des composés formés pendant le processus électrochimique ; ces composés sont des oxydes stables, oxydes hydratés ou hydroxydes dont l'enthalpie de formation est minimale. Certains métaux tels que le titane, l'aluminium, l'acier donnent naissance au cours du processus de corrosion à une fine couche d'oxydes stables et adhérentes dont les formules chimiques sont respectivement TiO_2 , Al_2O_3 , Fe_2O_3 conduisant à un ralentissement de la cinétique de corrosion par son rôle de passivation.

Quelle que soit la nature du produit de corrosion, son contact avec le liquide physiologique riche en eau peut entraîner son hydrolyse et par conséquent former un composé ionique susceptible d'inter-réagir avec les ligaments organiques en donnant naissance à des complexes organométalliques. Cette potentialité se présente comme une caractéristique fondamentale de biocompatibilité.

En plus de la prise en considération de la corrosion généralisée dans le cas du choix du matériau et de l'implant, il est très important de tenir compte des phénomènes de corrosion localisée.

Ces types de corrosion sont à l'origine de la formation de piles locales (corrosions galvaniques) qui peuvent être dues à l'hétérogénéité de composition chimique de matériau, à l'association de plusieurs matériaux ou à la rupture de la couche d'oxyde protectrice (couche de passivation).

Cet endommagement est dû au frottement implant-os ou il peut se produire lors de l'implantation chirurgicale. Une variation locale ou temporelle du pH favorise peut conduire à la formation de corrosion (par piqûre, corrosion caverneuse, corrosion bactérienne) par dissolution localisée du matériau constituant l'implant.

Ce comportement de biocompatibilité est directement lié à la bioactivité définissant la réactivité du biomatériau avec le tissu vivant. Un biomatériau ne doit pas être nécessairement le plus inerte possible mais au contraire faire réagir le tissu vivant et de fait on distingue :

- Les matériaux biocompatibles qui libèrent des ions toxiques entraînant une réaction immunitaire (allergie, inflammation, nécrose, rejet) ; c'est le cas du vanadium et du nickel.
- Les matériaux biocompatibles ou biotolérés qui sont piégés ou emprisonnés dans un cocon de tissu conjonctif sécrété par les cellules afin de les isoler du reste de l'organisme. Le cocon de protection n'étant pas parfaitement étanche, des échanges

peuvent continuer entre la surface des matériaux et les fluides biologiques (cas des aciers inoxydables).

- Les matériaux bioinertes qui ne libèrent pas d'ions ou de composés toxiques et ne conduisent à aucun endommagement du tissu environnant et ne participent pas au processus aux phénomènes intervenant aux interfaces (cas du titane et ces alliages). Les matériaux bioactifs qui en réagissant avec leur environnement biologique favorisent l'adhésion ou la croissance cellulaire, c'est le cas des matériaux ostéoconducteurs comme l'hydroxyapatite qui favorise la croissance osseuse.

II.2. Différents types de biomatériaux

En fonction des critères de biocompatibilité cités précédemment des biomatériaux de propriétés mécaniques et électrochimiques très intéressantes ont été développés. Ces biomatériaux sont de type métalliques, céramiques ou polymères. Les premiers implants utilisés en arthroplastie ont été élaborés en matériaux métalliques. Les biomatériaux tels que les céramiques et les polymères connaissent actuellement un développement important par leurs caractéristiques mécaniques intéressantes, et présentent des inconvénients liés à leurs structures. Néanmoins, les biomatériaux métalliques restent les plus fiables par la maîtrise acquise de la modélisation de leurs propriétés mécaniques et chimiques.

II.2.1 Biomatériaux métalliques

Les tiges et les têtes ainsi que la plupart des coques externes sont élaborées en matériaux métalliques qui sont essentiellement utilisés en orthopédie (clou, vis, plaques, articulations), en stomatologie (plombages, prothèses, pièces dentaires) ou chirurgie.

Les alliages métalliques utilisés en arthroplastie se subdivisent en trois groupes :

II.2.1.1. Alliages à base de titane

Deux types d'alliages sont utilisés : le Protasul 64 WF de nuance (Ti6Al4V) et le Protasul 100 de (Ti6Al7Nb). Contrairement au premier ce dernier ne contient pas de vanadium. Cet élément semble être à l'origine de réactions d'intolérance. Les deux alliages présentent d'excellentes propriétés de résistance à la fatigue. Cependant leur très faible dureté limite leur utilisation comme surface de frottement. Leur emploi comme aire de contact peut conduire à une usure abrasive du dioxyde de dioxyde de titane et à un risque trop important de corrosion en contact direct avec le matériau adhésif [91]. Les Protasul 64 WF et le 100 sont de

propriétés mécaniques de résistance plus élevées que les aciers inoxydables par exemple et les alliages Cobalt-Chrome. Par contre, leur module de Young est environ deux fois moins important que celui de ces deux alliages comme le montre le tableau II.3.

Tableau II.3 : Composition et propriétés mécaniques des alliages forgés cas du Protasul 10 [91].

| Matériaux | E (GPa) | σ_e (Mpa) | σ_r (MPa) | σ_f (MPa). |
|---------------------------|---------|------------------|------------------|-------------------|
| alliages à base de titane | 110 | 1050 | 1185 | 650 |
| Aciers inoxydables | 200 | 280 | 520 | 250 |
| Alliages a base de cobalt | 220 | 640 | 835 | 530 |

Les alliages de titane présentent une très bonne résistance à la corrosion et surtout des propriétés mécaniques, (module de Young, résistance à la rupture et résistance à la fatigue), largement plus importantes que celles des autres biomatériaux (polymères, céramiques, ou métalliques).

Les alliages de titane présentent la possibilité de réduction du module d'élasticité tout en gardant une valeur élevée de la résistance métallique. En effet, les alliages caractérisés par le couple de propriétés : module de Young (faible) et résistance mécanique (élevée) [89], sont recherchés. Les alliages de titane permettent l'obtention d'un tel couple.

Le but recherché dans ce cas est d'avoir un module de Young de l'implant comparable à celui de l'os. La réduction du module d'élasticité de l'implant à base de titane peut être obtenue par le développement d'une couche poreuse en surface, d'une part, par le dépôt d'une éponge de l'alliage à base d'hydroxyapatite ou de céramique, ou par l'utilisation des alliages β (TNZT) métastables d'autre part. Ces procédés permettent d'atteindre une valeur du module de Young égale au double de celle de l'os.

Tableau II.4 : Module d'élasticité de différents alliages orthopédiques.

| Alliages | Microstructure | Module d'élasticité E (GPa) |
|------------------------|----------------|-----------------------------|
| Ti-6Al-4V | $\alpha+\beta$ | 100-105 |
| Ti commercialement pur | α | 100-105 |
| Ti-15Mo-3Nb-0.3O | β_m | 80 |
| Ti-35Nb-7Zr-5Ta (TNZT) | β_m | 55-60 |

L'augmentation de la résistance à la rupture des alliages de titane est le résultat du procédé unique ou combiné des techniques suivantes :

1^{ère} technique : Ajout d'éléments d'addition de rayons atomiques différents conduisant à un durcissement par substitution (Tableau II.5) ou par insertion (O, N, H). Cette dernière étant plus rentable parce qu'elle entraîne des contraintes plus importantes dans le réseau cristallin.

Tableau II.5 : Durcissement par substitution.

| Elément | Cu | V | Cr | Mo | Mn | Ni | Fe | Co |
|------------------------------|----|----|----|----|----|----|----|----|
| Durcissement (MPA par % pd.) | 14 | 19 | 21 | 27 | 34 | 35 | 46 | 48 |

2^{ème} techniques : Réalisation d'un traitement thermique (trempe revenu) dont l'objectif est de former une phase α de taille fine à partir d'une phase initiale martensitique.

3^{ème} technique : Réduction de la taille des grains conduisant à une augmentation de la résistance mécanique conformément à la loi de Hall et Petch [92].

$$\sigma_e = \sigma_0 + K \varnothing^{-1/2}$$

Ou :

σ_0 : constante ; K : constante et \varnothing : diamètre des grains

Ce phénomène est d'autant plus efficace en domaine biphasé que les grains d'une phase entrave la croissance de l'autre.

4^{ème} technique : le développement de textures entraînant une anisotropie des propriétés liée au plan de glissement le plus favorablement orienté (les plans prismatiques et pyramidaux pour les alliages riches en phase α).

Il est à noter cependant que la réduction du module de Young et l'augmentation de la résistance mécanique ne doivent pas se faire au détriment d'autres propriétés telles que la résistance à la fatigue et la résistance à l'usure. Ces dernières sont d'une grande importance pour la durabilité de l'implant. En effet, si les alliages β métastables présentent l'avantage d'un module de Young plus faible que celui d'un alliage $\alpha + \beta$, leurs résistances à la fatigue restent largement insuffisantes. La présence d'une couche poreuse en surface, bien que favorable aux transferts de contraintes et à l'ancrage des tissus conduit à l'amorçage de fissures pouvant se propager à l'intérieur de l'implant et provoquer sa rupture. Ainsi, les

microstructures présentant de longues interfaces entre les phases $\alpha+\beta$ peuvent générer des contraintes de cisaillement. Un compromis semble avoir été trouvé par l'utilisation d'interstitielles. L'insertion d'atomes d'oxygène dans le cas des alliages TNZT améliore la résistance à la fatigue en n'augmentant que légèrement les modules d'élasticité. Ce dernier reste largement en deçà de celui des alliages actuellement disponible.

Les biomatériaux à base de Cobalt présentent une meilleure résistance à l'usure que les alliages à base de Titane. Une implantation performante à long terme, de ces alliages nécessite une amélioration de leurs résistances à l'usure. Cette amélioration nécessite un durcissement superficiel : Dépôt par PVD de la couche de TiN ou TiC, bombardement ionique par de ions d'azote N^+ , ou encore diffusion d'atomes durcissement (O, NO). Ce dernier procédé appelé (oxygène, diffusion Hardening), s'est révélé très efficace dans le cas des alliages Ti-13Nb-13Zr a formation de couche superficielle formée d'oxydes TiO_2 , TiO et ZrO_2 d'épaisseur 0.2 μm conduisent à une résistance à l'usure comparable à celle des alliages Chrome.

II.2.1.2. Alliages à base de cobalt

De par les résultats obtenus dans le cas de leur utilisation en odontologie pour l'élaboration des prothèses [93], leur application a été étendue à l'arthroplastie. Ces alliages ont quasiment un comportement élastique et sont très durs. Ils sont obtenus par moulage ou par forgeage. Les alliages élaborés par le premier procédé présentent une composition chimique : 63-65% Co, 26-30% Cr, 4-7% Mo et environ 2.5% Ni ; de par leur excellente dureté, ils présentent une très bonne résistance au frottement mécanique, d'où leur utilisation comme surface de frottement. Les alliages Cobalt-Chrome sont essentiellement utilisés en chirurgie cardiovasculaire et orthopédique (Vitalium). Les alliages obtenus par forgeage ont des propriétés mécaniques variables en fonction de leur composition chimique. Le Protasul 2, composé essentiellement de Cr, Co, Mo et le Protasul 10 de Cr, Ni, Co et Mo, dont les propriétés mécaniques sont illustrées sur le tableau II.3.

Le carbone améliore la coulabilité de ces alliages mais sa concentration doit être limitée < 0.35 % afin d'éviter la formation de carbures dont la présence réduit considérablement la propriété de ductilité du matériau. Malgré la présence du Chrome en surface assurant une très bonne résistance à la corrosion, du fait de la formation spontanée d'une couche superficielle d'oxydes stables (Cr_2O_3), ce dernier joue le rôle de couche protectrice. Il y a toujours une dissolution passive du métal. Une addition de 4-7 % de Molybdène ou de Nickel conduit à un durcissement par substitution dû aux différences de rayon atomique avec le Cobalt. Cependant, une étude [94] a montré que dans les zones d'implant soumises à des frottements,

l'arrachement de particules de tailles (0.5 à 35 μm) contenant des ions toxiques Cr^{6+} et Co^{2+} pouvant conduire au relâchement spontané des tissus entourant la prothèse. Comparativement aux aciers inoxydables, ces alliages sont très rigides et présentent une excellente résistance à la corrosion.

II.2.1.3. Aciers inoxydables

Les implants utilisés dans la prothèse totale de hanche sont dans ce cas en aciers inoxydables de structure austénitique ; le 316L contenant 0,03% C, 17 % Cr, 12 % Ni et 2% Mo. De par sa grande rigidité il est pratiquement l'acier orthopédique le plus fiable. Il est utilisé pour l'élaboration d'implants permanents comme par exemple les prothèses. Il contient au moins 12% de Cr dont le but est d'assurer une excellente passivation formant une couche d'oxyde de chrome. Le carbone permet d'améliorer la résistance de l'alliage à la corrosion en milieu biologique. L'acier inoxydable présente une sensibilité élevée à la corrosion in vivo [95] caractérisée par l'apparition d'ions (Ni^{2+} , Cr^{3+} , Cr^{6+}) à chaque fois qu'il y a un micromouvement de l'implant.

Les aciers austénitiques présentant une dureté très élevée et une ténacité très importante sont surtout utilisés pour les articulations artificielles (tige ou tête d'articulation). L'amélioration de leurs résistances à la corrosion nécessite une concentration en nickel variant entre 13 et 14 %. Une concentration en molybdène supérieure à 2 % améliore la résistance contre la corrosion perforante alors qu'une faible teneur en carbone permet d'éviter la formation de précipités (carbures) et de martensite de formation.

II.2.2Céramiques

Les premières céramiques utilisées sont l'alumine Al_2O_3 et la zircone ZrO_2 . Actuellement, deux céramiques bioactives à base de phosphate de calcium sont développées : Hydroxyapatite et les phosphates tricalciques.

II.2.2.1. Céramiques bioinertes

a) Alumine

L'usure prononcée du polyéthylène a poussé des chirurgiens à son remplacement, par un matériau plus résistant au frottement. L'alumine est le matériau le mieux adapté pour remplir cette fonction. Cette céramique doit satisfaire certaines propriétés désirées telles que :

- densité supérieure à 3,93 ;
- Taille de grains inférieure à 6 micromètres ;

- Résistance à la flexion ≥ 500 MPa ;
- Résistance à la compression $> 4\,000$ MPa ;
- Résilience – résistance aux chocs : 45 N/cm².

L'alumine présente les avantages suivants :

- Une densité relativement élevée ;
- Une très bonne résistance à la corrosion,
- Une bonne biotolérance de forme massive ou de particules,
- Etat de surface parfait après polissage, caractérisé par le paramètre $R_a=0,01\mu\text{m}$,
- Une excellente résistance à l'usure.

Cependant, elle présente les inconvénients suivants :

- Leur très grande résistance aux chocs mécaniques leur confère une faible propriété d'amortissement ;
- Une différence trop importante entre son module de Young (380 GPa), et ceux de l'os sous-chondral ($\approx 0,2$ à $2,2$ GPa) et du ciment (≈ 3 GPa). De par cet écart la cupule élaborée en alumine conduit à un taux de descellement beaucoup plus important que celui provoqué par l'utilisation d'une cupule en polyéthylène cimentée [96-97].

TOOMS [98] a constaté une usure caractérisée par la présence de particules d' Al_2O_3 ou de rupture dans le cas de systèmes alumine – alumine. D'autre part, cette céramique doit être de haute pureté. La présence d'impuretés constitue le siège de concentration de contraintes et peut conduire à l'amorçage de fissures inter granulaires.

b) la zircone

C'est une céramique souvent stabilisée par l'addition d'autres céramiques telles que (MgO , CaO , Y_2O_3 , Al_2O_3 ,...) dont le taux varie entre 5 et 10%. Tout comme l'alumine elle présente l'avantage d'avoir :

- une bonne résistance à la compression : 2 500 MPa);
- une bonne résistance à l'usure et au frottement ;
- un module de Young relativement élevé : 210 GPa ;
- une bonne biotolérance massive ou granulaire ;
- une densité élevée : 6,02 ;
- une bonne résistance à la flexion : 900 MPa ;

Comparativement à celles de l'alumine les propriétés de la zircone sont de manière générale relativement plus faible.

- L'utilisation de la zircone comme matériau pour l'élaboration des implants a conduit à la rupture fragile de la tête fémorale.

Actuellement [99], les céramiques TZP (tétragonal-Zirconia-Polycristalls de composition $ZrO_2 + 3\% Y_2O_3$) sont utilisées comme prothèses totales de hanche. Des matériaux céramiques contenant une grande densité de pores (céramiques poreuses) ont été développées afin notamment d'adapter le module d'élasticité de l'implant à celui de l'os (Fig. II.3)

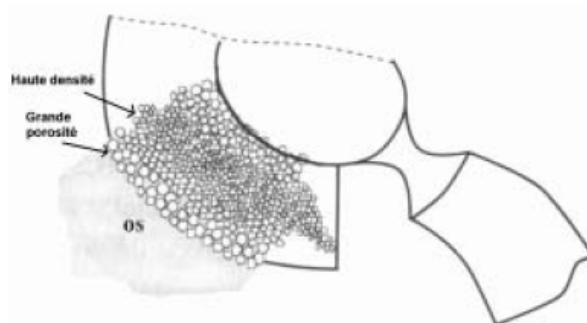


Figure II.3 : Cavités articulaires d'une céramique à forte densité de pores, d'après Schmidt [99].

II.2.2.2. Céramiques bioactives

Ces céramiques ont été développées afin que leurs caractéristiques chimiques tendent vers celles de l'os, autrement dit, elles doivent présenter une composition chimique la plus proche possible de celles de l'os naturel. Des travaux récents [100] ont montré que les matériaux céramiques et les verres à base de phosphore et de calcium présentent une excellente bioactivité. En effet, de structures et de rapport calcium sur phosphore (Ca/P) comparables à ceux de la matière osseuse (l'os contient 60 à 70 % d'hydroxyapatite), les céramiques hydroxyapatites (HAP) et phosphates tricalciques (TCP) de formules chimiques respectives : $Ca_5(PO_4)_3(OH)$ et $Ca_3(PO_4)_2$, sont essentiellement utilisés comme revêtements d'épaisseurs proches. Ce revêtement a pour rôle de faciliter l'incorporation de la prothèse dans le tissu humain sans ciment. Il est à noter cependant que les prothèses particulièrement métalliques, sont souvent assemblées à l'os par des ciments polymères (PMMA). L'application de ces ciments conduit parfois à un relargage de monomères nocifs ou à un échauffement local important (environ $80^\circ C$) pouvant provoquer la nécrose des tissus environnants.

L'utilisation des céramiques hydroxyapatites et phosphates tricalciques en chirurgie reconstructive dépend de leurs résorptions. La vitesse de résorption peut être optimisée en jouant sur le rapport Ca/P sur la porosité ou encore sur la concentration. Il est à noter que la résorption peut intervenir suivant différents modes de dégradations (chimiques, cellulaires, ou

enzymatiques) dans ce cas, la dissolution des céramiques intervient grâce à des cellules voisines des ostéoclastes et conduit à la libération d'ions de phosphore et de calcium.

II.2.3. Polyéthylène

Comparativement aux alliages métalliques et à la céramique le polyéthylène, matériau viscoélastique est le plus fréquemment utilisé en orthopédie pour l'élaboration des cupules. C'est un matériau qui présente un module de Young (0,7GPa) comparable à celui de l'os et du ciment.

Il présente les avantages suivants :

- Faible module de Young comparable à ceux de l'os et du ciment ;
- Excellentes propriétés d'amortissement qui permettent d'assurer l'ancrage os-ciment ;
- Excellente biocompatibilité ;
- Le polyéthylène présente l'inconvénient de s'user par abrasion.

Le résultat de cette usure est l'existence d'un troisième corps ou d'irrégularités sur la surface (métal ou céramique) en regard du polyéthylène par adhérence (liée à l'élimination par le frottement des irrégularités de surface du polyéthylène par fatigue (lié au vieillissement et apparaissant au-delà de la 8^{ème} année), ou par fatigue. L'épaisseur du polyéthylène détermine la durabilité des prothèses cimentées. Celle-ci croît et ce paramètre atteint une valeur de 10mm (8mm en fond de rayures). C'est ainsi que la fonction primordiale du polyéthylène est d'assurer une distribution homogène des charges et d'éviter et d'éviter leur concentration localisée dans le ciment autour de la cupule [101]. Ce comportement permet d'augmenter considérablement la durée de vie des prothèses.

L'utilisation du polyéthylène conduit à sa déformation. En effet, un tel matériau, sous l'effet de la charge appliquée flue plus faiblement. Son écoulement plastique (fluage) conduit à un endommagement du ciment par frottement interfacial et par conséquent au descellement.

II.3. Ciment chirurgical

II.3.1. Introduction

Les polyméthylméthacrylates sont les ciments employés en arthroplastie. Ils se présentent sous forme de résine auto-durcissante à polymérisation rapide. Ces types de ciments sont utilisés pour le scellement des prothèses dans l'os vivant et ne présentent aucune propriété adhésive. La jonction est assurée par un simple accrochage mécanique du ciment dans la surface de l'os receveur et de la nature de l'implant.

La qualité de cette jonction dépend du mode préparatoire du ciment (polyméthylméthacrylate), de l'os et de la nature de l'implant.

II.3.1.1. Propriétés chimiques

Le ciment est généralement composé de poudre et d'un liquide.

La poudre est formée de :

- 90% de PMMA ;
- 02% Péroxyde de benzolite ;
- 08% Ba So₄ ou Zr O².

Le liquide est composé de :

- 83% de méthylméthacrylate MMA (monomère) ;
- 93% de méthylméthacrylate en l'absence d'agent de liaison ;
- 15% de butylméthacrylate (agent de liaison) ;
- 2 à 3% de diméthylparatholmidine (activeur) ;
- 50 à 100 ppm d'hydroquinone (stabilisant ou inhibiteur).

Le ciment osseux ou PMMA est donc constitué de poudre et d'un liquide. Des billes de polymères de méthylméthacrylate (MMA) sont les principaux constituants de la poudre (Fig. 2-4). Cette dernière contient également du dibenzolepéroxyde (BPO), d'un radio opacifiant et de manière optionnelle un antibiotique ou colorant. Tous ces constituants jouent le rôle d'initiateur pour débiter la phase de polymérisation. Il est à noter que les antibiotiques, le colorant et le radioopacifiant n'interviennent pas dans le processus de polymérisation (Fig. II.4)

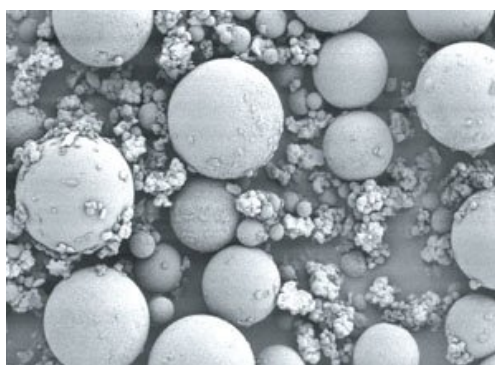


Figure II.4 : Principaux composants de la poudre [102].

Cette figure illustre le processus de réaction chimique pour l'obtention du PMMA. Le MMA est le constituant fondamental du liquide (Fig. II.5) appelé le monomère par sa réactivité, ce dernier est un élément essentiel à la phase de polymérisation : appelé double lien polymérisable. En plus du Butylméthacrylate, certains ciments contiennent du diméthylparatoluidine qui agit comme activeur nécessaire à la polymérisation. Ce monomère

est stabilisé par de l'hydroquinone dont le rôle est d'assurer la stabilité du produit pendant son stockage. Quelques constituants du monomère sont colorés à la chlorophylle pour l'obtention d'une couleur verte [103].

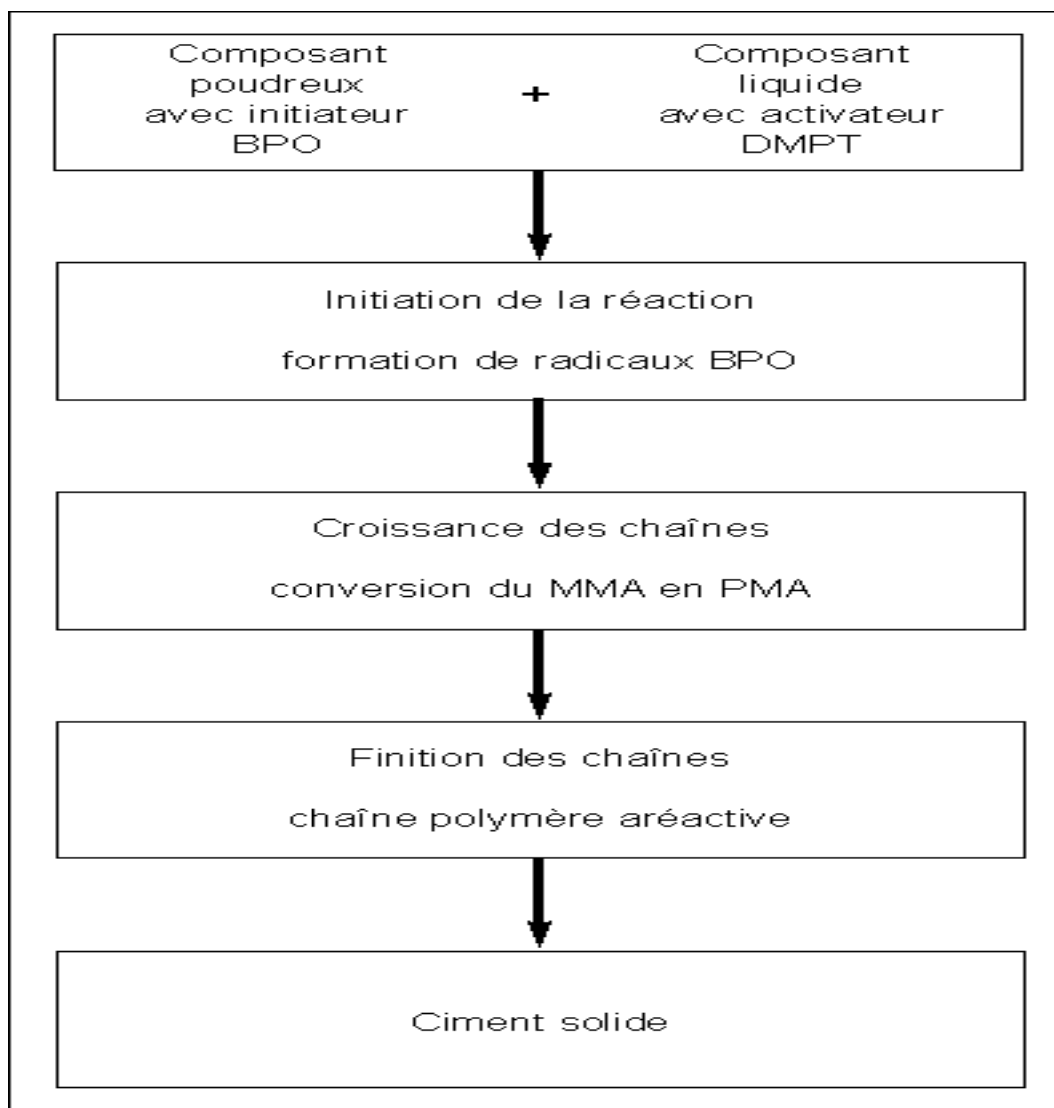


Figure II.5 : Processus de réaction chimique [102].

II.3.1.2 Energie de polymérisation

Lors de la polymérisation du MMA, une énergie se dissipe sous forme de chaleur d'une quantité égale à 57 KJ par mole de MMA. Rappelons qu'une mole correspond à 100 grammes de MMA. Ce qui explique que la polymérisation est le résultat d'une réaction exothermique. Cette dernière entraîne une augmentation de température dans le ciment au cours du processus de durcissement. Cette quantité de chaleur dégagée lors de la polymérisation dépend essentiellement de la composition chimique du ciment, de la proportion poudre liquide et du radiopacifiant.

Conformément à la norme ISO 5053, la température limite *in vitro* dans le ciment varie entre 60 et 80°C. La quantité de la jonction assurée par le ciment dépend de cette température. En effet, cette augmentation de température bien que de courte durée est essentiellement responsable du descellement de l'implant en provoquant une nécrose osseuse. La température *in vivo* reste faible par à celle *in vitro*. Des tests cliniques de mesure de température ont montré qu'à l'interface ciment-os la température oscille entre 40 et 46°C (Fig. II.6). Au-delà de ces valeurs, les températures ne sont détectables que si l'épaisseur du manteau de ciment dépasse les 3mm. Les prises de température *in vivo* demeurant faibles à cause des faibles épaisseurs du ciment, de la vascularisation périphérique et des échanges de chaleur avec l'implant et les tissus vitaux [104-105]. Il est formellement conseillé d'adopter une technique chirurgicale adéquate permettant d'une part, de protéger l'os spongieux et d'autre part de faciliter l'échange de chaleur avec les fluides circulatoires et l'aire de contact de l'implant ceci afin que la température de coagulation protéinique soit toujours supérieure à la température induite par la polymérisation.

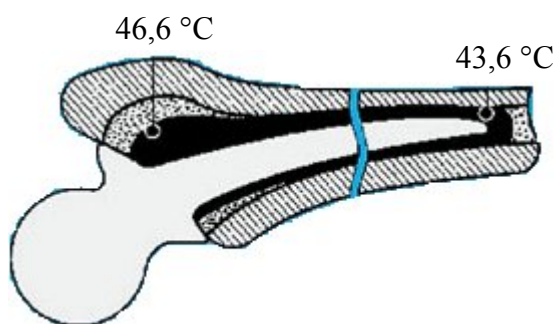


Figure II.6 : Température maximum dans le fémur [102].

II.3.1.3.Retrait

La polymérisation permet la transformation d'un grand nombre de molécules de monomères en un petit nombre de molécules de polymères. Cette réduction de molécules, conduit à un retrait du volume de ciment, c'est le phénomène de durcissement. Cette contraction de volume est le résultat de la réduction de la distance intermoléculaire des molécules reliées aux chaînes de polymères.

Un retrait de 21% a été enregistré dans le cas d'un méthylméthacrylate (MMA). Ceci montre clairement que la polymérisation de 100 ml de MMA se transforme en 79 ml de polyméthylméthacrylate (PMMA) solide (Fig. II.7). L'utilisation d'une poudre initialement polymérisée (pré polymérisée) entraîne une réduction de la masse du MMA dans le ciment

d'environ un tiers de telle façon que le retrait théorique de volume des ciments osseux soit compris entre 6 et 7%. La présence de porosité dans la pâte en préparation du ciment entraîne une contraction réelle moins importante [106,107]. En effet, la polymérisation n'entraîne pas la contraction des pores ; celle-ci dépend de l'atmosphère de préparation des ciments. Ce ciment élaboré sous vide présente un taux de retrait plus important (Fig. II.7).

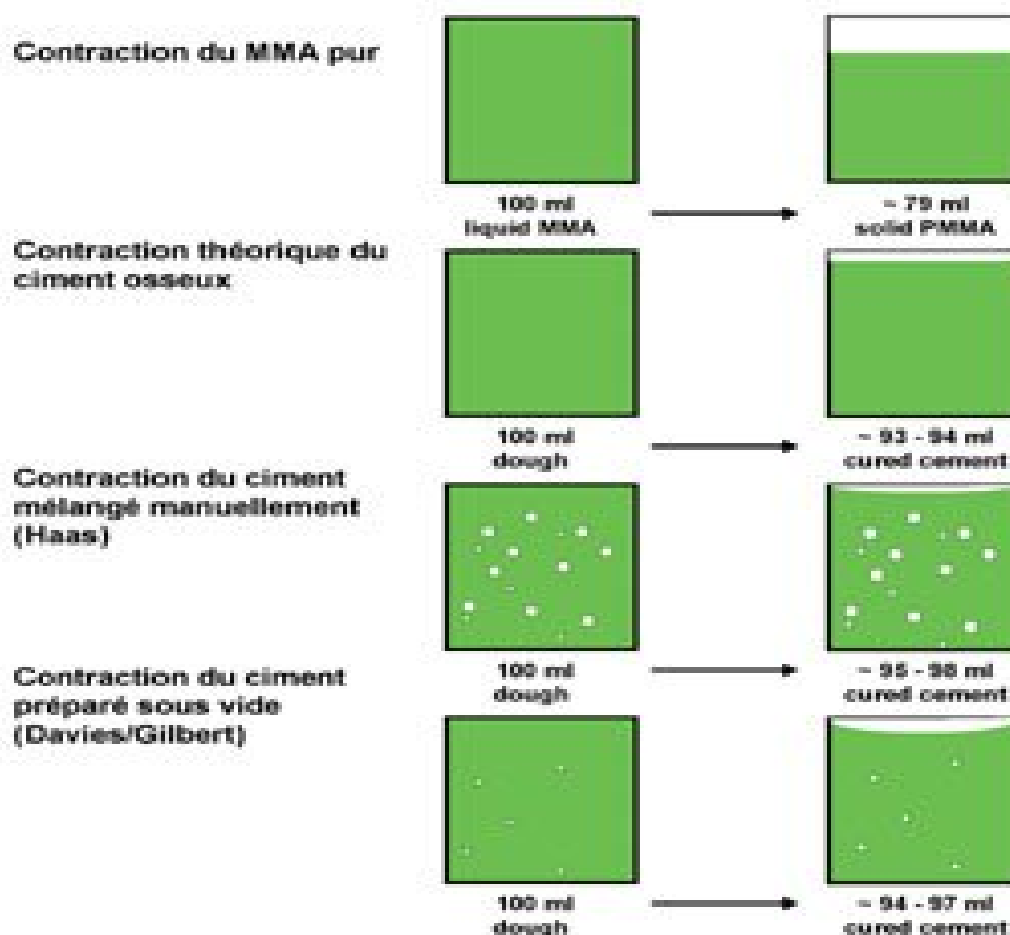


Figure II.7 : Contraction du Volume [102].

II.3.1.4. Monomère résiduel

La transformation du MMA au cours de la polymérisation en un solide n'est pratiquement jamais achevée; en effet, il reste une certaine proportion de monomère dans le ciment solide, appelée monomère résiduel non transformé dont le taux varie entre 2 et 6%. Après un vieillissement de 21 jours ce taux atteint 0.5%. Ceci montre qu'une forte proportion de monomère résiduel se polymérise avec le temps [108]. Une faible fraction du monomère non transformée est rejetée puis métabolisée sous forme de dioxyde de carbone et d'eau dans le cycle d'acide citrique (Fig. II.8).

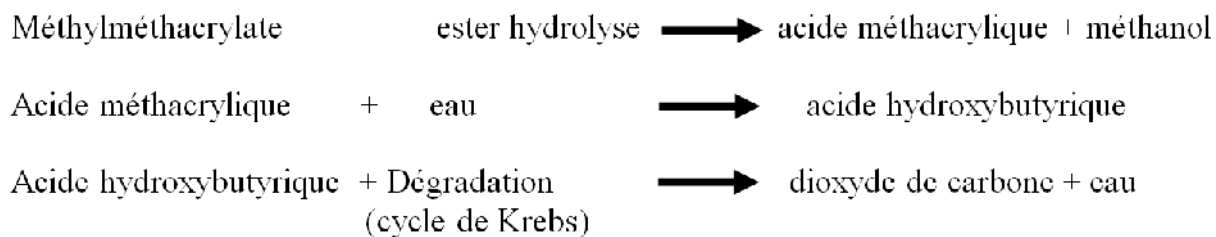


Figure II.8 : Métabolisme du MMA.

II.3.2 Antibiotiques

Les opérations chirurgicales présentent le risque d'infection. Dans ce cas, le ciment doit remplir la fonction d'antibiothérapie locale. Autrement dit, il assure non seulement l'adhésion mécanique implant-os, mais il est utilisé également comme matrice d'antibiothérapie. Le ciment a l'avantage, comparativement aux thérapies antibiotiques systémiques, de pouvoir donner la possibilité de concentrer de façon importante une antibiothérapie à la périphérie immédiate de l'implant ; ceci conduit à une forte réduction de la probabilité de révision qui peut atteindre des taux inférieurs à 1% (CRG).

Une étude norvégienne a montré que l'administration d'antibiotiques par voie systémique, combinée à des ciments fortement dopés aux antibiotiques entraîne une chute considérable de la probabilité de révision [109].

L'implant est le siège de localisation bactérienne et donc de contamination. Ceci est dû à la repousse immunitaire du patient qui a tendance à refouler les germes vers la surface de l'implant. La bactérie donne naissance à une muqueuse protectrice et mute dans un mode inactif formant une résistance aux antibiotiques systémiques. Dans ce cas, l'antibiothérapie est d'une grande utilité pour le patient [110].

La pharmacocinétique, de relargage antibiotique à partir de la matrice est d'importance clinique. La teneur maximale d'antibiothérapie locale doit être impérativement largement supérieure à la concentration inhibitrice minimale pour le germe concerné.

L'antibiothérapie locale dans un ciment osseux reste limitée à quelques antibiotiques. L'efficacité de cette thérapie exige une très forte concentration initiale avec un relargage progressif et contrôlé sur des jours voire des semaines.

Une étude [111] a montré que les facteurs physicochimiques et bactériologiques doivent être pris en considération :

- Spectre antibactérien large, y compris pour les grams (+) et gram (-) ;
- Spectre bactéricide même dans les basses concentrations ;
- Concentration réduite de germes résistants primaires ;

- Développement réduit de résistances ;
- Liaison protéinique réduite ;
- Potentiel allergénique faible ;
- Incidence réduite sur les caractéristiques mécaniques du ciment ;
- Stabilité chimique et thermique ;
- Solubilité dans l'eau ;
- Potentiel de relargage à partir de la matrice ciment.

A partir de ces contraintes, des travaux [111] ont montré que depuis les années soixante dix, la gentamicine est devenue l'antibiotique de référence pour les ciments osseux.

- Le relargage antibiotique (gentamicine) est un mécanisme qui obéit aux lois de la diffusion. Processus en 2 temps : 1^{er} : absorption d'eau, 2^{ème} : relargage, (Fig. II.9).

Il est directement relié au potentiel hydrophile du ciment et à sa surface. Les différents ciments commercialisés présentent des taux de relargage différents. Ce comportement est dû essentiellement aux propriétés hydrophiles des composants polymères. Il est à noter cependant que ce relargage ne peut s'activer qu'à partir d'une profondeur bien définie du ciment. Une forte proportion des antibiotiques est piégée en volume dans le ciment pour toute la durée de vie de l'arthroplastie. La diffusion des antibiotiques dans le ciment osseux doit être homogène.

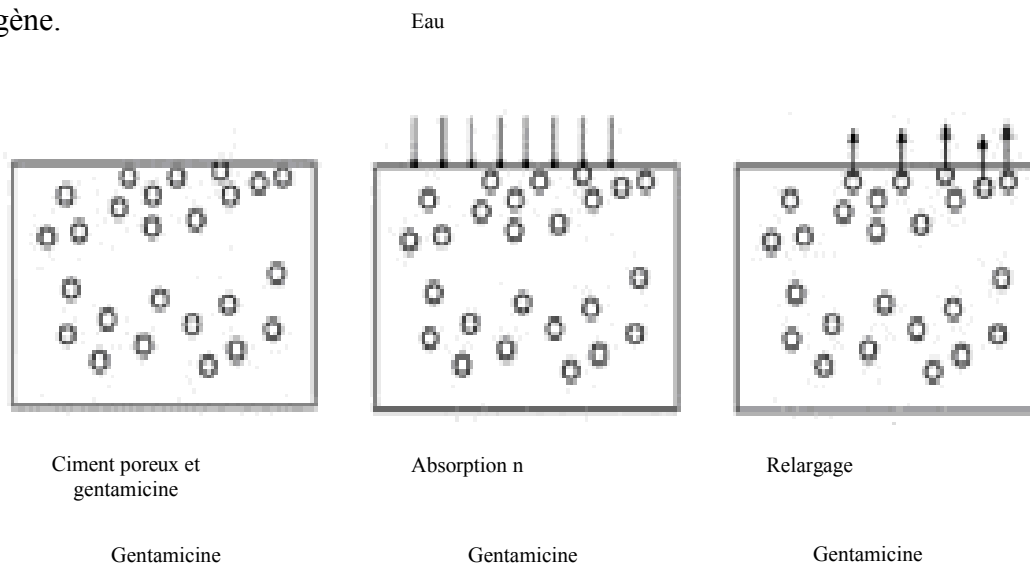


Figure II.9 : Relargage d'antibiotiques à partir de ciment osseux [111].

Le taux de relargage initialement très élevé décroît avec l'accroissement du temps. Cette cinétique de décroissance a été observée dans tous les ciments PMMA [111].

Cependant, un relargage prolongé dans le temps (une demi décennie environ) aussi minime soit-il pourrait favoriser le développement de résistances.

Une antibiothérapie présente les risques de favoriser le développement de résistances ou une sélection de bactéries résistantes. La gentamicine reste l'antibiotique le plus adéquat pour ce type de résistance, avec une sensibilité des germes qui reste supérieure à 90%. Ces dernières années, le développement de la médecine a permis d'en savoir plus sur les germes multi résistants ou plutôt sur les formes résistantes de staphylocoques épidermis (-) coagulase.

II.3.3. Radio opacifiant

Le sulfate de baryum ou le dioxyde de zirconium est utilisé comme radio opacifiant dans les ciments acryliques. Ce radio opacifiant ne présente aucun effet sur la polymérisation ; il est dispersé uniformément dans la poudre et donc dans le ciment osseux durci. Des tests expérimentaux sur les animaux et des analyses in vivo avec différentes cultures cellulaires ont montré d'une façon significative plus de changements ostéolytiques avec le sulfate de baryum qu'avec le dioxyde de zirconium [112]. Il existe donc un grand risque de libération d'ions de baryum toxiques et ce malgré la très faible dissolution de sulfate de baryum. Inversement, les propriétés abrasives du zirconium peuvent constituer un inconvénient. Ces deux phénomènes ne peuvent avoir lieu qu'en cas de descellement de l'implant ou si des particules de ciment restent libres dans l'espace articulaire.

II.3.4. Phase vitreuse

Le ciment osseux est un matériau polymère amorphe présentant une température de transition vitreuse. Cette dernière permet le passage de la phase état vitreux à celle de l'état caoutchouteux. C'est en effet un processus de ramollissement [113] dont la température critique correspond à la température de transition vitreuse. Des températures inférieures à cette dernière entraîneront le ramollissement des matériaux polymères. L'écart entre la température de transition et la température appliquée (température du corps humain) ne doit pas être bas pour éviter le craquelage des polymères. En effet, des polymères mous présentent une forte tendance au craquelage.

La température de transition vitreuse est une fonction de la composition chimique du polymère. La capacité hydrophile joue un rôle déterminant sur la transition vitreuse. A titre d'exemple, la température de transition vitreuse varie entre 90 et 104°C pour les ciments osseux acryliques à l'état sec. Une absorption de l'eau par le ciment conduit à un effet

ramollissant et par conséquent entraîne une diminution de la température de transition d'environ 20°C [111].

II.3.5. Poids moléculaire

La longueur des chaînes moléculaires des matériaux polymères est une caractéristique qui dépend du poids moléculaire ; ce dernier, peut être défini comme un paramètre critique dépendant de la poudre du polymère et de la polymérisation du polyméthylméthacrylate (MMA).

Il est à noter cependant, que c'est le poids moléculaire des particules des polymères utilisé dans la poudre qui détermine le poids moléculaire de la matrice du polymère. Le processus de stérilisation du ciment entraîne une réduction trop importante du poids moléculaire. Ce comportement est observé dans le cas d'une stérilisation par rayon γ , alors qu'une stérilisation sous oxyde d'éthylène ne conduit à aucune variation de poids moléculaire. Les propriétés mécaniques du ciment osseux sont fonction du poids moléculaire. PMMA stérilisé sous oxyde d'éthylène (OE) : meilleure survie (nombre plus important de cycles avec plus de contraintes) que PMMA stérilisé par irradiation- gamma (Fig. II.10) [102].

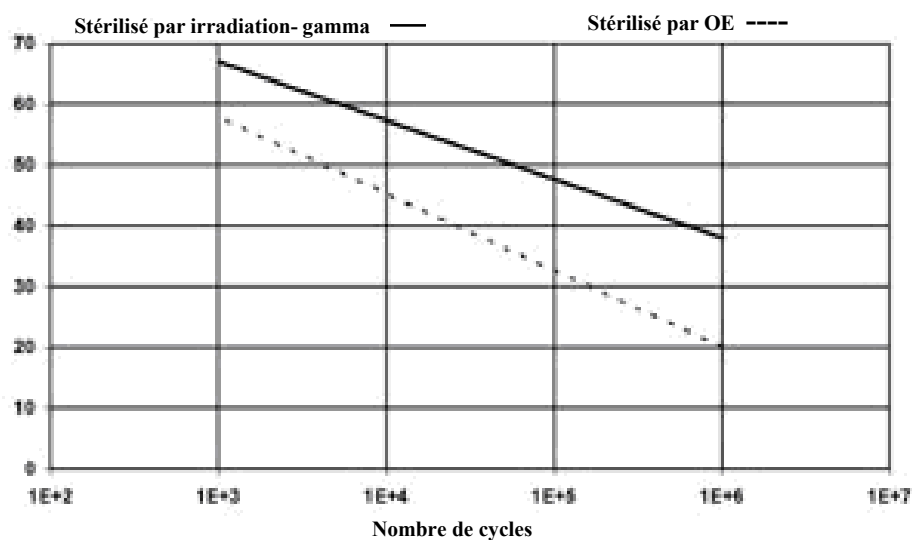


Figure II.10 : Résistance en fatigue du PMMA [102].

II.3.6. Viscosité

On peut définir la viscosité comme étant un paramètre physique caractérisant la résistance d'un fluide à la déformation. Dans le cas du ciment osseux, c'est leur composition

chimique et le ratio «poudre/liquide» qui détermine la viscosité. Or, c'est de ces paramètres que dépendent les propriétés mécaniques du ciment, les caractéristiques de polymérisation, le taux de monomère résiduel etc. Ces propriétés caractéristiques du ciment ne doivent jamais être changées. Il existe donc une technique permettant la variation de la viscosité sans influencer sur les autres caractéristiques : la réfrigération préalable du ciment. La cinétique de réaction chimique et la viscosité sont deux paramètres étroitement liés à la température. Une basse température conduit à une réduction de ces paramètres. Une réduction de la viscosité du ciment est d'une grande utilité pour une réduction de la viscosité. Une réduction de la viscosité du ciment est d'une grande utilité pour sa manipulation et améliore sa qualité (ciment de faible porosité).

Les ciments osseux se subdivisent trois groupes [133] :

- Ciments à haute viscosité ;
- Ciments à basse viscosité ;
- Ciments à moyenne viscosité (Fig. II.11).

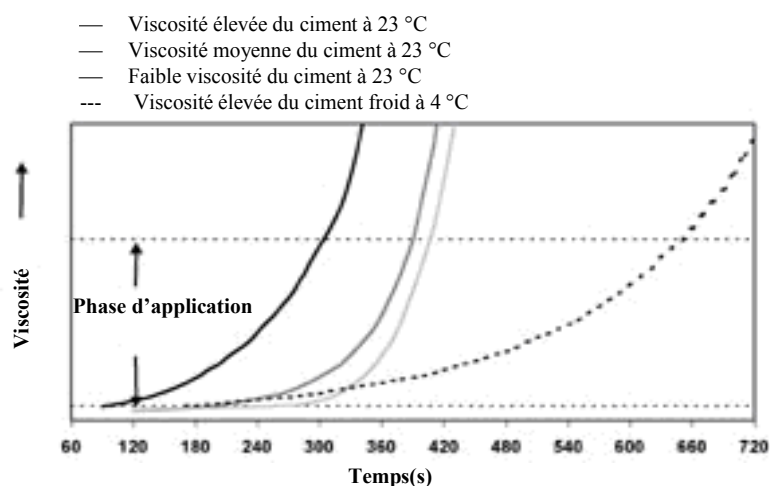


Figure II.11 : Accroissement de la viscosité après le début du mélange ($t = 0$ s) pour 3 différents types de ciment [102].

Ces derniers, ont été classés en fonction de leur manipulation :

- Le groupe de haute viscosité subit une manipulation manuelle ;
- Le groupe de haute viscosité est injecté à l'aide d'une seringue.

Il est à noter cependant que les résultats cliniques d'une arthroplastie de hanche ont montré une durée de vie plus importante pour les implants fixés avec du ciment à haute viscosité ou ceux assemblés avec des ciments à basse viscosité (Fig. II.12) [115].

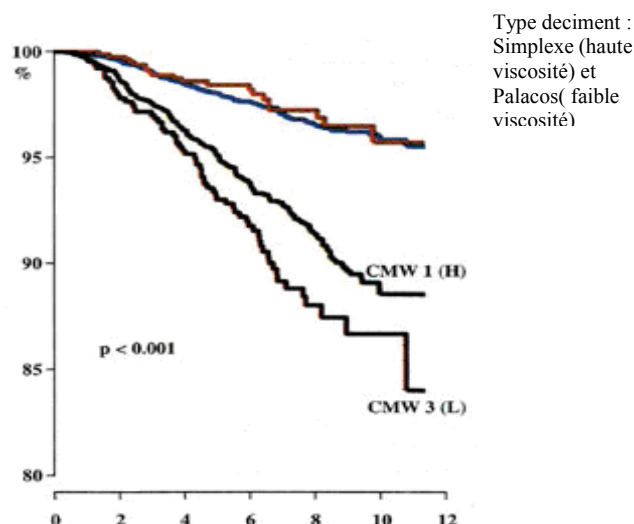


Figure II.12 : Courbes de survie des ciments de viscosités différentes (Havelin et al [116])

Le ciment osseux peut être considéré comme une colle liant l'os à l'implant ou plutôt comme un mastic ne présentant aucune réaction chimique ou biologique avec l'os. L'adhésion du ciment à l'os spongieux est donc une adhésion purement mécanique nécessitant une viscosité bien définie. Des travaux suggèrent que le ciment doit avoir une viscosité bien définie afin qu'il puisse résister à la pression vasculaire dans le lit osseux, faute de quoi il pourrait se mélanger au sang ce qui affectera les propriétés mécaniques [115].

Des applications particulières comme par exemple les vertébroplasties exigent l'utilisation de ciments à basse viscosité. Dans ces indications le ciment est introduit au travers d'une aiguille très fine ; ce qui ne serait pas possible avec des ciments à haute viscosité.

II.3.7. Propriétés mécaniques

Le rôle primordial du ciment osseux est d'assurer la fixation des implants dans l'os, essentiellement des prothèses de hanche et du genou. Pendant toute la durée de vie de l'implant, le ciment doit répartir la charge depuis l'implant sur l'os et inversement. Des travaux en biomécanique ont montré que les contraintes exercées sur la hanche peuvent atteindre des niveaux d'intensité égaux à environ 9 fois le poids du corps humain [117].

Ces états de contrainte dans la hanche sont très complexes. Ils correspondent à des contraintes de compression, de flexion, de tension, de cisaillement et de torsion. La reproduction expérimentale du fonctionnement de la hanche s'avère donc très délicate à mettre en œuvre.

La détermination des propriétés mécaniques du ciment reste un problème complexe. Une étude portant sur l'analyse mécanique du ciment donne les valeurs suivantes [118].

- Module de Young = 2000 à 2300 MPa ;
- Résistance à la rupture :
 - Flexion 50MPa ;
 - Traction 25 MPa ;
 - Cisaillement 40MPa ;
 - Compression 80MPa ;
- Allongement à la rupture 5% ;
- Résistance à la fatigue à 10^8 cycles 14MPa.

Ces valeurs sont respectées pour tous les ciments commercialement disponibles (Fig. II.13). Des essais complémentaires ont été menés par certains fabricants de ciment pour aboutir à la propriété définie comme la résistance à l'impact (Fig. II.14). Rappelons que tous ces essais sont statiques. Or dans le cas réel, les patients porteurs de prothèses cimentées sont mobiles. Il est donc nécessaire de tenir compte de la résistance en fatigue du ciment qui est soumis à des sollicitations cycliques. Plusieurs techniques ont été mises en œuvre afin d'estimer la résistance en fatigue et jusqu'à l'heure actuelle aucune technique standardisée unanimement retenue. La comparaison de différents ciments n'est possible que pour la même méthode d'analyse (Fig. II.15)

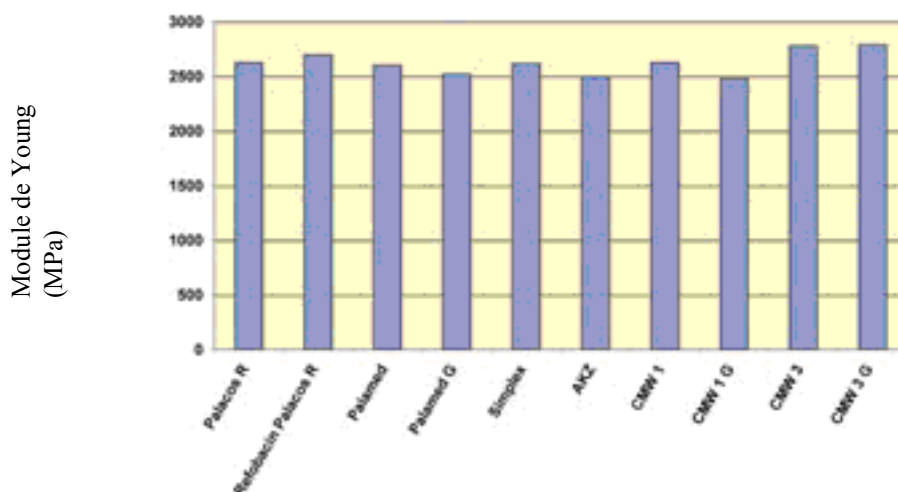


Figure II.13 : Résistance élastique de différents ciments osseux selon la norme ISO 5833[102].

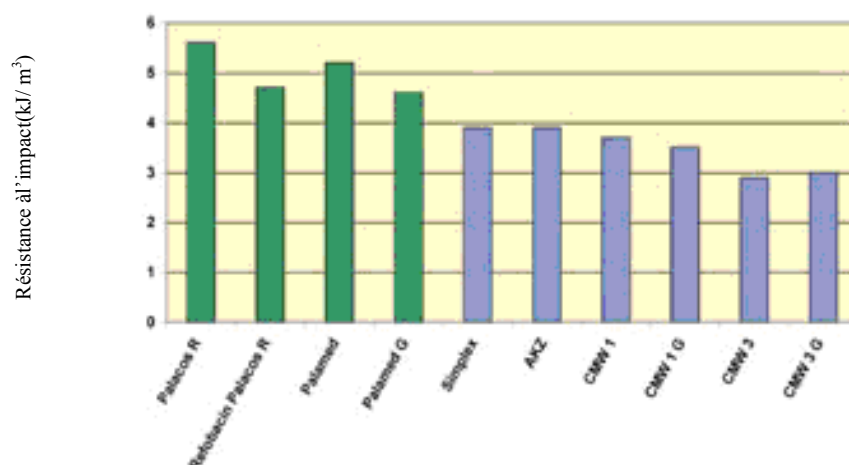


Figure II-14 : Résistance à l'impact de différents ciments osseux selon DIN 53 435[102].

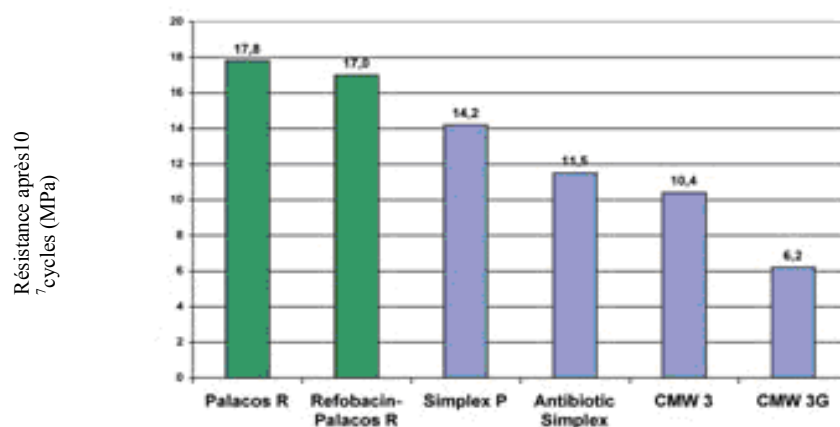


Figure II.15 : Résistance en fatigue de différents ciments osseux [102].

La technique de mélanger le ciment présente un effet déterminant sur la densité des pores et leur taille dans le ciment. Un mélange manuel conduit à une porosité plus significative comparativement au mélange sous vide [119]. La présence de porosités dans le ciment affecte considérablement les propriétés mécaniques dans le ciment [119-120].

Les résultats cliniques montrent que la diminution de la porosité influence favorablement la stabilité à long terme et conduit à une réduction du risque de descellement (Fig. II.16) [121]. D'après ces constatations il est nécessaire d'étudier l'effet de la porosité et des fissures dans le ciment.

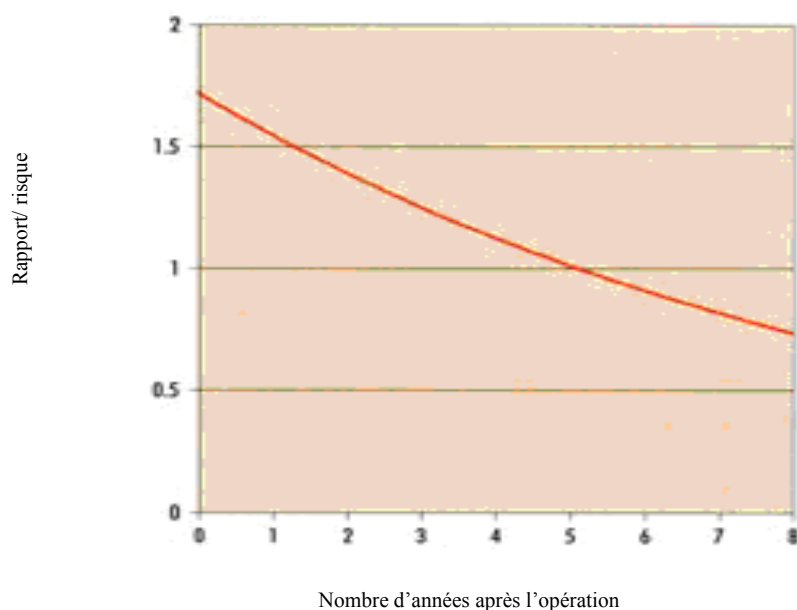


Figure II.16 : Modèle de Poisson pour évaluation de la probabilité de révision : préparation manuelle contre préparation sous vide [121].

II.4. Porosités et fissures

2.4.1. Porosités

Conformément à des analyses [122, 123], la porosité se subdivise en trois types :

1) Porosité par vide ou retrait : cette porosité apparaît lors de la concentration du volume de ciment pendant le processus de polymérisation *in vivo*. Elle donne naissance à des cavités à surface intérieure boursouflée sous forme de sphère (Fig. II.17). Les cavités de tailles non homogènes peuvent être le siège de concentration de contrainte et peuvent conduire à l'amorçage de fissure dont le point de départ semble correspondre au phénomène de retrait.

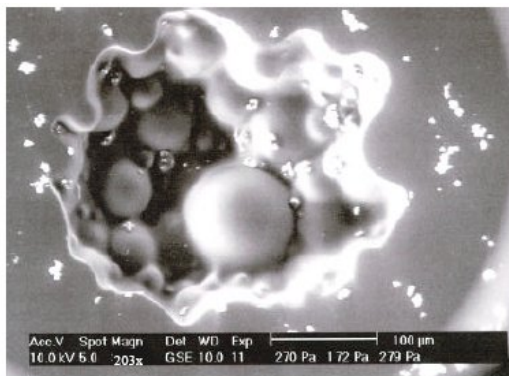


Figure II.17 : Porosité par retrait (MEB Philips, XL 30 EDS) [56].

2) Porosité gazeuse : Pendant le mélange des éléments constituant le ciment, l'air reste piégé en volume dans le ciment et conduit à la formation de bulle d'air de configuration sphérique et de taille quasiment homogène. Les monomères de méthylméthacrylate présentent une forte volatilité et ont tendance à s'évaporer à des températures inférieures à celles prises dans le ciment. L'air piégé dans le ciment engendre la formation de cavités de tailles importantes (macrocavités) et l'évaporation du monomère donne naissance à des cavités de très faibles diamètres (microcavités).

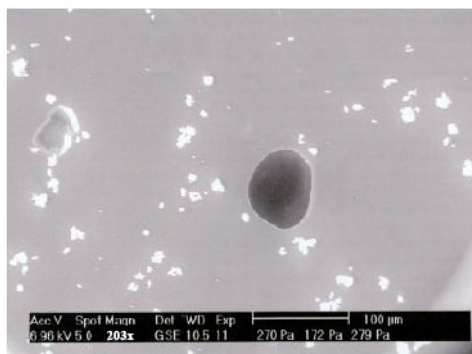


Figure II.18 : Porosité gazeuse (MEB Philips XL30 EDS) [56].

3) Porosité par inclusion de sang : dans les tissus mous ou osseux pendant le cimentage de l'implant.

II.4.1.1. Avantages de la porosité [124, 125, 126]

- Favorise la cinétique de diffusion des antibiotiques ;
- Défavorise la propagation de fissure ;
- Affecte la résistance à la traction (déjà faible) ;
- Affecte la résistance à la fatigue ;
- Favorise l'amorçage de fissures.
- L'avantage du ciment est d'assurer un bon transfert du poids du corps humain et des charges de service de la prothèse à l'os de façon satisfaisante.

II.4.1.2. Inconvénients de la porosité [125]

Son utilisation en arthroplastie présente quelques inconvénients [126] dont principalement :

- Il semble jouer un rôle déterminant dans la nécrose thermique osseuse et affecter localement la circulation sanguine ;
 - Avoir une prédisposition à la formation d'une membrane fibreuse à l'interface os-ciment.
- Ces phénomènes sont dus à la température de polymérisation trop importante au centre du manteau du ciment in vivo ;

- Ce ciment semble être responsable de la nécrose chimique de l'os. Cette dernière est due au relargage du monomère résiduel liquide MMA dans le lit osseux ;
- Le retrait du ciment au cours de la polymérisation ;
- Le manteau de ciment et les interfaces os-ciment et ciment-implant ont été caractérisées comme étant des zones de faiblesse du système os-ciment-implant ;
- Les particules du ciment produites peuvent conduire à une interr réaction avec le tissu environnant conduisant ainsi à la formation d'une inflammation préprothétique de tissus avec constitution de granulomes et augmentation de la destruction osseuse ;

Il existe une différence trop importante entre la rigidité du ciment et l'élasticité de l'acetabulum. Une analyse de ciments explantés [125] au cours de l'arthroplastie de révision a montré l'existence de fissures ou de rupture qui semble expliquer la fragilité du matériau. Actuellement, de tels défauts ne trouvent aucune explication. La présence de cavités ou de fissures dépend essentiellement du mode préparatoire du ciment.

II.4.2 Fissures

Une étude expérimentale [125] a mis en évidence trois types de fissures :

- Fissures amorcées à partir de cavités formées au cours du retrait du ciment. Leur propagation relie entre elles, les cavités présentes dans le ciment ;
- Fissures en forme d'arcs de cercle initiées à partir de bulles d'air piégés lors de la polymérisation. Une modification de proportion du mélange par excès du monomère par rapport au polymère entraîne une augmentation de la probabilité de l'existence de ces fissures ;
- Fissures en forme d'arc de cercle dont l'amorçage n'est pas lié à la présence de toute forme de porosité. Leur formation est sans doute due au déchirement du ciment causé par le retrait et à la présence de contraintes résiduelles induites lors de la polymérisation du ciment alors que ce dernier n'a pas encore durci.

II.5. Propriétés comparatives du système os – ciment – implant acétabulaire

II.5.1. Propriétés thermiques

La température à l'interface os – ciment, qui ne devrait pas dépasser le seuil critique de coagulation des protéines (56°C), est fonction de plusieurs paramètres [126] tels que la quantité de chaleur produite par le ciment, la vitesse à laquelle cette chaleur est produite, la conductivité thermique et la capacité calorifique de l'os, de la prothèse et du ciment, les conditions initiales du système os – ciment – prothèse (température initiale et ambiante, préparation du ciment, etc.).

Toutefois, le paramètre le plus important pour disperser la chaleur à l'interface [125, 126] est la

conductivité thermique de l'os alors que le refroidissement vasculaire n'a qu'une influence marginale. Le tableau suivant rapporte les propriétés thermiques des différents matériaux du système, ainsi que celles du polytétrafluoroéthylène (PTFE) utilisé dans nos essais thermiques pour simuler l'os et la cupule en polyéthylène UHMWPE.

Les données concernant les propriétés thermiques de l'os humain sont rares. Il manque celles de l'os sous - chondral. Elles varient beaucoup d'un individu à l'autre et selon qu'elles soient mesurées *in vivo* ou sur des pièces anatomiques. Les masses volumiques peuvent être plus faibles chez des sujets âgés, même sains [127].

Tableau II.6 : Propriétés thermiques comparées des matériaux du système os – ciment - cupule [127, 128].

| Matériaux | Masse volumique (kg/m ³) | Chaleur massique (J/kg°C) | Conductivité thermique (W/m°C) | Coefficient de dilatation thermique (1/°C) |
|--------------------------|--------------------------------------|---------------------------|--------------------------------|--------------------------------------------|
| Ciment PMMA | 1,18 x 10 ³ | 1,6 x 10 ³ | 0,17 | 0,081 x 10 ⁻³ |
| Acier inoxydable | 7,80 x 10 ³ | 0,49 x 10 ³ | 15 | 0,016 x 10 ⁻³ |
| Os cortical | 2,1 x 10 ³ | 1,26 x 10 ³ | 0,3 – 0,5 | 0,015 x 10 ⁻³ |
| Os spongieux | 1,0 x 10 ³ | 4,18 x 10 ³ | 0,4 | |
| Polyéthylène HDPE | 0,93 x 10 ³ | 2,22 x 10 ³ | 0,29 | |
| PTFE | 2,2 x 10 ³ | 1,04 x 10 ³ | 0,23 | 0,130 x 10 ⁻³ |

II.5.2. Propriétés mécaniques

Les matériaux du système os du pelvis – ciment grillagé – cupule sont essentiellement caractérisés dans la littérature par leur module d'Young E ainsi que par leur coefficient de Poisson ν . Le tableau 2-7 donne un ordre de grandeur de certaines performances mécaniques du ciment par rapport aux autres éléments du système. Les modules d'Young de l'os spongieux et de l'os sous-chondral variant d'un auteur à l'autre, nous avons retenu ceux de Dalstra [127], Schuller et al. [129]. Le module d'Young de l'os spongieux présente l'avantage d'avoir été mesuré par ces auteurs. Le module d'Young du cartilage acétabulaire est extrait d'une publication de Vasu et al. [72].

Tableau II.7 : Propriétés mécaniques comparées des matériaux du système os – ciment - cupule [124, 127, 130].

| Matériau | Module d'YoungE (MPa) | Coefficient de Poisson | Résistance à la rupture par traction | Résistance à La rupture par Compression | Résistance à la rupture par fatigue |
|----------------------------------------|----------------------------------|-----------------------------------|-----------------------------------------------------|--------------------------------------------------------|----------------------------------------------------|
| Os cortical | 17 000 | 0,3 | 100 | 200 | 30 |
| Os spongieux | 1 à 132 | 0,2 | | | |
| Os sous -chondral | 186 à 2 155 | 0,3 | | | |
| Cartilage acétabulaire | 14 | | | | |
| Ciment PMMA | 2 000 – 2 300 | 0,3 | 25 | 80 | 14 |
| Polyéthylène UHMWPE | 700 | 0,3 | 40 | 20 | |
| Acier 316 L | 193 000 | 0,28 | 520 | | 300 |
| Alliage de titane | 110 000 | 0,3 | 1 185 | | 400 |
| Alliage cobalt-chrome (Protasul 10) | 220 000 | 0,3 | 835 | | 500 |
| Céramique (alumine) | 350 000 – 420 000 | 0,3 | 270 | 4 000 | |
| Céramique (zircone) | 186 000 | 0,33 | 551 | | |

L'examen de ce tableau montre que :

La structure osseuse du bassin [8] est organisée en sous - structures de résistance croissante : cartilage, spongieux, os sous-chondral, corticales. Cette organisation a pour effet d'amortir progressivement les contraintes et les vibrations, et d'absorber les chocs ;

Le module d'Young du PMMA se situe dans la limite supérieure de celui de l'os sous - chondral;

Le module d'Young du cartilage acétabulaire est 150 fois plus petit que celui du PMMA et 50 fois plus petit que celui du polyéthylène UHMWPE ;

Les modules d'Young des alliages d'acier 316 L, de titane, de chrome-cobalt ainsi que des céramiques (alumine, zircone) sont totalement disproportionnés d'une part par rapport au cartilage auquel ils sont substitués, d'autre part par rapport à la structure osseuse dans laquelle ils sont intégrés, en particulier l'os sous-chondral support de l'implant et l'os spongieux adjacent.

Lors d'une arthroplastie totale de la hanche, l'ensemble ciment chirurgical-cupule, d'une épaisseur d'environ 11 à 18 mm, est substitué au cartilage acétabulaire d'une épaisseur d'environ 2,5 mm [72].

A l'image du cartilage articulaire recouvrant l'acetabulum et la tête fémorale, les matériaux constitutifs de l'ensemble ciment – cupule et de tout ou partie de la tête fémorale devraient avoir :

- une certaine déformabilité permettant d'ajuster les centres de rotation de la tête et de lacupule et d'augmenter la congruence entre les deux surfaces articulaires au contact. C'est le cas du polyéthylène UHMWPE articulé avec d'autres matériaux, mais pas des couples céramique – céramique ou métal – métal ;
- un comportement viscoélastique leur permettant d'amortir les chocs. C'est encore le cas du polyéthylène UHMWPE, et un peu celui du PMMA.

II.3 Ciments de comblement osseux

Le ciment est un matériau dynamique dont la maturation progressive se traduit par le passage d'une pâte relativement fluide à un état solide viscoélastique en l'espace de quelques minutes voire quelques heures. Ainsi, il a pour propriété essentielle de durcir une fois la phase solide – pulvérulente – gâchée avec de l'eau. La réaction d'hydratation est définie, pour des ciments utilisés comme liant hydraulique du béton, par « l'ensemble des changements qui se produisent quand un ciment anhydre, ou une de ses phases constitutives, est mélangé avec de l'eau » [131]. A cette réaction d'hydratation est associée un degré d'hydratation défini comme le rapport entre la quantité de ciment hydraté et la quantité initiale de ciment [132]. Notons que cette notion de réaction d'hydratation peut être ambiguë, si l'on étend la définition à d'autres ciments dont les réactifs peuvent déjà être hydratés.

II.3.2.b Les ciments composites

Le terme de composite regroupe un large domaine de matériaux solides contenant au moins deux phases distinctes que ce soit à l'échelle macroscopique ou à l'échelle micrométrique voire nanométrique [133]. Dans le cas des ciments phosphocalciques, ce terme désigne dans la plupart des cas l'addition d'une phase organique à la matrice minérale du ciment. Cette charge organique peut être introduite :

- dans la phase liquide, sous forme d'une solution [132, 134].
- dans la phase solide, principalement sous forme de :
 - microsphères [135, 136, 137]
 - fibres ou nanotubes [138, 139]
 - poudre [140, 141]

Le caractère composite des CPCs a été développé dans le but d'améliorer plusieurs des propriétés évoquées précédemment, principalement la porosité, en introduisant des

microsphères dans la matrice intrinsèquement microporeuse, ou encore les propriétés mécaniques.

II.3.2.c Applications cliniques des CPCs

Les pertes de substance osseuse peuvent avoir des origines très diverses, traumatiques, orthopédiques, tumorales, septiques ou congénitales.

Comme évoqué auparavant, les CPCs ont pour vocation le comblement de sites osseux peu porteurs. Ils sont ainsi largement utilisés en chirurgie cranio-faciale ou maxillo-faciale [142, 143].

On les retrouve également en chirurgie orthopédique dans des applications d'augmentation osseuse d'os longs – tibia [144, 145], fémur [145] –, en vertébroplastie ou cyphoplastie [146] ou encore pour le renforcement d'os ostéoporotiques ou la fixation d'implants métalliques dans des os fragilisés [147].

II.4. Prothèse céphalique

En 1939, Bohlmann [148] implanta chez trois patients une prothèse de tête fémorale : le montage consistait en une sphère de chrome-cobalt ajustée à un clou à ailettes. La même année, Haboush [149] utilisa un dispositif semblable. En 1943 [149, 150], Moore et Bohlmann implantèrent une mégaprothèse en chrome-cobalt pour remplacer les 30 centimètres proximaux du fémur détruits par une volumineuse tumeur.

En 1946, les frères Robert et Jean Judet à Paris développèrent une prothèse formée d'une tête en polyméthylméthacrylate (PMMA) montée sur une tige métallique destinée à être introduite dans l'axe du col fémoral. L'opération était facile et ne nécessitait pas d'instrumentation spéciale. Les suites postopératoires étaient remarquablement simples, mais quelques années, voire seulement quelques mois plus tard, les douleurs et une instabilité imposaient une reprise chirurgicale pour fracture de la tige, descellement de la prothèse ou fissuration du PMMA.



Figure II.1 : Prothèse des frères Judet en PMMA [151].



Figure II.2 : Prothèse de Moore [151].

mise au point et implantation d'une prothèse en vitallium avec une tige intramédullaire améliorant la stabilité. Concomitamment, Palmer Eicher en fait de même, mais avec un implant en acier inoxydable [152].

La tige de Moore était fenêtrée pour l'alléger et permettre une repousse osseuse à travers les fenestrations.

L'évolution se faisait souvent vers un descellement : la tige était trop courte, trop fine et il n'existait qu'une taille unique quel que soit le calibre du fémur. En 1961, Moore changea le concept de sa prothèse en allongeant la tige. En 1954, Thompson [153] développa le même type de prothèse, mais sans fenestration de la tige.



Figure II.3 : Prothèse de Wiles [151].

4. 1 Prothèse totale de la hanche

Dans les années 30, Philip Wiles [154], au Middlesex Hospital à Londres, a posé six prothèses totales de la hanche à des personnes souffrant de la maladie de Still, Toutes les pièces de la prothèse étaient en métal : une cupule vissée à l'acétabulum et une tête fémorale montée sur une tige dans l'axe du col fémoral, elle-même fixée à une plaque vissée sur la corticale externe sous le grand trochanter. La Seconde Guerre Mondiale l'empêcha de poursuivre ces arthroplasties. A la fin de la Guerre, il présenta un joli succès à long terme.

Un des ses cas bilatéraux montrait une excellente fonction à 13 ans de recul. Un peu plus de dix ans après, Jaenichen-Collison présente un modèle équivalent à celui de Wiles. Ce type de

fixation continuera à faire des émules. Deux Suisses, Huggler et Jacob, s'inspirèrent du concept pour développer une nouvelle prothèse de hanche à la fin des années 70 [155]. L'idée est de conserver un maximum de stock osseux diaphysaire chez des patients jeunes qui nécessiteront une reprise dans le futur.

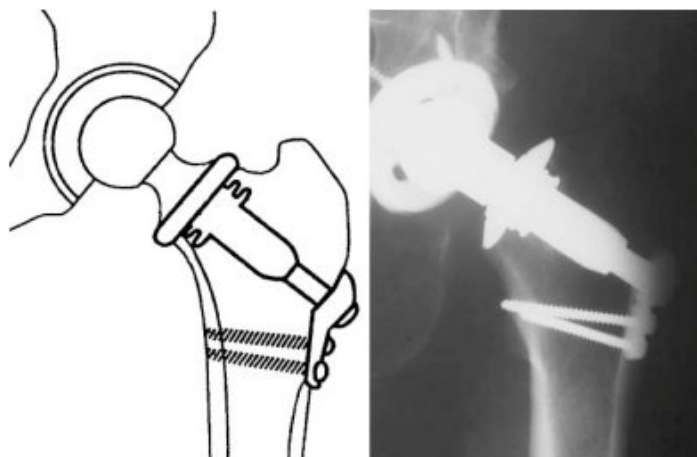


Figure II.4 : Prothèse totale de hanche de Huggler et Jacob [155].



Figure II.5 : Prothèse de Carlsson [156, 157].

Au milieu des années 60, Maurice E. Müller présente sa tige recourbée permettant d'éviter l'ostéotomie du grand trochanter. En 1977, il présente sa tige droite en raison des résultats cliniques initiaux supérieurs à ceux de la tige recourbée. La tige est autobloquante dans le plan frontal et, dans le plan sagittal, la courbure du fémur fournit le deuxième point de blocage. Le ciment permet d'assurer une fixation complémentaire de la tige. Le succès est indéniable ; en 2003, la millionième tige est implantée.



Figure II.6 : Tige droite de Müller. A droite, modèle 1977 et à gauche, modèle 2007 [151].

En 2006, Carlsson [156, 157] présente un nouvel implant en titane permettant une ostéointégration de l'implant, technique déjà utilisée par les dentistes depuis environ 40 ans. La tige est en titane et se visse dans le col. L'instrumentation permet de créer un pas de vis adapté très précisément ne lésant pas la vascularisation de l'os.

Tableau II.1 : Evolution de la prothèse de la hanche [151].

| <u>Auteurs</u> | <u>Matériaux utilisés</u> | <u>Année</u> |
|----------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------|
| Th. Gluck | Boule en ivoire sur le col du fémur. | 1890 |
| Delbet | Remplacement de la tête fémorale. | 1903 |
| Hey-Groves | Boule en ivoire et une tige. | 1906 |
| Smith-Petersen | Cupule de verre sur la tête du fémur. | 1923 |
| Wiles | Cupule vissée à l'acétabulum et tête fémorale fixé par une tige dans le col à une plaque externe verrouillée par une vis et un boulon. | ~1930 |
| Bohlmann | Sphère de chrome-cobalt ajustée à un clou cervical à trois ailettes. | 1939 |
| Mac Kee | Cotyle vissé par trois vis et pièce fémorale en deux parties se fixant à une plaque sur la corticale externe. | 1941 |
| Robert et Jean Judet | Tête en PMMA sur tige cervicale fémorale. | 1946 |
| Jaenichen | Prothèse totale de hanche avec une plaque vissée sur la corticale externe du fémur. | 1947 |
| MacBride | Prothèse « door-knob », cotyle métallique et tige vissée intramédullaire. | 1948 |
| Mac Kee | Invention du cotyle « rétentif ». | |
| Majnoni | Prothèse en acrylique de type inversée (petite tête enfoncée dans la partie supérieure du cotyle s'articulant dans une tulipe dont la queue s'insère dans le fémur). | 1949 |

| | | |
|----------------------|--------------------------------------------------------------------|-------|
| Moore | Prothèse intramédullaire en vitallium. | ~1950 |
| Habousch | Prothèse constituée de deux cupules fixée avec du ciment dentaire. | 1951 |
| Mac Kee | Prothèse totale de hanche avec cotyle « à encoche ». | 1953 |
| Thompson | Prothèse céphalique en vitallium, tige non fenêtrée. | 1954 |
| Charnley | Première utilisation du méthyle méthacrylate comme ciment. | 1958 |
| Moore | Prothèse avec tige intramédullaire allongée. | 1961 |
| Boutin | Première utilisation de l'alumine. | 1971 |
| Müller | Tige fémorale recourbée, cimentée | 1966 |
| Engh | Utilisation du « porous coat » sur les queues des tiges fémorales. | 1977 |
| Giliberty et Bateman | Cupule libre entre acétabulum et implant fémoral. | 1977 |
| Müller | Tige droite, cimentée | 1977 |
| Huggler et Jacob | Thrust plate prosthesis | 1978 |
| Carlsson | Prothèse avec ostéointégration | 2006 |

II.4. 2 Descellement septique [151].

II.4. 2.1 Définition

Le descellement septique se définit par la présence d'une infection bactérienne comme cause du descellement de la prothèse. Les infections peuvent être de 2 types : postopératoire aiguë (< 1 mois) et tardive. Les infections tardives peuvent se présenter de 2 manières : chronique avec parfois des douleurs qui n'ont pas disparues depuis l'intervention ou aiguë. On peut retrouver un tableau équivalent à une infection postopératoire aiguë dans les suites d'une maladie ayant mené à une septicémie (infection urinaire, spondylodiscite, pneumonie) ou en cas de porte d'entrée traumatique (plaie au pied par exemple).

La douleur est un signe cardinal, les signes accompagnants (fièvre, rougeur de la cicatrice, hyperleucocytose) s'atténuent en fonction de l'éloignement de l'intervention. La CRPa

4. 3 Descellement aseptique

permet de guider le diagnostic si elle reste au-dessus des valeurs normales quelques mois (3-6) après l'opération, le suivi de la vitesse de sédimentation peut être utile.

4. 3.1 Définition

Le descellement aseptique doit être un diagnostic d'exclusion. Les paramètres inflammatoires (CRP, VSb, FSCc) doivent être vérifiés. lors de la révision (bactériologie, biopsies multiples) sont faits pour s'assurer de l'absence d'infection à bas bruits. D'autres

examens sont effectués pour l'exclusion de la cause infectieuse comme le scanner, la scintigraphie aux immunoglobulines marquées, ponction de hanche (numération des globules blancs, mise en culture, Gram). Des moyens complémentaires d'imagerie peuvent être utilisés pour compléter le bilan comme un (a C-reactive protein ou protéine C-réactive b Vitesse de sédimentation c Formule sanguine complète) scintigraphie osseuse trois phases suivie d'une immunoscintigraphie⁶⁶ permettant de différencier de manière efficace entre un descellement aseptique et descellement septique (sensitivité et spécificité 92 % et 64 % respectivement pour la scintigraphie, 67 % et 75 % pour l'immunoscintigraphie). La valeur prédictive négative est de 93 % pour les deux examens ensemble. Des résultats équivalents [158] sont publiés pour la scintigraphie (spécificité 100 %, sensibilité 73 %). En cas de doute, un PET-scan [159] au 18F-FDG permet également de différencier entre une origine septique ou non. Mais actuellement, les études à ce sujet sont encore rares.

II.4. 4 Le descellement aseptique au niveau cellulaire et moléculaire

Les biopsies réalisées lors des révisions pour descellement aseptique [160] montrent la présence d'un remodelage osseux important avec une résorption osseuse médiée par les ostéoclastes et une formation active de nouvel os. Les ostéoclastes sont responsables de la résorption osseuse.

On trouve également autour du ciment une membrane « synovial-like [161] » infiltrée de cellules géantes dues à une réaction contre des corps étrangers : particules de PMMA.

Des hybridations in situ révèlent la présence d'interleukine-1 et interleukine-6 en concentration importante au niveau des tissus adjacents au prothèse descellée à l'inverse des prothèses scellées. IL-1b et IL-6 C En schématisant, les particules de PMMA phagocytées par les macrophages stimulent la sécrétion de cytokines (IL-1 et TNF). Le TNF stimule les ostéoblastes adjacents à sécréter du GM-CSF modulent et régulent la croissance et la différenciation des cellules de l'immunité et jouent également un rôle important dans le remodelage osseux et des tissus mésenchymateux. Les cytokines sécrétées stimulent le recrutement des précurseurs des ostéoclastes et leur différenciation, l'augmentation de la survie et l'activation ne jouant qu'un rôle mineur [162].

II.4. 4.1 Le descellement au niveau radiologique

Qui mènent au recrutement des ostéoclastes et des macrophages à l'interface ciment-os. Le recrutement de ces cellules amplifie la réponse inflammatoire conduisant à une résorption osseuse et finalement au descellement [163].

Au niveau radiologique, les signes de descellement à rechercher sont nombreux :

- Liseré radiotransparent ciment-osf
- Liseré évolutif ou ciment-prothèse ou les deux
- Fracture du centraliseur
- Migration de l'implant avec son manteau de ciment dans le canal
- Migration de l'implant dans le manteau de ciment
- Fracture de la tige fémorale
- Fracture du boulon distal sur une tige verrouillée
- Fracture du manteau de ciment
- Fracture du fémur
- Présence d'ostéolyse

Certains mécanismes d'échec ont été décrits par Gruen [164] en fonction de l'image radiologique. Les images classiques de descellement (fracture du ciment, liseré évolutif) ne sont pas catégorisées dans cette classification. Elle s'est faite sur le suivi de 76 hanches dont présentait un liseré radiotransparent évolutif.

Mode I : pistonnage [151]

Ce mode est caractérisé par un pistonnage d'un matériel par rapport à l'autre :

- **Mode Ia** : Tige métallique pistonant dans le manteau de ciment. Il survie comme résultat d'un manteau incomplet ou perte subséquente de soutien proximomédial lors de la charge axial qui mène au déplacement distal de la tige.



Figure II.17 : Mode Ia.

- **Mode Ib** : Manteau de ciment contenant la tige pistonant dans le canal médullaire. Le stress appliqué tend à disjoindre la liaison mécanique à l'interface ciment-os avec

glissement subséquent. Ce phénomène peut être aggravé par la mauvaise interdigitation du ciment dans l'os trabéculaire.

Ce mode est caractérisé par une zone radiotransparente à l'interface ciment-os avec une réaction osseuse de type « halo » scléreux.

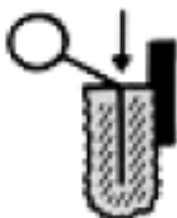


Figure II.18 : Mode Ib.

Mode II : pivot médial au milieu de la tige

Caractérisé par la migration médiale de la partie proximale de la tige couplée à la migration latérale de la partie distale de l'implant, causé par une faiblesse combinée de soutien proximomédial et un manque de soutien du ciment distal. La progression continue simultanément avec une migration proximomédiale et une bascule de la tige distale; due aux fractures du ciment au niveau du milieu de la tige.



Figure II.19 : Mode II.

Mode III : pivot sur le calcar

Causé par une bascule médiale et latérale de l'extrémité inférieure de l'implant entourée de ciment dû à un manque de soutien du ciment distal avec réaction osseuse sous-jacente. La prothèse peut avoir une fixation proximale adéquate ou un « décrochage » au bord de la partie médiale du col fémoral sur lequel elle pivote.



Figure II.20 : Mode III.

Mode IV : bras de levier

Caractérisé par une perte complète ou partielle de soutien avec une migration médiale de la partie proximale de la tige, alors que la partie inférieure reste solidement fixée au ciment. Après que la tige se soit séparée de l'enveloppe du ciment proximal ou de l'interface proximale ciment-os, le transfert de charge à la partie proximale du fémur est perdu et la tige est ensuite transformée en un bras de levier qui ploie lors de chaque mise en charge. Ce mode est reconnu clairement dans les stades précoces par le début d'une zone radiotransparente le long de la surface latérale de la tige avec une autre zone radiotransparente à l'interface ciment-os proximomédiale, alors que la partie distale est bien cimentée dans le canal médullaire.



Figure II.21 : Mode IV.

II.5. Causes de descellement

Pourquoi une prothèse descelle ? Quels sont les facteurs de risques ?

La qualité du résultat à long terme et à court terme dépend de facteurs multiples :

1. Type d'implants utilisés (design, matériau).
2. Qualité de la technique opératoire (orientation et fixation des composants).
3. Facteurs de risques préopératoires (âge, poids, étiologie de la maladie et qualité de l'os).
4. Facteurs de risques postopératoires (solicitation de la prothèse et nombre de cycles de charge)

II.6. Intervention

Une intervention antérieure de la hanche (PTH ou autre) augmente les risques de descellement aseptique [151].

II.7. Facteurs « prothétiques » Design

La géométrie de la tige peut être une des causes de descellement. Lors de stress en torsion, la présence de surface plane sur la tige fémorale permet une meilleure répartition des forces dans l'implant en comparaison à une tige très « cylindrique » [165, 166].

La tige cylindrique ne permet pas le transfert des forces de torsion en dessous de la fixation (bonding) proximal et, par conséquent, sollicite plus la partie proximale du manteau de ciment avec un risque plus élevé de descellement. Et une fois le descellement survenu, l'échec du manteau de ciment (fracture) se produit plus rapidement avec une tige cylindrique [166]. D'autres auteurs [167] rapportent que le débonding d'une prothèse Charnley polie ne pèjore pas forcément la survie à long terme.

La forme de l'implant modifie de façon importante la répartition entre les forces tensionnelles et les forces de compression dans le ciment [168]. Dans la figure II.22, les stress de tension et de compression se répartissent de façon différente en fonction du design de la tige.

La surface de la prothèse joue un rôle important dans l'interface ciment-prothèse, mais également dans l'interface ciment-os. Une interface ciment-prothèse trop rigide déplace le stress vers l'interface suivante, c'est-à-dire l'interface ciment-os.

Pour améliorer la résistance aux stress à l'interface ciment-prothèse, certains implants possèdent des surfaces plus rugueuses. Le risque avec de tels implants est dès que le manteau n'est plus intègre, on se retrouve avec une sorte de « râpe », la tige, qui abrase le ciment accélérant sa fragmentation avec genèse de particules de ciment et métal 88 et accélérant ainsi l'échec de l'implant.

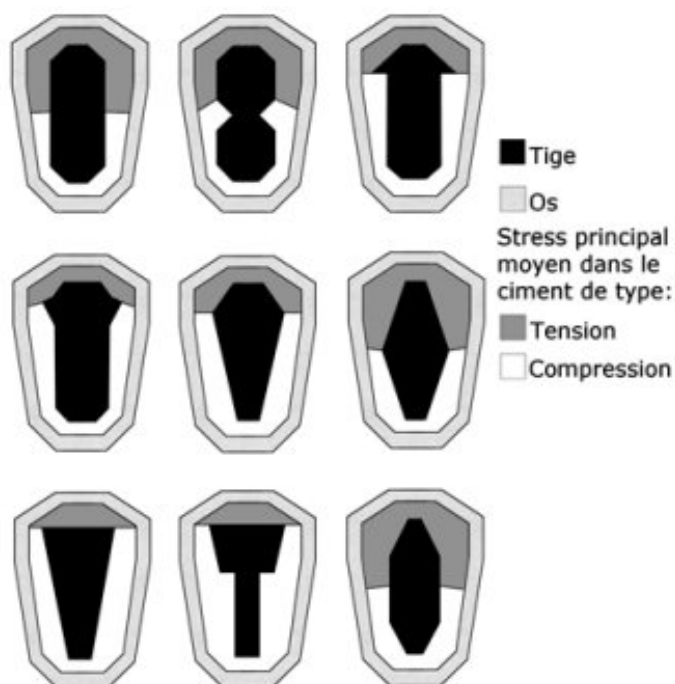


Figure II.22 : Répartition entre tension et compression dans le ciment Tiré et adapté de Crowninshield, R. D.; [168].

La taille de l'implant est importante. Un implant trop petit laissera un espace important autour de lui et, par conséquent, le manteau sera très épais. A l'inverse, un implant trop grand ne permettra pas d'obtenir un manteau de ciment assez épais. Les tiges remplissant plus de 50 % du canal intramédullaire démontre de meilleures évolutions radiographiques que celles en remplissant moins de la moitié [169]. Noble [170] pense que le meilleur compromis est atteint entre la solidité de la tige et du ciment quand le canal médullaire est occupé de 70 à 80 % par la tige.

La conception du matériel de préparation du fût fémoral est également importante : la râpe doit permettre la création d'un espace de 2-3 [mm] autour de la tige [171].

Le design de l'Elite Plusa:

Les modifications apportées dans la partie proximale « cobra-like » de l'implant sont sensées permettre une meilleure compression du ciment et une meilleure assise sur le manteau de ciment de la prothèse et éviter son enfoncement. La surface de l'implant au contact du ciment est en Vaquasheen, surface légèrement rugueuse augmentant la résistance de l'interface ciment-prothèse conférant une meilleure stabilité en rotation et évitant l'enfoncement. Concernant la prothèse elle-même, l'échec plus important des plus petites tailles (1 et 2) est probablement à mettre sur des facteurs géométriques. La tige de la prothèse Elite est cylindrique dans sa portion distale. Les forces de torsion ne sont pas transmises correctement dans la partie cylindrique de la tige [165]. La diminution de la taille de la tige diminue les surfaces planes antérieure et postérieure dans la partie proximale augmentant ainsi la « cylindricité » de la prothèse favorisant l'augmentation du stress dans le manteau de ciment. L'épaisseur du manteau a également posé des problèmes dans la région proximomédiale si on se réfère aux différents critères existants [169, 170].

Les progrès de l'industrie dans la modélisation, l'usinage, les différents alliages ont permis d'améliorer la survie des implants. Mais le chemin est parfois semé d'embûches (fracture d'implant sur une gravure au laser, présence de lubrifiant sur les composants acétabulaires a). Les modifications portées aux composants d'une prothèse doivent prouver leur validité au cours du temps. La durée de vie des implants actuels est, dans le meilleur des cas, autour des 25-30 ans. Il est difficile de prouver dans les phases préliminaires

d'utilisation la supériorité d'une prothèse sur une autre. L'Elite + se targue d'être la digne héritière de la prothèse de Charnley, mais elle n'est pas la seule à ne pas tenir toutes ses promesses. Ainsi pour Dall, les nouvelles générations de prothèses de Charnley nécessitent plus de révision pour descellement que les implants de première génération.



Figure II.26 : Différents modèles de prothèses de hanches [151].

CHAPITRE.III

CHAPITRE III

Analyse des contraintes : ANALYSE DES CONTRAINTES DANS LE CIMENT, L'OS ET L'IMPLANT FEMORAL

III.1. Introduction

La distribution des contraintes dans les différents composants de la prothèse totale de hanche (fig.III.1), induite par une seule activité du patient, a été analysée numériquement tri dimensionnellement par la méthode des éléments finis. Cette activité, correspondant à la position debout d'un patient de poids moyen 80 Kg, définit indirectement la nature du chargement mécanique appliqué à la structure. Sur la figure III.1 sont représentés le modèle géométrique de la structure étudiée et son maillage.

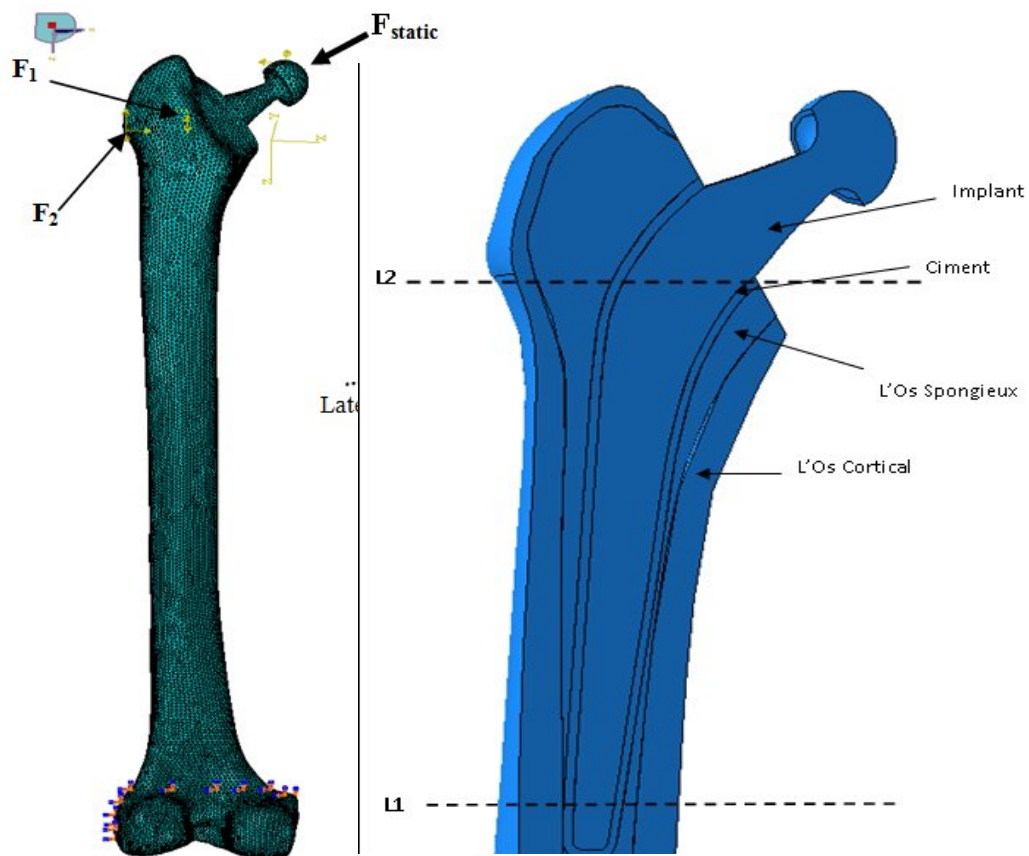


Figure III.1: Modèle géométrique de la prothèse totale de hanche analysée et son maillage.

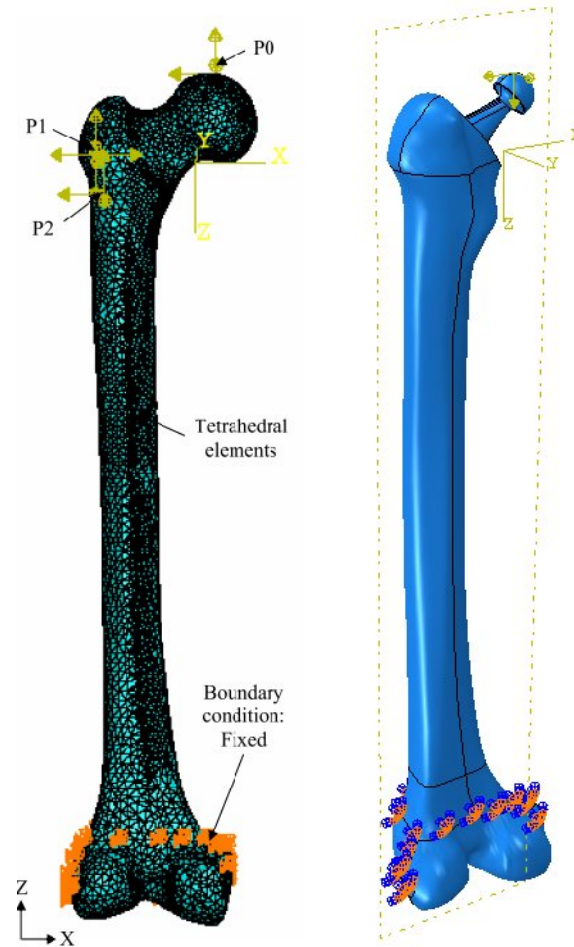


Figure III.2 : Représentation schématique des conditions aux limites imposées.

La figure III.2 montre les conditions aux limites imposées à la structure analysée.

IV. 1 Présentation du modèle analysé

Cette étude repose sur une modélisation numérique à trois dimensions de la prothèse totale de hanche fémorale. Cette modélisation a été faite grâce au logiciel de calcul par éléments finis ABAQUS 6.11.1 [172]. La géométrie complexe d'un implant fémoral, conjointement lié à l'os cortical et à l'os spongieux par l'intermédiaire du ciment orthopédique, est représentée sur la figure III.1. La structure a été modélisée en utilisant les 'éléments tétraédriques 3D à 4 nœuds (C3D4-Abaqus), constituant les éléments suivants : Ciment: 90822; Os cortical : 286392 ; Os spongieux: 275203 ; Implant : 24096.

IV. 2 Choix de la prothèse

Il existe actuellement plusieurs modèles de prothèse totale de hanche (PTH) commercialisés, parmi lesquels, on peut citer à titre d'exemple : CMK, BM, FRAM A etc... Dans cette étude, nous avons opté pour le modèle CMK.3 (la troisième génération de prothèse de CHARNLEY MILLER KERBOUL), pour sa disponibilité sur le marché national. Les caractéristiques mécaniques des composantes de ce modèle choisi sont regroupées sur le (Tableau III.1)

Tableau III.1 : Propriétés mécaniques des constituants de la PTH [173]

| 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 |

Rappelons que pour l'analyse statique, une charge égale à 3 fois le poids moyen d'une personne de 80 kilogrammes est donc appliquée sur la tête fémorale [174] suivant les indications présentées sur la figure. III.1 [175].

La partie proximale antérieure est soumise à une charge exercée par le muscle abducteur ($F_{\text{abducteur}}$), et la partie proximale latérale à une charge du muscle vaste latéral (ou externe). Les intensités de ces charges sont indiquées sur le tableau III.2 [175]. Un encastrement est imposé à la partie distale du fémur (Fig.III.2).

Tableau III.2 : Intensité des efforts des principaux muscles (Bregmann, 2001) [176]

| Une marche normale | | | | |
|----------------------|--------|--------|---------|---------------------|
| Force (N) | X | Y | Z | F |
| Force de contact | -433.8 | -263.8 | -1841.3 | F_{static} |
| Muscle abducteur | 465.9 | 34.5 | 695.0 | F_1 |
| Muscle vaste externe | -7.2 | 148.6 | -746.3 | F_2 |

III.2. Analyses des contraintes dans l'Os cortical

L'os cortical conjointement lié à l'implant par l'intermédiaire du ciment orthopédique reçoit, à travers ce liant, des efforts de cet élément de la prothèse. Le niveau et la répartition des contraintes équivalentes de Van Mises, résultant dans l'os cortical d'une position debout, sont illustrés sur la figure III.3a. L'analyse de cette figure montre que ces contraintes sont distribuées de manière hétérogène le long de ce tissu vivant. En effet, leurs intensités augmentent de la partie supérieure de cet élément de la structure vers sa partie inférieure (antérieur et postérieur). Ainsi, les efforts, transmis de l'implant à l'Os, à travers le ciment orthopédique, sont relativement très élevés et peuvent être source de problèmes pour le patient. Ainsi, la plus forte contrainte est supportée par l'os cortical.

Sur les figures III.3b et c sont représentées les contraintes normales les plus importantes et les moins intenses respectivement. Ces contraintes de tension et de compression montent clairement que l'os selon cette direction est soumis à des efforts de flexion.

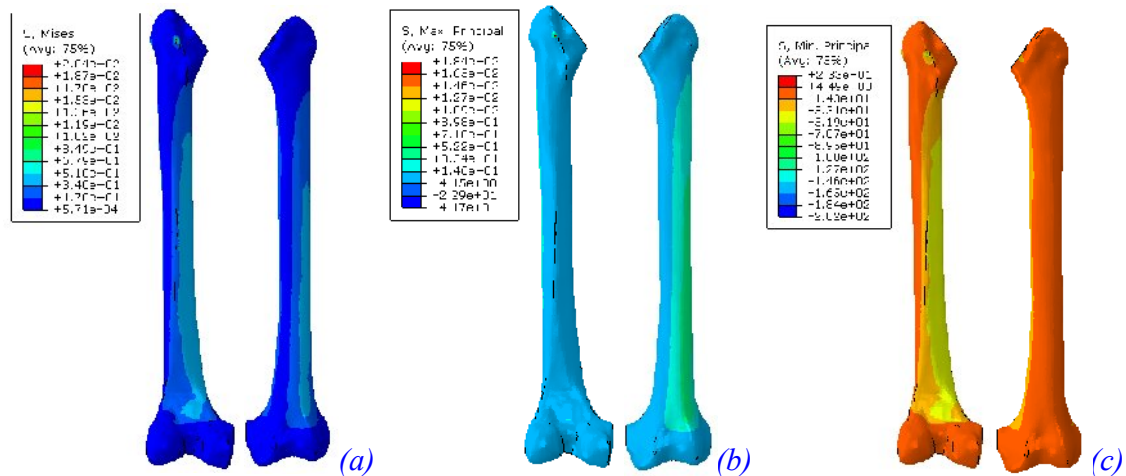


Figure III.3 : Contraintes de Von Mises (a), principal maximal (b) et minimal (c) induites dans l'Os cortical par une activité debout du patient.

III.3. Analyse des contraintes dans l'Os Spongieux

Pour compléter cette étude, nous avons analysé la répartition et l'amplitude des contraintes de Van Mises et des contraintes normales principales maximales et minimales dans l'os

CHAPITRE.III-----Analyse des contraintes
 Spongieux Les résultats obtenus sont représentés sur la figure III.4. Cette dernière montre que cette activité du patient (position debout) induit, dans l'os Spongieux dans la partie proximale a l'interface avec le ciment, des contraintes assez élevé (fig. III.4a). Ce comportement est essentiellement dû aux conditions aux limites imposées à la structure. La tendance vers un comportement réel nécessite donc la modélisation de tout le corps humain qui assez complexe à mettre en œuvre.

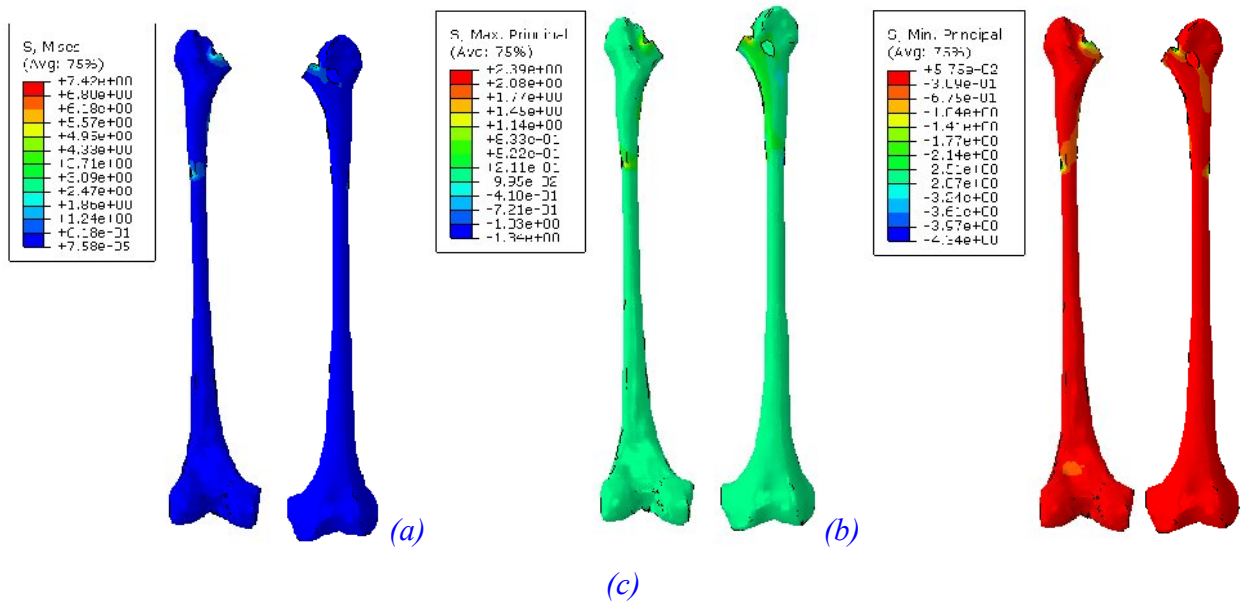


Figure III.4 : Contraintes de Von Mises (a), maximale et minimale principale (b, c) induites dans l'os spongieux par une activité debout du patient.

III.4. Analyse des contraintes dans L'Implant

Nous avons étudié le comportement mécanique de l'implant, autrement dit les contraintes engendrées dans ce composant de la PTH par l'activité du patient (position debout) comme le montre la figure III.5. Nous remarquons que les contraintes de Von Mises (Fig. III.5a) sont concentrées sur ses parties antérieure et postérieure proximale. Dans les autres zones, leur niveau est relativement faible. Ce comportement est dû à la direction des efforts exercée sur l'implant. Rappelons que cet élément de la structure est le maillon le plus rigide et par conséquent ces contraintes ne constituent aucun risque d'endommagement. Les contraintes normales principales maximales et minimales sont préférentiellement localisées sur les parties antérieure et postérieure (fig.III.5b,c).

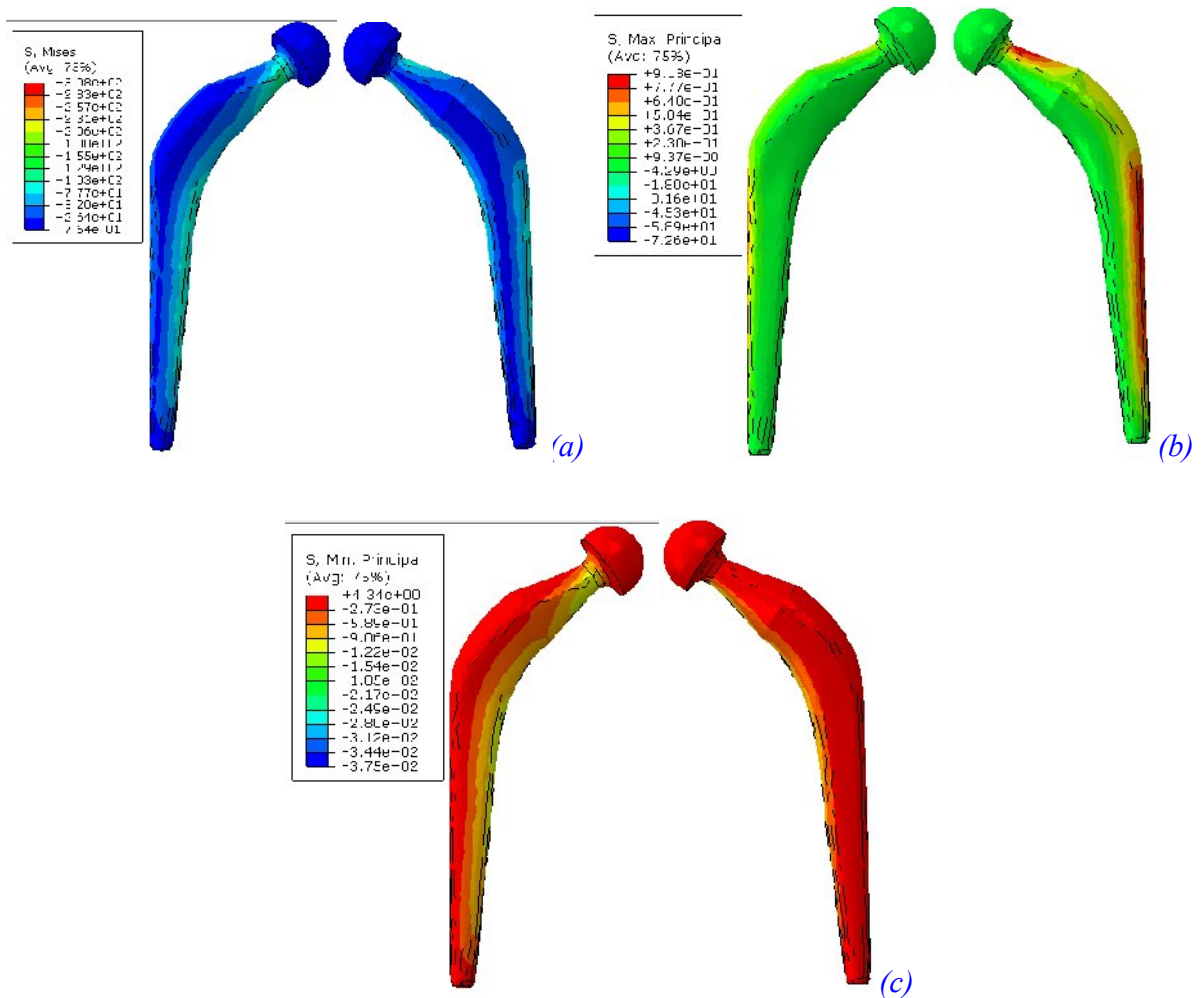


Figure III.5 : Contraintes de Von Mises (a), maximale et minimale principale (b, c) induites dans l'Implant par une activité debout du patient.

III.5. Analyse des contraintes dans le ciment orthopédique :

Le ciment chirurgical constitue le maillon le plus faible de la structure. Son comportement mécanique détermine celui de toute la prothèse. L'analyse de la répartition des contraintes dans cet élément est d'une grande utilité pour la survie de la prothèse totale de hanche. Ceci constitue l'objectif de cette partie du travail. Sur la figure III.6 sont représentées l'intensité et la distribution des contraintes de Van Mises et des contraintes normales principales maximale et minimale, induites dans le ciment orthopédique, par le patient en position debout, ces contraintes sont intensivement concentrées dans les parties postérieure et antérieure proximale dans ce liant. Les résultats obtenus

CHAPITRE.III-----Analyse des contraintes
montrent que dans des zones de fortes interactions os-ciment, ces contraintes sont tendent vers le seuil de rupture en traction de ce liant. De part ses faible propriétés mécaniques, un défaut présent dans le ciment peut conduire à la concentration de ces contraintes et donc au risque d'amorçage et de propagation de fissures de fatigue. Rappelons que ce liant doit assurer à la fois le transfert de charge de os vers l'implant, l'adhérence implant-os et le transport d'antibiotiques. Le ciment interposé entre l'Implant est sollicité à la fois par des efforts de compression et de traction de deux cotés (Implant et Os cortical) comme le montre les figures III.6a, b, c).

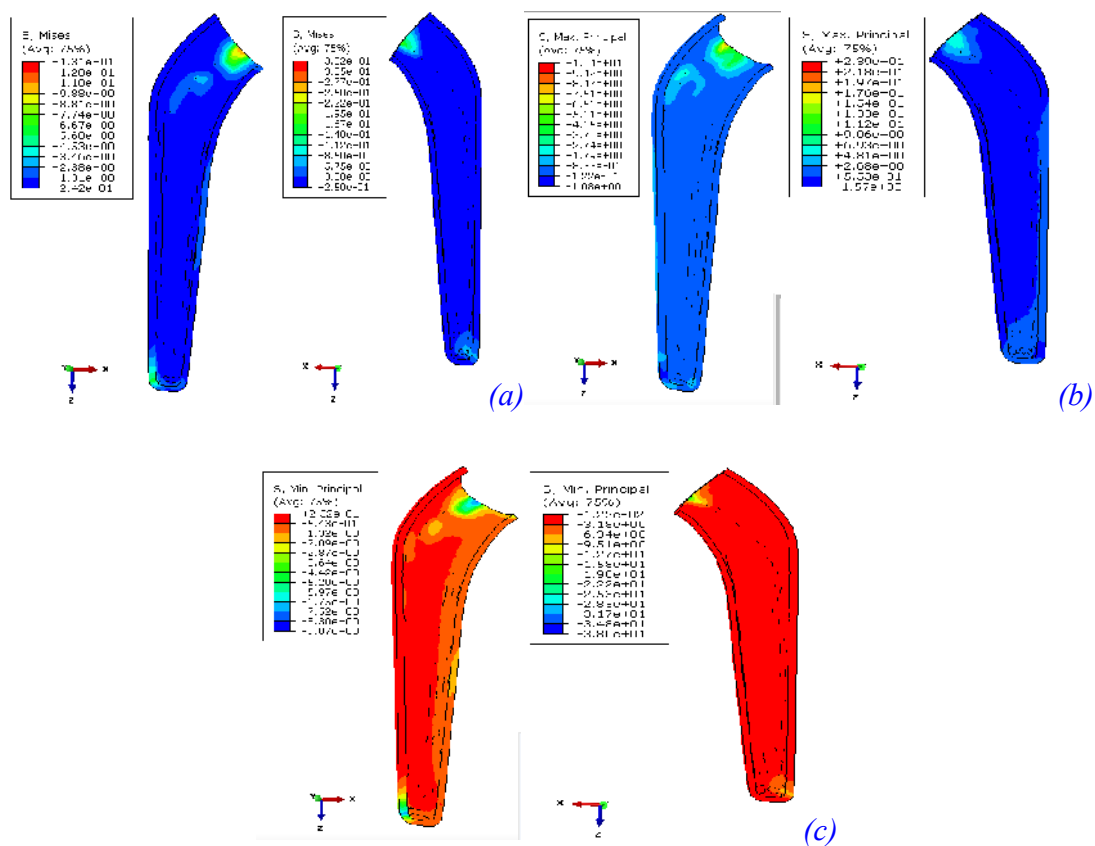


Figure III.6 : Contraintes de Van Mises (a) maximale et minimale principale (b, c) induites dans le ciment orthopédique par une activité debout du patient.

III.6 Conclusion

Cette partie du travail permet de conclure que :

La position debout du patient (position debout) induit, dans l'os Spongieux dans la partie proximale a l'interface avec le ciment, des contraintes assez élevé. Ce comportement est essentiellement dû aux conditions aux limites imposées à la structure. La tendance vers un comportement réel nécessite donc la modélisation de tout le corps humain qui assez complexe à mettre en œuvre;

L'os cortical est soumis à des contraintes de tension et de compression. La position debout sollicite ce tissu vivant en de flexion;

Une activité debout du patient induit, dans tous les éléments Os-Ciment-implant de la prothèse totale de hanche fémorale, des contraintes équivalentes de Van Mises et principale (maximale et minimale) distribuées de façon hétérogène. Les contraintes les plus intenses sont localisées dans les zones antérieure et postérieure de ces composants.

L'intensité de ces contraintes augmente de la partie supérieure de ces éléments de la structure vers leur partie inférieure (antérieur et postérieur). Ainsi, les efforts, transmis de l'implant à l'Os à travers le ciment orthopédique, sont relativement très élevés.

Les contraintes induites dans le ciment tendent vers se seuil de rupture en traction. C'est la forte interaction os-ciment dans cette zone de la structure qui est responsable de ce niveau des contraintes;

Les contraintes équivalentes les plus significatives dans l'implant sont localisées au voisinage de la zone de contact avec la tête fémorale. Elles sont dues aux efforts au compression et de tension de la tête fémorale;

Les contraintes sont élevées dans les parties postérieure et antérieure proximale du ciment. Dans des zones de fortes interactions os-ciment, ces contraintes sont tendent vers le seuil de rupture en traction de ce liant. Dans ces zones le risque de descellement par rupture du ciment est prépondérant;

CHAPITRE.IV

CHAPITRE IV

EFFET DES DEFAUTS VOLUMIQUES SUR LE COMPORTEMENT MECANIQUE

IV.1 Introduction

Le ciment doit assurer une bonne adhérence entre les constituants de la prothèse, minimiser le transfert de charge vers l'os et favoriser la diffusion des antibiotiques afin d'éviter les risques d'infection. La satisfaction de cette dernière propriété exige une certaine densité de porosité constituant ainsi un chemin de transport de matière. Si la présence de tels défauts est bénéfique pour la circulation des antibiotiques, elle constitue un risque d'amorçage et de propagation de fissures de fatigue par effet d'entaille. Ainsi, l'analyse de l'effet de cette porosité sur le comportement mécanique du ciment chirurgical est d'une importance pour la survie des prothèses totale de hanche cimentées. Ceci constitue donc l'objectif de cette partie du travail. La coalescence de ces pores existant dans le ciment donne naissance à des cavités. Dans ce qui suit, nous analysons, numériquement par la méthode des éléments finis, le comportement mécanique de ce liant au voisinage proche d'une cavité et entre ces cavités (interaction cavité-cavité). Pour ce faire, les cavités sont localisées dans la zone du ciment la plus fortement mécaniquement sollicitée, autrement dit, sur la partie du ciment sollicitée par de fortes contraintes. C'est donc dans cette partie où le risque de rupture du ciment, et donc de descellement, est le plus probable.

Cette analyse a été réalisée pour un cycle de marche normale pendant une durée de 1.1 secondes avec des composantes de charge illustrées sur la figure IV.5b [175].

L'analyse de l'intensité et de la distribution des contraintes induites dans le ciment par cette activité est faite en fonction de la position de la cavité dans ce liant. Notre intérêt porte dans ce cas sur les contraintes normales (radiales et circonférentielles) et les contraintes tangentielles dans un référentiel sphérique de coordonnées (r, θ, ϕ) , (fig. IV.1). Ces contraintes sont analysées sur le bord libre du ciment. La figure IV.1 représente les chemins sur lesquels ces contraintes ont été évaluées, la position des cavités et leur interaction, et le maillage de la structure analysée et celui autour du défaut volumique.

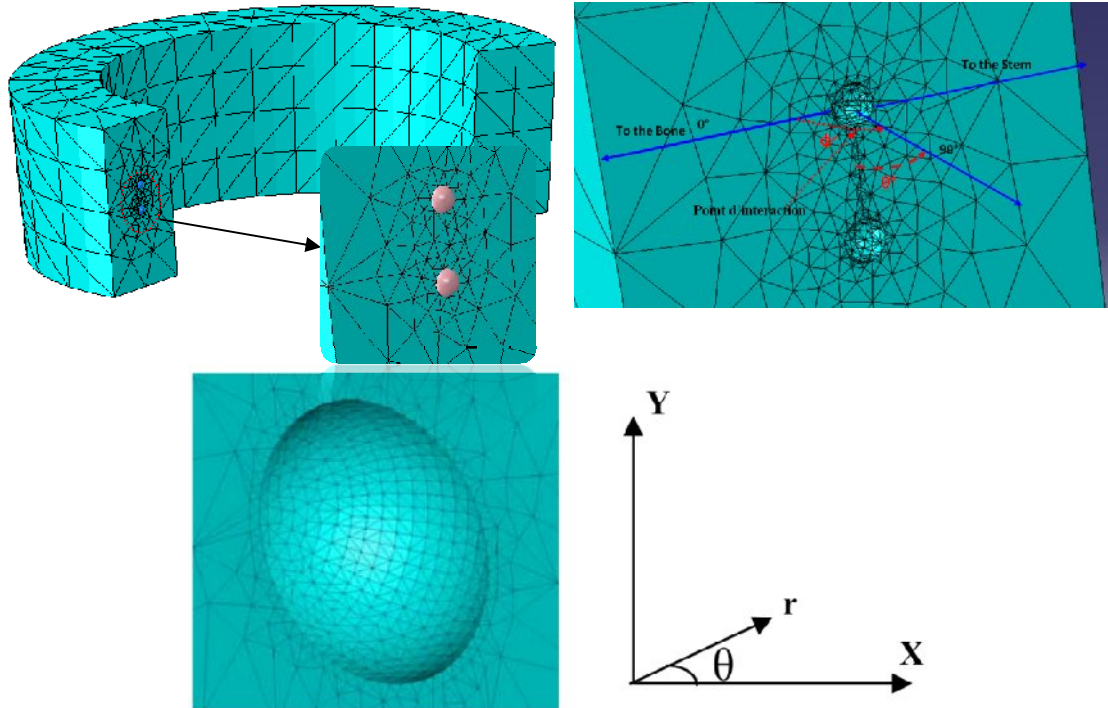


Figure IV.1: Chemin de contrainte de contraintes, d'interaction et maillage de la structure et autour de la cavité.

IV. 4.1 Distribution des contraintes dans le ciment sain

Pour une meilleure illustration de l'effet de la présence d'une cavité dans le ciment orthopédique sur l'intensité et la répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite par des efforts exercés par le patient, nous avons représenté sur la figure IV.5a la variation de cette contrainte dans les trois parties, proximale, médiane et distale au cœur de ciment vierge de défaut. Les contraintes, induites par cette activité et sous *l'impact du talon* à l'instant $t=0,19s$ (*in heel strike*) ont été analysées autour du ciment dans les zones notées ici A, B et C (Anterior, Lateral et Posterior) comme le montre la figure III.1. Ce type de chargement (l'impact du talon) correspond donc à un cycle d'une marche normale du porteur de la prothèse. Les résultats indiqués sur la figure IV.5 montre clairement que les contraintes les plus fortes sont localisées sur la zone proximale gauche, notée B, de ce liant chirurgical. L'intensité de ces contraintes est nettement plus élevée que celle induite dans le côté droit de cette région. Ce comportement est essentiellement dû aux efforts appliqués à l'implant ainsi qu'à ceux de l'abduction. Cette figure montre également que les contraintes, induites par des efforts statiques, sont beaucoup moins intenses que celles engendrées par des efforts dynamiques lors de la marche normale du patient et ce qu'elle soit la partie du

CHAPITRE.IV-----EFFET DES DEFAUTS VOLUMIQUES SUR LE COMPORTEMENT MECANIQUE

ciment. De par leurs fortes amplitudes les contraintes engendrées dans la zone proximales présentent un risque de descellement de la prothèse totale par rupture du ciment. En effet, le niveau de ces contraintes tend vers celui du seuil d'endommagement de ce liant par rupture en mode d'ouverture. La présence de cavités dans cette zone du ciment augmente donc le risque de cet endommagement par effet d'entaille. Cet effet augmente la probabilité d'amorçage et de croissance de fissures de fatigue. Ceci constitue donc le but de cette analyse. En effet, la cavité est localisée dans cette zone de fortes contraintes comportement mécanique. Les contraintes engendrées sous l'impact du talon sont plus intenses que celles résultant de sollicitations statique.

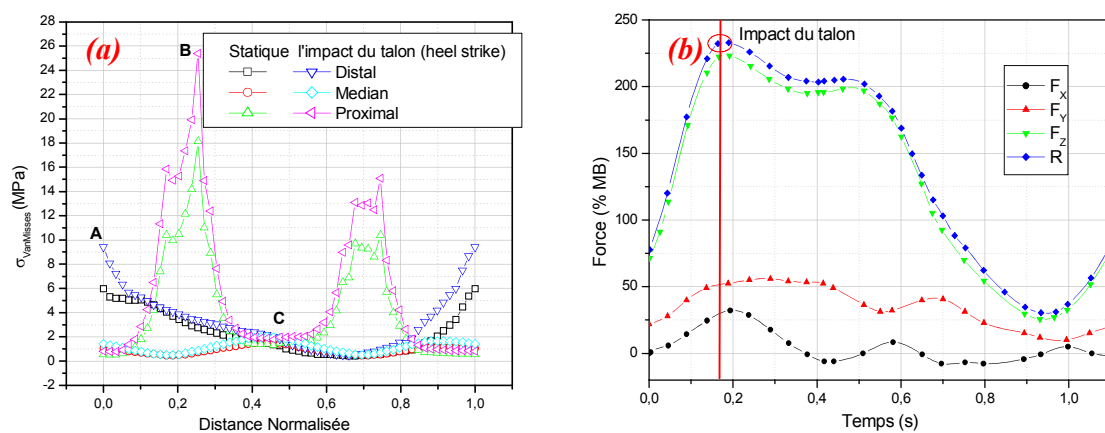


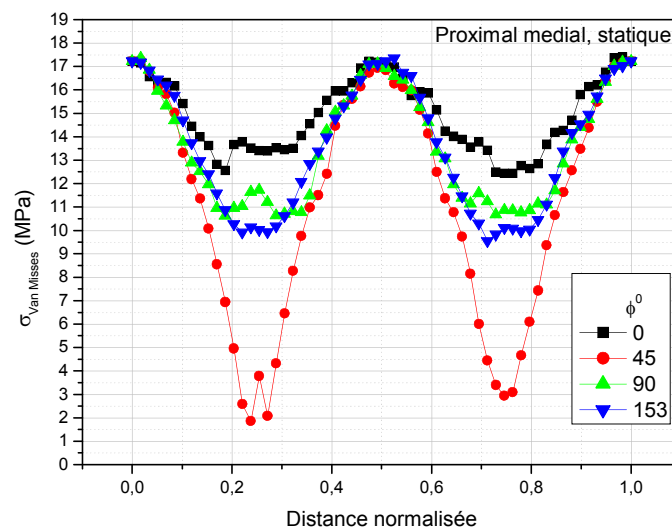
Figure IV.5 : *a)* Variation de la contrainte équivalente de Von Mises dans les parties, proximale, médiane et distale du ciment, selon les contours notés A, B et C, soumis à des efforts statiques et sous l'impact du talon à l'instant (à l'instant $t=0.19s$). *b)* décomposition d'un cycle de marche en phase et effort correspondant appliqué à la tête fémorale [175]

IV. 4.2 Effet de la Cavité localisée au cœur du ciment

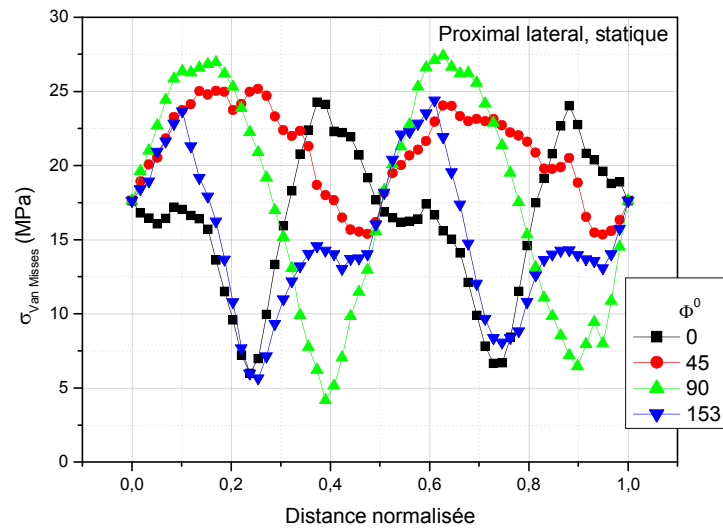
Pour analyser le comportement mécanique du ciment en présence de cavitation, cette dernière est localisée, dans un premier temps, au cœur de ce liant orthopédique dans ses parties proximale et distale loin de l'interface ciment-implant. Les contraintes ont été analysées, dans le ciment autour de la cavité, selon un angle Φ par rapport aux axes de ce défaut volumique. Rappelons que l'angle $\Phi=0^\circ$ correspond à l'axe horizontal dans la direction de l'os vers l'implant, et $\Phi=90^\circ$ à l'axe vertical, et les angles de 45° et de 135° sont situés à 45° de part et d'autre de ces deux axes.

L'effet de l'existence d'une cavité sur le niveau et la distribution des contraintes équivalentes de Von Mises dans les zones proximales gauche et droite est illustré sur la figure IV.6. Cette dernière montre, que c'est dans sa partie gauche, que le ciment est plus fortement mécaniquement sollicité (fig. IV.6b). Ces contraintes sont d'une intensité plus faible que celles induites par une cavité localisée près de l'interface ciment-implant (fig. IV.5). Les contraintes les plus intenses sont engendrées autour de l'axe vertical ($\Phi=90^\circ$). Pour les autres orientations, les contraintes sont d'un niveau relativement faible. Comparativement à la partie gauche, les contraintes les plus importantes, induites dans la partie droite, sont relatives à l'axe horizontal ($\Phi=0^\circ$), suivie des orientations 90° , 135° et 45° . Selon cette dernière orientation, le ciment est le moins sollicité (fig. IV.6a). Ces contraintes, induites dans la partie proximale, sont d'autant plus importantes que la prothèse totale de hanche est soumise à des efforts dynamiques (impact du talon) comme le montre la figure IV.7.

La partie distale est soumise à des contraintes équivalentes de faible intensité (fig. IV.8), c'est selon l'axe vertical que ces contraintes sont les plus fortement concentrées. L'effet du chargement dynamique n'apparaît pas clairement dans cette zone du ciment. En effet, d'après nos résultats, les contraintes engendrées par des efforts statiques et dynamiques sont comparables (fig. IV.8a).

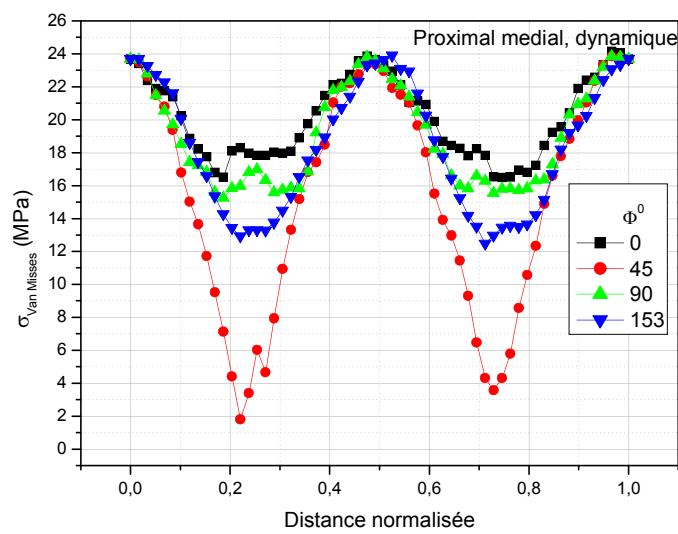


(a)

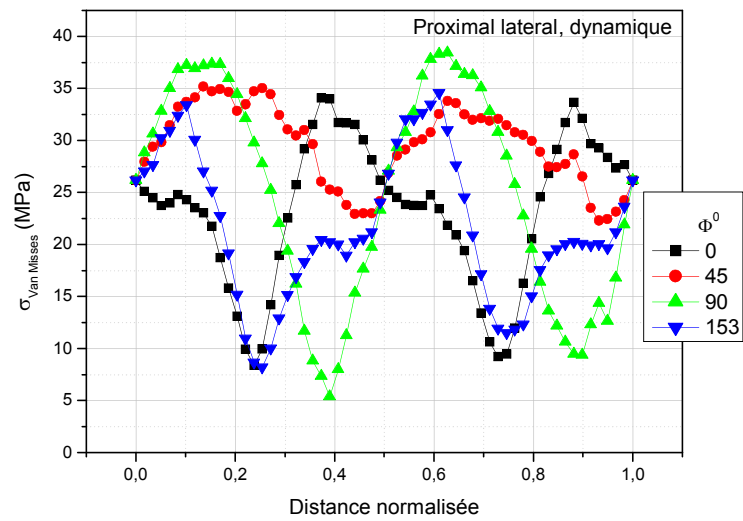


(b)

Figure IV.6 : Répartition des contraintes équivalentes de Von Mises, dans les parties proximales droite et gauche du ciment, autour de la cavité, soumis à des efforts statiques.

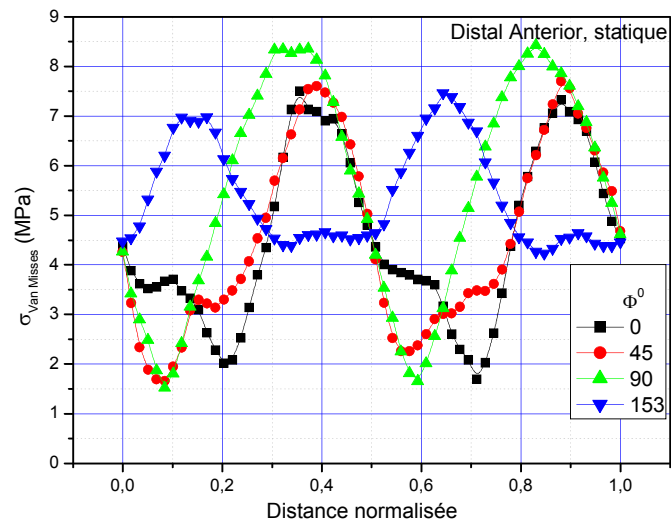


(a)

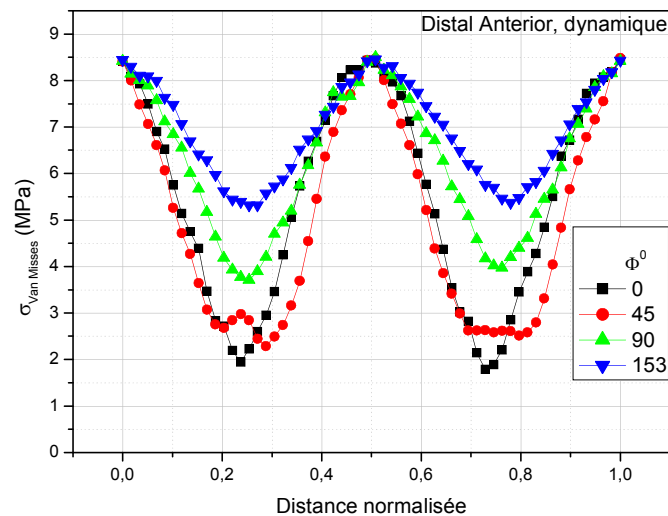


(b)

Figure IV.7 : Répartition de contraintes équivalentes de Von Mises dans les parties proximales droite et gauche du ciment, autour de la cavité, soumise à des efforts dynamiques.



(a)



(b)

Figure IV.8 : Répartition de contraintes équivalentes de Von Mises dans la partie distale du ciment, autour de la cavité, soumis à des efforts :a) statique, b) dynamique.

Nos résultats montrent que les contraintes induites dans la partie proximale gauche du ciment sont comparables à la contrainte limite de rupture en tension du ciment. Elles peuvent constituer un risque de rupture du ciment et donc au descellement de la prothèse totale de hanche. Ce risque est d'autant plus élevé que le ciment est soumis à des sollicitations dynamiques.

IV. 4.3 Effet d'interaction cavité-cavité

Si une augmentation de la fraction volumique des cavités présentes dans le ciment orthopédique facilite le transport de matière (transport d'antibiotiques) à grande distance, elle est un facteur déterminant du comportement mécanique du ciment et donc de la survie de la prothèse totale de hanche. En effet, la présence de tels défauts peut fragiliser le ciment par effet d'entaille et d'interaction et donc conditionne la durabilité de l'implant. Nous nous intéressons ici qu'aux les parties proximale (gauche, droite) et distal du ciment, parties où le ciment chirurgical est plus fortement mécaniquement sollicités. Ces zones représentent donc les parties de fortes contraintes.

L'objectif de cette partie du travail est d'analyser, tri-dimensionnellement, numériquement par la méthode des éléments finis, l'effet d'interaction cavité-cavité (fig. IV.9), sur le niveau et la répartition de la contrainte équivalente de Von Mises, induite par un chargement statique, dans le ciment orthopédique entre ces deux défauts. Cette figure montre que les contraintes les plus

importantes sont localisées dans le ciment entre ces cavités (fig. IV.10 a et b). Les contraintes engendrées pendant le processus de marche normale (chargement dynamique) sont pratiquement doublement plus intenses que celles résultant de la position debout du patient (par un chargement statique) comme le montre la figure. IV.10c.

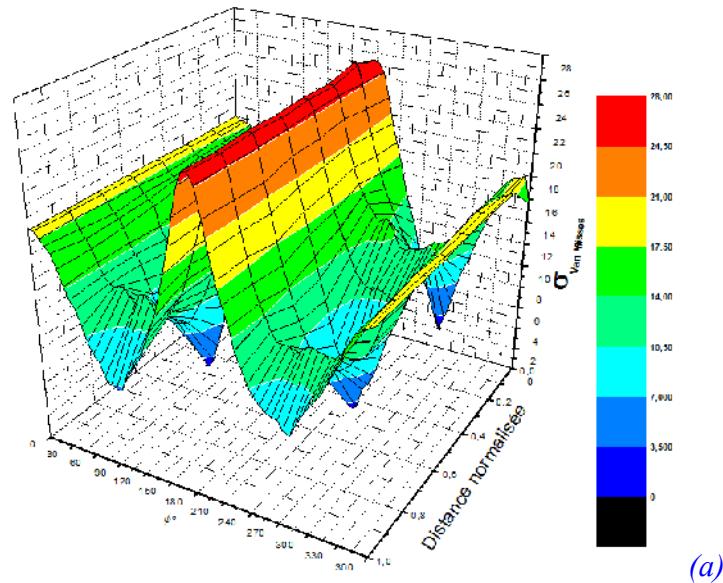


Figure IV.9 : Répartition tridimensionnelle de la contrainte équivalente de Von Mises dans la partie proximale gauche du ciment, autour d'une cavité située près d'une autre, soumis à des efforts statiques.

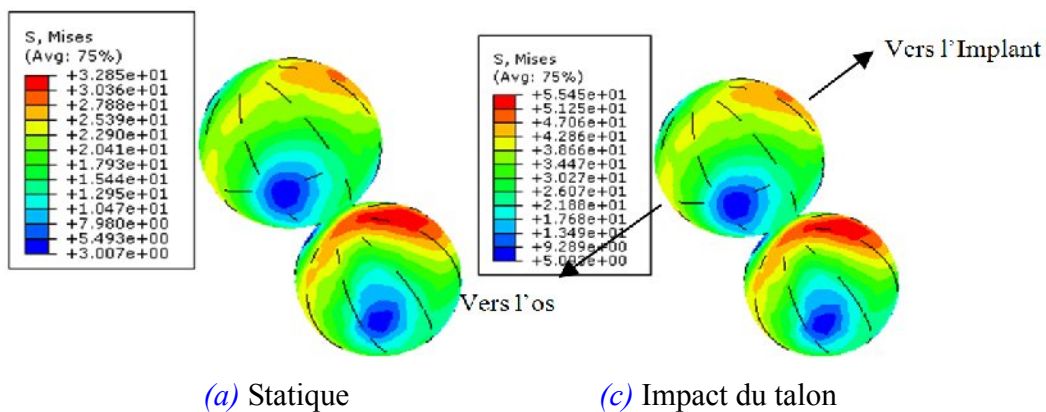
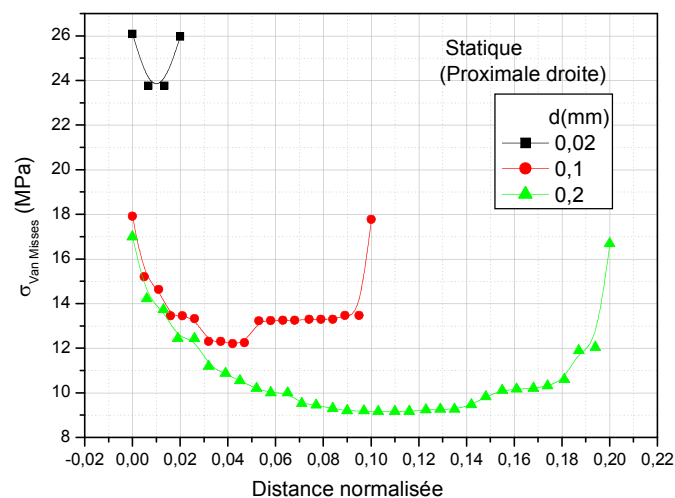


Figure IV.10 : Niveau et distribution de la contrainte équivalente dans la partie proximale gauche du ciment entre deux cavités situées à 0.02mm l'une de l'autre.

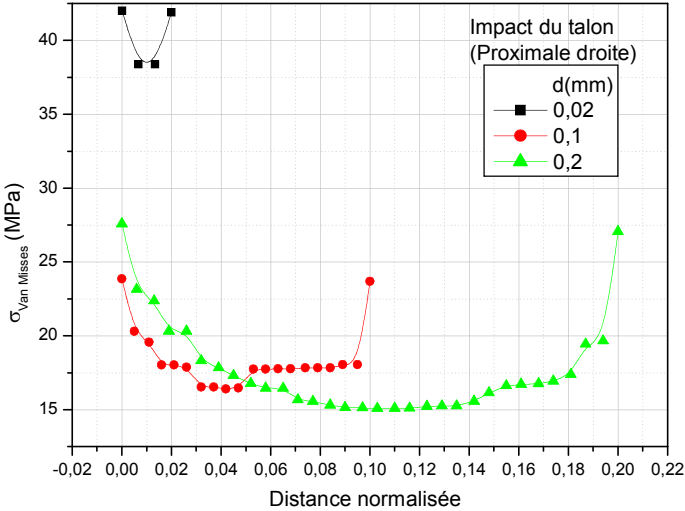
Sur la figure IV.11 est représentée la variation de la contrainte équivalente induite dans le ciment par des efforts statiques entre deux cavités en fonction de la distance qui les sépare. L'analyse

de cette figure montre clairement que l'intensité de ces contraintes croît très fortement lorsque ces deux défauts sont situés au voisinage très proche l'un de l'autre (fig.IV.11a). Ces contraintes doublent pratiquement d'amplitude lorsque le patient exerce de la marche normale (effort dynamique: impact du talon) comme l'indique la figure. IV.11b. Une telle activité conduit à des, contraintes dépassant largement le seuil de rupture en tension du ciment et tendent vers celui à la compression. Comparativement à la partie proximale et quelle que soit la nature de l'activité, la partie distale est soumise à des contraintes de faible niveau (fig.IV.12a). Une migration d'une cavité vers une autre conduit à une augmentation de ce niveau comme le montre la figure IV.12b. La marche normale du porteur de l'implant induit, dans cette partie du ciment, des contraintes doublement plus fortes. Le niveau de ces contraintes est comparable à celui du seuil de rupture en tension de ce matériau (fig. IV.12c).

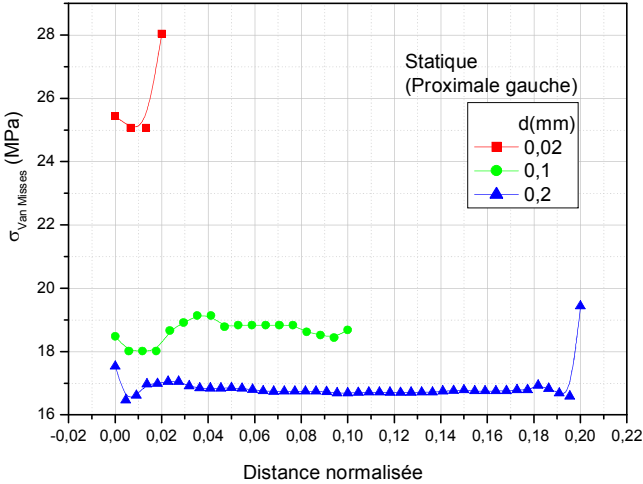
Les résultats, obtenus dans ce travail, montrent que les contraintes équivalentes de Von Mises, induites entre cavités dans le ciment orthopédique dans sa partie proximale gauche lors de la marche normale (impact du talon) dépassent son seuil de rupture en tension. Ceci peut conduire à l'amorçage et à la propagation de fissures émanant de cavités et donc à l'interconnexion de ces défauts volumiques. Ce qui semble expliquer l'observation expérimentale de ce phénomène par [26]. Ce travail met en évidence non seulement l'effet de la densité de cavitation, simulée dans notre cas par l'inter-distance cavité-cavité, mais également celui de la nature de l'activité du patient, position debout du patient correspondant aux efforts statique et la marche normale aux efforts dynamiques.



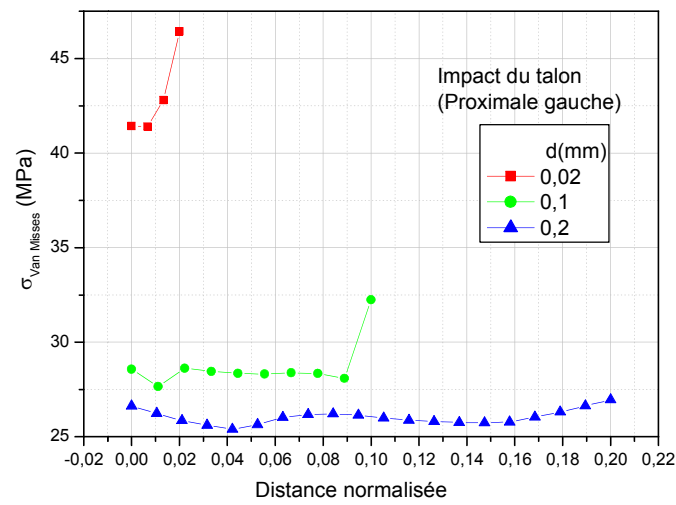
(a)



(b)

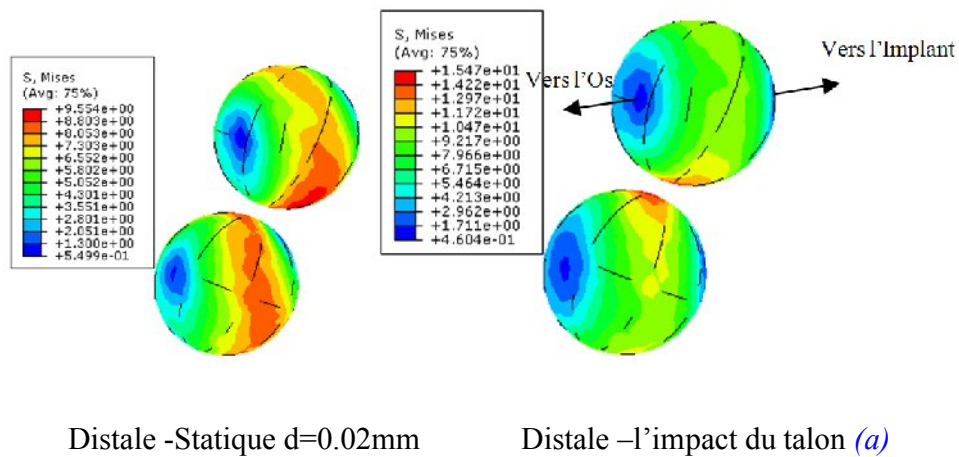


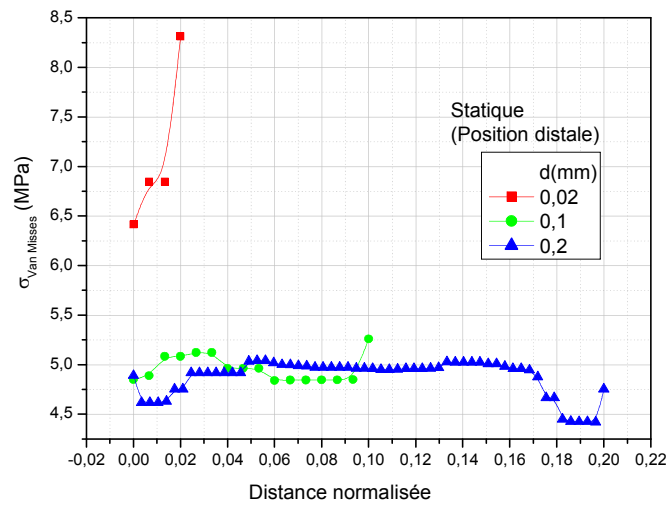
(a)



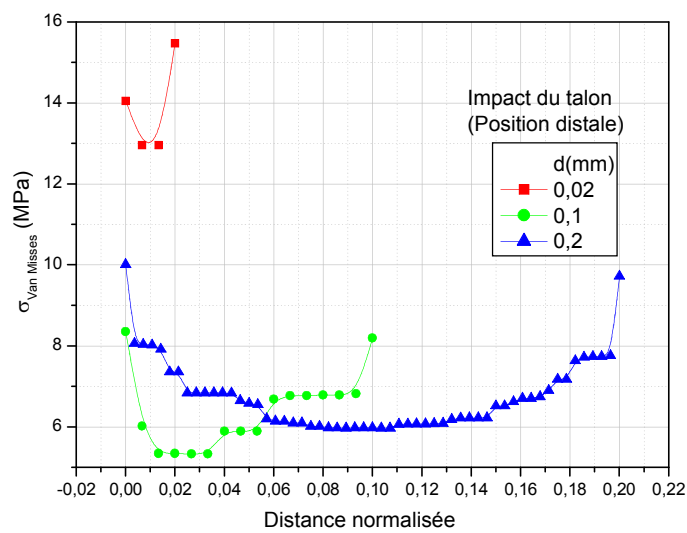
(b)

Figure IV.11 : Variation de la contrainte de Von Mises induite dans le ciment entre deux cavités en fonction de la distance et de la nature du chargement.





(b)



(c)

Figure IV.12 : Variation de la contrainte de Von Mises induite dans le ciment entre deux cavités en fonction de la distance et de la nature du chargement.

IV. 5 Conclusion

Les résultats obtenus dans ce travail, montrent que :

- Les contraintes équivalentes de Von Mises les plus importantes induites dans un ciment vierge des cavités sont localisées sur sa partie proximale gauche. Ces contraintes sont d'autant plus élevées que le porteur de la prothèse totale exerce de la marche normale;
- Comparativement à la partie proximale, la zone distale du ciment est soumise à des contraintes de faibles amplitudes;
- La présence de cavitation dans le ciment orthopédique est une source de contraintes additionnelles par effet d'entaille, sa localisation au cœur de ce liant engendre des contraintes plus intenses. C'est selon les axes horizontal et vertical et au cours d'une marche normale que le niveau de ces contraintes atteint des valeurs franchissant le seuil de rupture en tension du ciment chirurgical;
- Comparativement à une cavité, la localisation d'une seconde à son voisinage proche, engendre dans le ciment, des contraintes de Von Mises plus fortes. L'intensité de ces contraintes dépend de la position du deuxième défaut par rapport au premier, de la distance qui les sépare et de la nature de l'activité exercée par le patient. De la marche normale (chargement dynamique) résultent des contraintes doublement plus intenses et ce quelle que soit la partie de ce liant proximale et distale;
- la marche normale conduit, dans la partie proximale du ciment entre deux cavités, à des contraintes équivalentes largement plus élevées que sa contrainte de rupture en traction:

La présente étude a permis d'analyser le comportement mécanique d'une prothèse totale de hanche cimentée. Elle regroupe deux études, la première porte sur l'analyse des contraintes engendrées, au cours des activités du patient, dans le ciment vierge de défauts et la seconde dans un ciment contenant des cavités. Notre travail a montré que l'existence de cavitation dans le ciment chirurgical et leur interaction constituent un risque privilégié d'amorçage et de fissures de fatigue pouvant ainsi conduire au descellement de la prothèse. L'analyse du comportement en rupture du ciment comportant une fissure émanant d'une cavité contribue à mieux connaître les causes de descellement des prothèses. Ceci constitue l'objectif du dernier chapitre de cette étude;

La connaissance des états de contraintes, de leurs intensités et de leur distribution dans les différents matériaux formants la prothèse est d'une grande importance, d'une part prédire la durée de vie de la prothèse et d'autre part pour soulager le patient. C'est pour ces raisons que nous analysons numériquement par la méthode des éléments finis le comportement mécanique de la prothèse. Nous notons cependant que cette analyse intervient en complément de celle réalisée par [177-182]. Notre travail vient donc poursuivre cette dernière.

Notre objectif est d'analyser les états de contraintes, leur distribution et leur amplitude dans les cavités et leurs interactions dans le ciment.

CHAPITRE. V

CHAPITRE V

Propagation quasi-statique de fissures

V.1 Introduction

L'évolution d'une fissure dépend de plusieurs paramètres intrinsèques au matériau, tels que les propriétés géométriques et mécaniques de la structure, ou extrinsèques comme l'étendue de cette fissure ou la nature des charges appliquées. Tous ces paramètres doivent être pris en compte dans la simulation numérique, de façon à permettre l'étude de la propagation quasi-statique d'une ou de plusieurs fissures. On pourra alors se poser les questions suivantes : quand la fissure va-t-elle se propager, puis (si le chargement ou la géométrie de la structure n'est pas symétrique) dans quelle direction de propagation, et enfin, va-t-on aboutir à une propagation stable ou instable ? Pour répondre à ces questions, on définit respectivement des critères d'amorçage de fissures, des critères de bifurcation, et des critères de stabilité.

V.2 Critères d'amorçage

Ces critères permettent de déterminer à quel moment et à quel endroit la fissure va s'amorcer. Ils sont généralement basés sur une comparaison des paramètres de fissuration (K , G , J , ...) à des valeurs critiques de ces paramètres.

Pour une approche locale, et en mode I pur, il y aura amorçage lorsque le paramètre K_I atteint une valeur critique K_{IC} appelée **ténacité** du matériau.

De même, au niveau énergétique, Griffith [182] a proposé une valeur limite du taux de restitution d'énergie élastique, appelée **résistance à la fissuration** et notée G_C . Il y aura alors propagation lorsque G atteint la valeur critique G_C qui représente l'énergie nécessaire à la création de nouvelles surfaces libres en fond de fissure. Remarquons que pour un matériau élastique fragile, G_C ne dépend que de l'énergie superficielle intrinsèque 2γ du matériau : $G_C = 2\gamma$.

De même que pour G ou K , il existe une caractéristique intrinsèque du matériau δ_C , qui représente l'ouverture de fissure critique (CTOD) que peut subir le matériau avant qu'il n'y ait propagation.

De son côté, Sih et al [183] a introduit un critère basé sur la densité d'énergie de déformation N minimale. Après avoir déterminé l'angle θ_0 de bifurcation, il suppose que la propagation a lieu dans cette direction lorsque N_{\min} atteint une valeur critique N_C caractéristique du matériau. N_C peut être reliée à K_{IC} en se plaçant en mode d'ouverture pur et en identifiant $N = N_C$ à $K_I = K_{IC}$.

Yehia et al [184] pour sa part, a exprimé le rayon r_p de la zone plastique confinée en fond de fissure. Puis, il a considéré que la propagation s'effectuait lorsque r_p atteignait une valeur critique caractéristique du matériau r_{pc} , appelée rayon critique.

Enfin, il est également possible de localiser l'amorçage à l'aide d'une approche basée sur l'endommagement. Lors d'un chargement, les lois d'endommagement permettent de modéliser la dégradation du matériau et de déterminer le lieu d'endommagement maximal. Il est alors possible de déterminer un endommagement critique, caractéristique au matériau étudié, et au-delà duquel une macro-fissure s'amorce.

V.3 Critères de bifurcation

Lorsque le chargement ou la géométrie d'une structure n'est pas symétrique par rapport à l'axe de la fissure, la rupture se présente en mode mixte, et la fissure ne se propage pas de façon rectiligne. Il est alors nécessaire d'utiliser des critères de bifurcation, afin de déterminer la nouvelle direction de propagation.

Depuis les premières études de Erdogan et Sih [185] sur les fissures inclinées, de nombreux critères de bifurcation de fissures ont été proposés. Tous ces critères ont été établis en considérant un chargement quasi-statique, et la plupart se place en milieu élastique linéaire.

V.3.1. Critère de la contrainte normale maximale

Le critère de la contrainte normale maximale (ou critère de la contrainte circonférentielle maximale), introduit par Erdogan et Sih [186] est un critère local, basé sur la connaissance du champ des contraintes en pointe de fissure. Selon ce critère, la bifurcation s'amorce à l'extrémité de la fissure dans la direction perpendiculaire à la direction de la plus grande contrainte circonférentielle

. En élasticité linéaire, cela se traduit par :

$$\sigma_{\theta\theta} > 0, \quad \sigma_{\theta\theta} = 0 \quad \sigma_{\theta\theta} < 0 \quad (V-1)$$

$$\sigma_{\theta\theta} = \frac{1}{\sqrt{2}} \left[\sigma_{xx} - \sigma_{yy} + 3\sigma_{zz} - \sigma_{xx} - \sigma_{yy} \right] \quad (V.2)$$

On peut déduire :

$$K_I \sin \theta + K_{II} (3 \cos \theta - 1) = 0 \quad (V-3)$$

Nous avons donc:

$$\tan \left(\frac{\theta}{2} \right) = \frac{1}{4} \frac{K_I}{K_{II}} \pm \frac{1}{4} \sqrt{\left(\frac{K_I}{K_{II}} \right)^2 + 8} \quad (V-4)$$

$$\theta = 2 \arctan \left[\frac{1}{4} \frac{K_I}{K_{II}} \pm \frac{1}{4} \sqrt{\left(\frac{K_I}{K_{II}} \right)^2 + 8} \right] \quad (V-5)$$

Pour ce critère, la direction de propagation θ_0 est indépendante de la nature du matériau, et plus particulièrement du coefficient de poisson ν .

L'angle θ donne la direction du maximum de la contrainte circonférentielle qui détermine l'angle de bifurcation qui se montre sur la figure V.1.

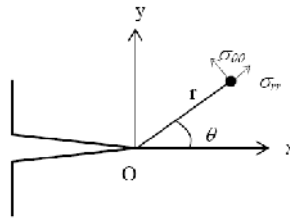


Figure V. 1 : Contraintes en Fond de fissure.

Le signe du facteur d'intensité de contraintes K_{II} désigne le signe de l'angle de bifurcation θ . Les deux possibilités sont illustrées sur la figure V.2.

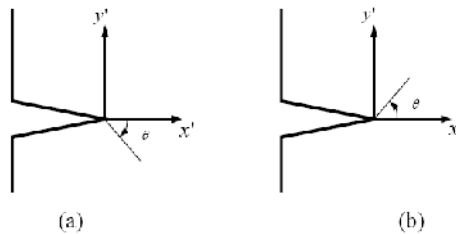


Figure V. 2: Angle de propagation *a)* positif et *b)* négatif.

Le critère de la propagation de la fissure est basé sur la dureté du matériau, K_C . Si le facteur d'intensité de contraintes calculé, $K_I \geq K_C$ alors la fissure propagera à la direction θ exprimé par Eq (V-5).

En utilisant le critère de la contrainte normale maximale et un logiciel de calcul par éléments finis, les figures V. 3 illustrent un exemple de la propagation d'une fissure pour un ciment trouée pré-fissurée. La direction de propagation est calculée à l'aide du critère de la contrainte normale maximale.

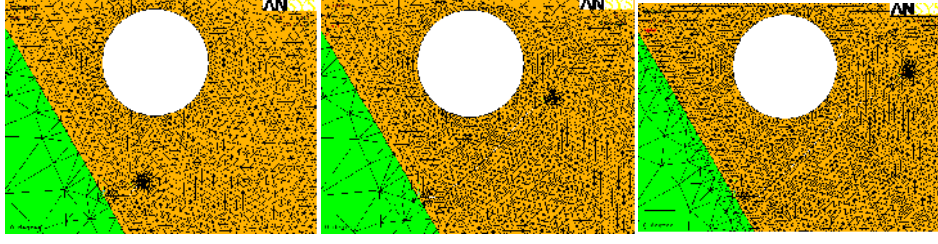


Figure V.3 : Chemin de propagation dans un ciment troué et pré-fissuré :
Critère de la contrainte normale maximale.

V.3.2. Critère de la densité d'énergie de déformation minimale

L'inconvénient des critères locaux tels que le critère de la contrainte normale maximale, est que notre connaissance des champs mécaniques au voisinage immédiat de la pointe de fissure est parfois approximatif. Il pourrait être intéressant de se placer un peu plus loin du fond de fissure pour calculer la direction de propagation. Sih [187] a proposé le critère du minimum de la densité d'énergie de déformation basé sur la densité d'énergie (dW/dV) d'un élément du volume au voisinage de la pointe de fissure à une distance r et un angle θ dans la zone du comportement asymptotique. Selon ce critère, la fissure se propage dans la direction le long de laquelle le facteur de la densité d'énergie de déformation $S = (dW/dV).r$, est minimum.

La figure V.4 illustre schématiquement la relation entre les paramètres : distance r , angles θ et α .

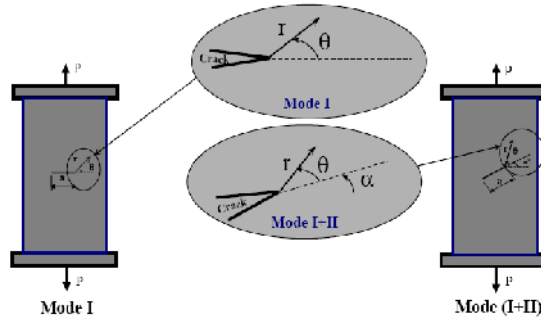


Figure V.4 : Paramétrage des éprouvettes prés-fissurés en coordonnées polaires r et θ .

S est écrit sous la forme suivante:

$$S = \frac{1}{\pi r} (a_{11} K_I^2 + 2a_{12} K_I K_{II} + a_{22} K_{II}^2 + a_{33} K_{III}^2) \quad (V-6)$$

En mode mixte, où $K_{III} = 0$, la quantité S d'énergie de déformation a pour expression :

$$S = \frac{1}{\pi r} (a_{11} K_I^2 + 2a_{12} K_I K_{II} + a_{22} K_{II}^2) \quad (V-7)$$

Où les constantes a_{ij} sont fonctions de θ , ainsi que des propriétés élastiques du matériau. Les constants a_{ij} sont définis comme suit :

$$a_{11} = \frac{(1+\nu)}{8E} [(3-4\nu - \cos \theta) (1 + \cos \theta)]$$

$$a_{22} = \frac{(1+\nu)}{8E} [4(1-\nu)(1-\cos\theta) + (1+\cos\theta)(3\cos\theta-1)]$$

$$a_{12} = \frac{(1+\nu)}{8E} [(2\sin\theta)(\cos\theta - (1-2\nu))]$$

$$\mu = \frac{E}{2(1+\nu)}$$

Où μ désigne le module de cisaillement, et :

$$\begin{aligned} k &= 3-4\nu && \text{en contrainte plane et} \\ k &= (3-\nu)/(1+\nu) && \text{en déformation plane.} \end{aligned}$$

ν étant le coefficient de poisson.

Où, K_I est le facteur d'intensité de contraintes en mode I, et le mode II. La direction de propagation de la fissure est définie alors comme suit:

$$\frac{\partial S}{\partial \theta} = 0 \quad \text{Et} \quad \frac{\partial^2 S}{\partial \theta^2} \geq 0 \quad (\text{V-8})$$

V.3.3. Critère du taux de restitution d'énergie maximal

Ce critère reprend la notion de taux de restitution d'énergie G déjà utilisée par Griffith, mais il se place dans un cadre d'étude plus général, celui de la fissure présentant une bifurcation. La direction recherchée est celle qui rend maximale le taux de restitution d'énergie pour un accroissement Δa .

Il existe de nombreuses méthodes de calcul du taux de restitution d'énergie. Parmi ces méthodes, nous avons choisi la méthode G_0 (Destuynder et al [188]) qui est à la fois précise, rapide et facilement généralisable.

Selon le critère, la fissure se propagera dans la direction qui maximisera le taux de restitution d'énergie

$$\frac{\partial G}{\partial \theta} = 0 \quad \text{et} \quad \frac{\partial^2 G}{\partial \theta^2} \leq 0 \quad (\text{V-8})$$

Ce critère devrait nécessiter de faire un calcul dans chaque direction afin de déterminer celle pour laquelle le taux de restitution d'énergie est maximal.

La courbe représentant G en fonction de θ est très régulière (croissante puis décroissante), et permet donc facilement de calculer l'angle θ_0 qui maximise G (Figure V.5).

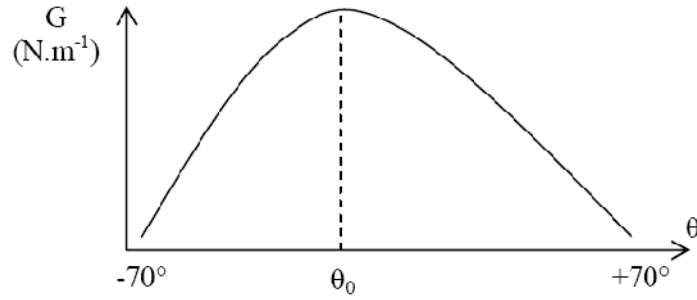


Figure V. 5 : Courbe $G(\theta)$ pour l'estimation de la direction de propagation.

Le taux de restitution d'énergie G peut calculer en fonction de l'angle θ par la relation de Jun Chang [189] :

$$G(\theta) = \frac{K_I^2}{2E'} \left[(1 + \cos^2 \theta) - 4 \cos^2 \theta + (5 - 3 \cos^2 \theta) \right] + \frac{K_{II}^2}{2E'} \sin^2 \theta \quad (V.9)$$

La Figure V. 6 illustre le chemin de propagation d'une plaque pré-fissurée de façon oblique : fissure débouchante.

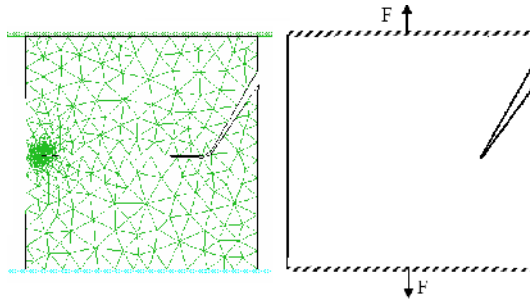


Figure V. 6 : Chemin de propagation d'une plaque contenant une pré-fissuration inclinée :
Critère du taux de restitution d'énergie maximal (Bouchard et al [190]).

V.3.4. Critère CTOD

Le critère CTOD est basé sur le concept selon lequel le vecteur de déplacement en pointe de fissure COD représente la force d'entraînement pour faire propager la fissure. Les études du critère de rupture basé sur CTOD ont été confinées à la fissure du mode I qui se propage le long d'une direction fixe qui correspond à l'axe de la fissure initiale.

Lorsqu'il s'agit d'un mode mixte [191], le critère est alors basé sur le vecteur CTD (Crack-Tip-Displacement) qui est une combinaison de CTOD (Crack-Tip-Opening-Displacement) correspondant au chargement en mode I et de CTSD (Crack-Tip-Sliding-Displacement), qui est le vecteur de déplacement dû au glissement en fond de fissure correspondant au chargement en mode V. Autrement dit, lorsque la fissure est soumise au chargement en mode mixte, l'écartement de la pointe de fissure peut être décomposé en deux parties : δ_I et δ_V . δ_I est le déplacement horizontal, et

δ_v est le déplacement vertical. Le critère stipule que la propagation de fissure se produit dans la direction qui correspond au maximum de la composante d'ouverture ou au maximum de la composante du déplacement de cisaillement mesuré à une distance donnée derrière la pointe de fissure, au moment de la rupture.

Il est à noter que la plupart des paramètres conventionnels de mécanique de rupture a été employée pour prévoir la direction de propagation de fissure sous des chargements en mode mixte, cependant, l'utilisation de ces paramètres a été principalement limitée à la rupture en milieu élastique linéaire. Bien qu'ils conduisent à une très bonne précision pour les matériaux élastiques fragiles contenant une fissure réelle, ces critères prévoient mal la bifurcation dans les cas où le matériau est ductile, le chargement est répété, voire en présence de surcharge ou de contraintes résiduelles.

V.4. Critères de stabilité

Il existe deux types de propagation :

- ✓ **La propagation stable** : après son amorçage, la fissure s'arrête, nécessitant plus d'énergie pour reprendre sa propagation. Ce mode de propagation n'est a priori pas dangereux;
- ✓ **La propagation instable** : après son amorçage, la fissure poursuit sa progression en l'absence de toute modification des paramètres de la sollicitation. Cette instabilité conduit alors à la ruine de la structure.

L'analyse de la stabilité de propagation est fondée sur le bilan énergétique :

$$I = \quad + \quad +$$

I est l'énergie interne du système

représente le travail des forces extérieures

est l'énergie de déformation

est l'énergie dissipée lors d'une extension de fissure

Alors, pour une fissure de longueur a donnée, et un incrément de propagation da , la propagation sera

$$\text{Stable si} \quad \frac{dI}{da} < 0 \quad (V-10a)$$

$$\text{Instable si} \quad \frac{dI}{da} > 0 \quad (V-10b)$$

Pour étudier la stabilité d'une propagation de fissures, plusieurs méthodes ont été proposées. Parmi ces méthodes, la notion de courbe de résistance revient souvent.

La **courbe de résistance**, ou encore **courbe-R**, traduit l'évolution du taux critique de restitution de l'énergie (ou de J) en fonction de la longueur de la fissure. Elle est déterminée de façon expérimentale, et permet de caractériser la propagation stable d'une fissure dans un matériau donné. Pour des matériaux fragiles, cette courbe (peu ou pas utilisée) est réduite à une droite (en déformation plane) puisque dans ce cas le taux de restitution d'énergie critique G_C , ou plus précisément la ténacité K_{IC} , ne dépend pas de la longueur de fissure.

La courbe-R, introduite plus particulièrement pour les matériaux ductiles, est une caractéristique intrinsèque du matériau. La condition de rupture fragile $G \geq 2\gamma$ doit être remplacée par une condition de rupture ductile, prenant en compte le fait que la résistance du milieu fissuré est ici une fonction de la longueur de fissure a :

$$< \quad \text{Pas de propagation} \quad (V-11a)$$

$$= \quad \text{---} < \text{---} \quad \text{Propagation stable} \quad (V-11b)$$

$$= \quad \text{---} \geq \text{---} \quad \text{Propagation instable} \quad (V-11c)$$

V.4.1. Méthodes numériques utilisées

De nombreuses méthodes ont été proposées et développées pour étudier la propagation d'une fissure : méthode des différences finies, équations intégrales (méthode des éléments frontière, Bush [192]), puis méthode des éléments finis. Récemment, quelques auteurs ont proposé des méthodes novatrices.

On peut citer par exemple la méthode sans maillage (meshless) « Element-Free Galerkin Method » proposée par Belytschko et al [193], et appliquée à la mécanique de la rupture par la suite. Dans ces méthodes, l'interpolation est réalisée uniquement à l'aide de nœuds et de la surface de la pièce, ce qui offre l'avantage de propager des fissures sans nécessiter de remaillage. Rashid a également proposé une approche intéressante (Arbitrary Local Mesh Replacement Method, Rashid [194]), basée sur la méthode des éléments finis, et consistant à superposer deux maillages. Un maillage de la pièce, qui ne prend pas en compte la fissuration, et un maillage circulaire centré sur la pointe de fissure, et qui va se déplacer en même tant qu'elle. Cette méthode s'avère être assez rapide, mais reste pour l'instant confinée aux matériaux élastiques, et pose des problèmes pour l'étude de plusieurs fissures.

La méthode des éléments finis reste finalement la méthode la plus utilisée, car son domaine d'application est beaucoup plus étendu : matériaux à comportement non-linéaire, problèmes de contact, grandes déformations, couplages thermo-mécaniques, etc... De nombreux auteurs l'ont

utilisé dans le cadre de la mécanique de la rupture, et on peut distinguer trois catégories principales (Jirásek [195]) :

- Pour les modèles continus, le comportement du matériau est décrit par une relation contrainte-déformation.

Les méthodes basées sur la notion d'endommagement (Gurson [196]), Rousselier [197] appartiennent à ces modèles. Des lois, basées sur des paramètres micro-mécaniques du matériau, sont liées à son comportement et permettent de modéliser la fissuration en faisant chuter les propriétés mécaniques dans la zone endommagée. Cependant, cette approche peut conduire à des dégénérescences importantes du maillage en grandes déformations. Les modèles « smeared crack », développés spécifiquement pour l'étude de pièces en béton sous tension, sont également basés sur une décomposition de la déformation totale en une partie élastique, et une partie inélastique (Rashid [198]). Ces deux parties correspondent respectivement à la déformation élastique du matériau non fissuré, et à la déformation inélastique due à la fissuration. La partie élastique est gouvernée par une loi reliant contrainte et déformation élastique, comme la loi de Hooke. La partie inélastique correspond à la déformation due à l'ouverture de micro-fissures, ces dernières étant amorcées lorsque les contraintes atteignent une valeur critique. Ces modèles sont cependant affectés par un blocage en contrainte car une fois la micro-fissure introduite, son orientation est fixée.

- Dans les modèles mixtes, on enrichit la description mécanique des milieux continus par des discontinuités de déplacement correspondant aux fissures macroscopiques. La partie continue du solide est décrite par une loi reliant le tenseur des contraintes au tenseur des déformations, tandis que les discontinuités sont introduites à partir de critères d'amorçage et de propagation de fissures, propres à la mécanique de la rupture. L'approche discrète, quant à elle, consiste à modéliser les discontinuités en propageant des fissures réelles à l'intérieur du maillage (Elouard [199]), Červenka [200]). Une telle approche permet de modéliser finement la propagation des fissures, mais nécessite plusieurs remaillages.

- Les modèles discrets (à ne pas confondre avec l'approche discrète présentée ci-dessus) ne sont pas basés sur une description continue du solide, mais sont plutôt constitués d'assemblages de barres, poutres ou ressorts. Ces entités élémentaires peuvent permettre de modéliser des structures complexes à partir d'éléments simplifiés, ou encore de représenter les liaisons à l'échelle microstructurale du matériau. La rupture est alors prise en compte par la rupture d'une de ces entités élémentaires.

Lorsque le chargement ou la géométrie d'une structure n'est pas symétrique par rapport à l'axe de la fissure, la rupture se présente en mode mixte, et la fissure ne se propage pas de façon rectiligne. Il est alors nécessaire d'utiliser des critères de bifurcation, afin de déterminer la nouvelle

direction de propagation. De nombreux critères ont été proposés pour déterminer l'angle de bifurcation d'une fissure. Une fois cet angle déterminé, on propage la fissure dans le maillage sur une certaine distance Δa . Plus cette distance est petite, et plus on se rapproche de la solution exacte.

Le but de ce travail est de présenter une étude numérique de la propagation de fissure sollicitée en mode mixte. Cette étude est basée sur l'utilisation de deux critères de propagation (critère de la contrainte normale maximale CNM et le critère du taux de restitution d'énergie maximal TREM), en utilisant le code de calcul par éléments finis ANSYS. Nos calculs numériques ont été réalisés sur des exemples d'applications suffisamment variés.

V.2 Présentation du logiciel de calcul

ANSYS, Inc. est un éditeur de logiciels spécialisé en simulation numérique [201]. L'entreprise a son siège à Canonsburg en Pennsylvanie aux États-Unis. Ses produits majeurs sont des logiciels qui mettent en œuvre la méthode des éléments finis, afin de résoudre des modèles préalablement discrétisés. La société possède de nombreuses filiales à travers le monde, notamment en Europe et en Asie.

Deux environnements logiciels permettent de mettre en œuvre le code ANSYS :

- ✓ **ANSYS classic** : Chronologiquement, c'est la première solution logicielle développée par le constructeur. Elle est destinée à la construction de modèles éléments finis à la géométrie simple, facilement constructible à l'aide d'opérations basiques. À partir de cet environnement, l'utilisateur construit directement un modèle éléments finis en utilisant le langage de script APDL (*ANSYS Parametric Design Language*). *ANSYS classic* est donc destiné à des utilisateurs compétents dans le domaine de la simulation numérique [201].
- ✓ **ANSYS Workbench** : Cette plate-forme propose une approche différente dans la construction d'un modèle en réutilisant le code ANSYS initial. Elle est particulièrement adaptée au traitement de cas à la géométrie complexe (nombreux corps de pièces) et aux utilisateurs non confirmés dans le domaine du calcul. Dans cet environnement, l'utilisateur travaille essentiellement sur une géométrie et non plus sur le modèle lui-même. La plate forme est donc chargée de convertir les requêtes entrées par l'utilisateur en code ANSYS avant de lancer la résolution. Le modèle éléments finis généré reste néanmoins manipulable en insérant des commandes propres au code ANSYS.

De façon générale, une résolution par éléments finis comporte trois étapes :

1. Préparation des données ou Pré-processing: définir le problème; les étapes majeurs sont données ci-dessous [183].

- Définition des points clés (keypoints) /lignes/surfaces/volumes;
- Définir le type d'élément fini, ses propriétés géométriques et les propriétés physiques des matériaux;
- Maillage des lignes /surfaces/volume si cela est requis.

Les données nécessaires dépendent évidemment de la dimension du problème. (i.e. 1D, 2D, axisymétrique, 3D).

2. Traitement ou Processing: assigner les charges, contraintes (conditions aux limites) et résolution; on spécifie notamment la nature des charges (localisées et/ou distribuées), contraintes ou conditions aux limites (translation et rotation) et, finalement, on résout le système d'équations.

3. Post-processing: analyse et Visualisation des résultats; lors de cette étape, on peut examiner:

- La liste des déplacements nodaux ;
- Les forces et des moments au niveau des éléments;
- Tracé des Déformées
- Tracé des Iso contours des contraintes.

L'analyse des Eléments Finis par ANSYS peut être réalisée par trois méthodes:

- a. Interactive (Graphical User Interface)
- b. Programmation par le fichier d'analyse
- c. Mixage des deux méthodes mentionnées

Dans la méthode interactive ou GUI, les données peuvent être entrées par les fenêtres préparées par ce logiciel Eléments Finis. Ces fenêtres sont plus simples pour les petits calculs, mais elles ne sont pas adaptées pour les calculs compliqués et répétitifs. A titre d'exemple, une fenêtre est présentée dans la figure V.7.

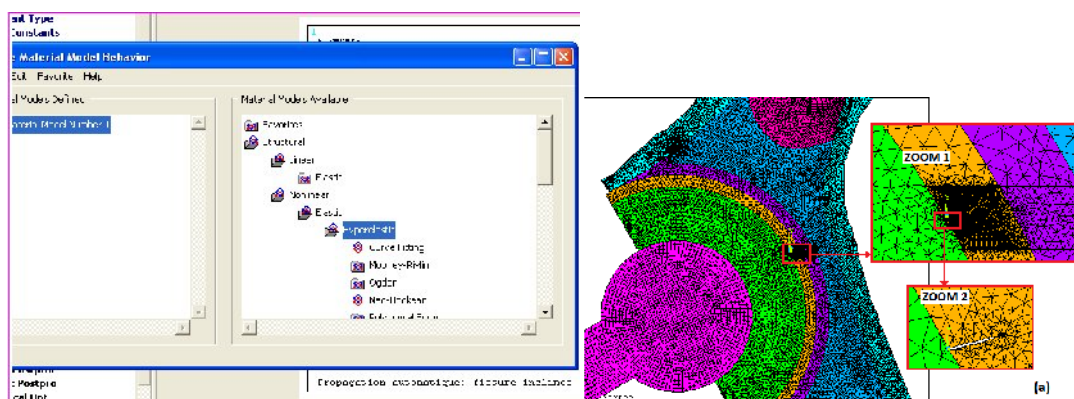


Figure V.7 : Modèle analysé par le logiciel d'éléments finis par GUI.

Dans la méthode de la programmation pour le fichier d'entrée, les paramètres du comportement des matériaux, la géométrie et la résolution sont facilement contrôlés par la méthode de

programmation. Un autre avantage de cette application est la mise en évidence dans les calculs compliqués qui se font en plusieurs pas, en utilisant par exemple, la technique «sub-modeling », « super élément » et le calcul de la mécanique linéaire de la rupture.

Le Mixage des deux méthodes mentionnées (GUI et Programmation) est généralement plus efficace dans les calculs par Eléments Finis. Dans la figure V.8 qui présente une utilisation générale de la programmation, le fichier TEXT est fréquemment utilisé.

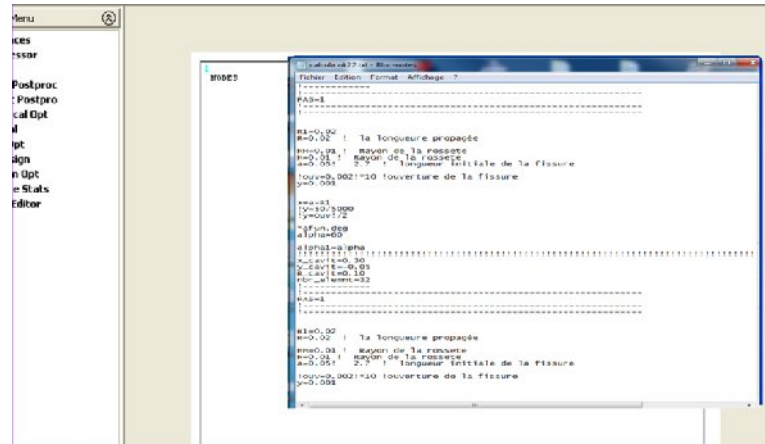


Figure V.8 : Utilisation du logiciel par la méthode de programmation

La citation du logiciel *ANSYS* dans les travaux scientifiques est de plus en plus croissante. Sa première validation a été faite au laboratoire où il a été développé. Ainsi plusieurs articles ont été publiés pour valider le calcul par ce logiciel en comparant ses résultats numériques avec des résultats expérimentaux ou bien avec des résultats obtenus par d'autres logiciels commerciaux connus.

V.3 Modélisation par éléments finis

V.3.1 Calcul les paramètres de propagation

a) Facteurs d'intensité de contraintes (FIC)

Dans la mécanique linéaire de la rupture, le facteur d'intensité de contraintes peut calculer à partir de plusieurs techniques, on cite à titre exemple :

Méthode de l'intégrale J,

Méthode de l'extension Virtuelle de la fissure,

Méthode des déplacements des lèvres de la fissure.

Méthode d'extrapolation du déplacement,

Dans cette étude numérique, nous avons utilisé la dernière technique pour déterminer les facteurs d'intensité de contraintes K_I et K_{II} par:

$$K_I = \frac{E}{3(1+\nu)(1+k)} \sqrt{\frac{2\pi}{L}} \left[4(v_b - v_d) - \frac{(v_c - v_e)}{2} \right], \quad (V-12)$$

$$K_{II} = \frac{E}{3(1+\nu)(1+k)} \sqrt{\frac{2\pi}{L}} \left[4(u_b - u_d) - \frac{(u_c - u_e)}{2} \right], \quad (V-13)$$

Où :

E est le module de Young et ν est le coefficient de poisson.

En élasticité linéaire, le paramètre k est défini par :

$$k = \begin{cases} \frac{3-\nu}{1+\nu} & \text{contrainte plane} \\ 3-4\nu & \text{déformation plane} \end{cases}$$

L est la longueur de l'élément singulier. u et v sont respectivement les déplacements suivant les directions x et y (figure V.9).

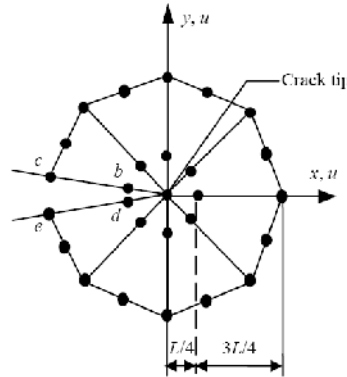


Figure V.9 : Eléments singuliers avec nœuds au quart des côtés.

Dans ce travail, les facteurs d'intensité de contraintes K_I et K_{II} sont déterminés à l'aide d'un sous programme implanté dans le code de calcul ANSYS 11.0. Les équations incorporées sont utilisées dans plusieurs articles publiés [184- 186].

b) Angle de propagation

Angle de direction θ à chaque incrément de propagation Δa est déterminé par la résolution du système d'équations définissant le critère choisi.

Pour le critère de la contrainte normale maximale CNM , l'angle de direction θ est déterminé par la relation :

$$- = - - \pm - - + 8 \quad (V-14)$$

Le signe du facteur d'intensité de contraintes K_{II} désigne le signe de l'angle de bifurcation θ . Les deux possibilités sont illustrées sur la figure V.10 [115].

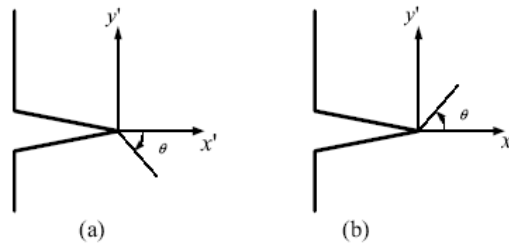


Figure V.10 : Signe de l'angle de propagation θ :

a) $K_{II} > 0$, b) $K_{II} < 0$

Pour le critère du taux de restitution d'énergie maximal $TREM$, l'angle de direction θ est déterminé par la résolution de système d'équation:

$$() = - \quad - \quad - \quad [\quad (1 + \quad) - 4 \quad + \quad (5 - 3 \quad)] + \quad (V-15)$$

$$\text{Avec } \frac{\partial G}{\partial \theta} = 0 \quad \text{et} \quad \frac{\partial^2 G}{\partial \theta^2} \leq 0 \quad (V-16)$$

La résolution mathématique est réalisée à l'aide du code Maple 6.0.

c) Algorithme de propagation

Afin de déterminer le chemin de propagation d'une fissure, nous avons proposé l'algorithme indiqué dans la figure V.11. Figure V.12 illustre le mécanisme de propagation de fissure proposé dans cette étude.

Le code préparé d'APDL basé sur la combinaison de l'analyse d'élément finie et du concept de densité d'énergie de déformation. Selon l'algorithme, après géométrie initial et modélisation du problème physique, le modèle de maille est généré autour a la pointe de fissure. Afin de trouver la nouvelle pointe de fissure placez à chaque étape de la propagation, la technique d'extrapolation de déplacement et la théorie d'énergie de déformation du Sih sont utilisées, pour obtenir le FICs et la direction de fissure. À chaque incrément Δa de propagation de fissure, la maille spéciale est produite autour du front de fissure, en utilisant l'élément quadratique, triangulaire de six nœuds. On le note que, la même numération des nœuds autour du front de fissure est prise pendant la propagation de fissure pour calculer automatiquement le FICs K_I et K_{II} , en utilisant Eq. (12) et (13).

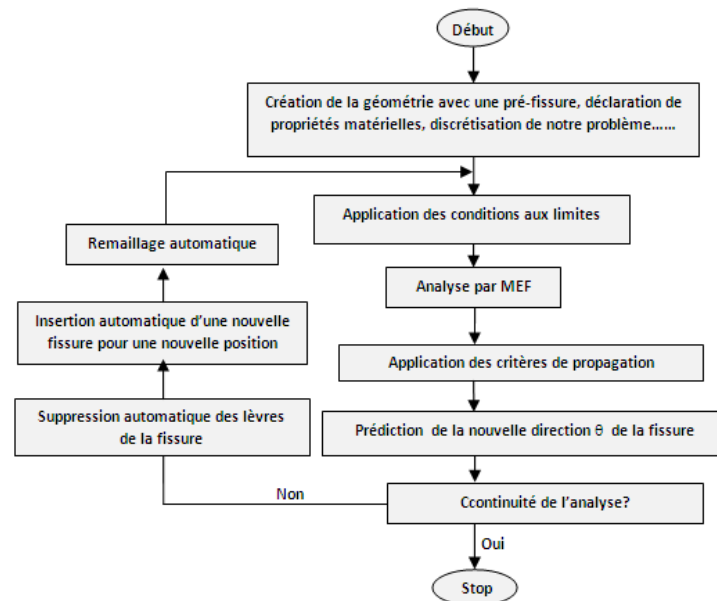


Figure V.11 : Algorithme proposé pour la propagation de la fissure.

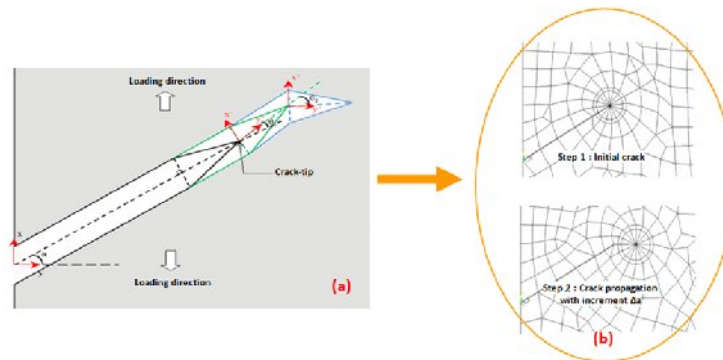


Figure V.1 2 : *a)* Mécanisme de propagation de fissure proposé dans cette étude ; *b)* FE modèle pour la propagation de fissure

Les deux critères présentés précédemment ont été implémentés dans le code ANSY, et nous allons les illustrer ici sur des exemples d'applications suffisamment variés. Pour chacun de ces exemples, nous comparerons :

- Le critère de la **Contrainte Normale Maximale CNM** ;
- Le critère de la **Densité d'Energie de Déformation minimale DED_{mn}** .

V.3.2 Résultats et discussion

Dans cette partie d'étude, plusieurs exemples d'applications suffisamment variés ont été proposés pour valider notre modèle de propagation d'une fissure sollicité en mode I et en mode mixte (I+II). Ce travail est réalisé dans le cadre de la mécanique linéaire de la rupture.

V.3.2.1. géométrie et définition du matériau

Le modèle géométrique bidimensionnel de la prothèse de hanche est représenté sur la figure V.13. Ce modèle présente l'avantage de se rapprocher de la structure réelle. Les

éléments de la prothèse totale de hanche qui sont l'os coxal, le ciment, l'implant et la cupule sont clairement définis.

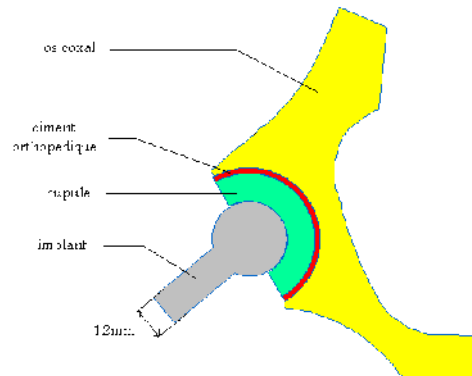


Figure V.13 : Modèle géométrique de la prothèse totale de hanche analysée.

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. Notre choix s'est porté sur un élément triangulaire à six nœuds pour la modélisation de l'os coxal et un élément quadratique à huit nœuds pour la modélisation des autres composants de la prothèse (Fig. V.14).

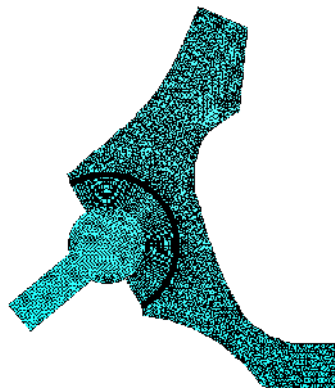


Figure V.14 : Maillage de la prothèse analysée.

Les conditions aux limites utilisées dans notre cas sont :

- Un encastrement imposé sur le pubis ;
- Un déplacement imposé nul suivant l'axe « $x = 0$ » (déplacement non autorisé suivant la direction des x) sur l'aile de l'os iliaque ;
- Une charge uniformément répartie, d'amplitude 5MPa, appliquée sur l'implant [202].

La **figure V.15 schématise** les conditions aux limites imposées à la structure étudiée.

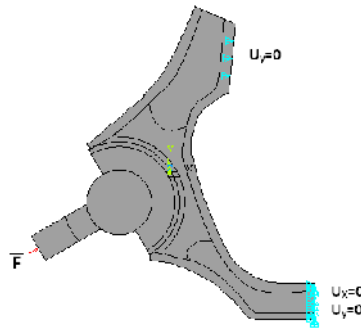


Figure V.15 : Représentation schématique des conditions aux limites imposées.

L'os est composé de cinq couches supposées homogènes isotropes linéaires (**Fig. V.16**). Cette figure donne une représentation schématique des différentes couches constituant l'os. Sur le tableau **V.1** sont regroupées les propriétés mécaniques des composantes de l'os, du ciment, de l'implant et de la cupule.

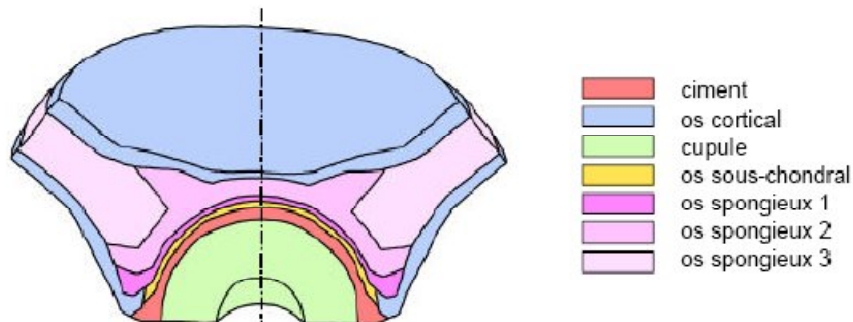


Figure V.16 : Représentation schématique des constituants de l'os [56].

Tableau V.1 : Propriétés mécaniques des composantes de la prothèse totale de hanche [56].

| Matériaux | Module de Young E (MPa) | Coefficient de Poisson ν |
|--------------------|-------------------------|------------------------------|
| Os cortical | 17000 | 0.30 |
| Os sous-chondral | 2000 | 0.30 |
| Os spongieux 1 | 132 | 0.20 |
| Os spongieux 2 | 70 | 0.20 |
| Os spongieux 3 | 2 | 0.20 |
| Cupule (UHMWPE) | 690 | 0.35 |
| Ciment (PMMA) | 2300 | 0.30 |
| implant métallique | 210000 | 0.30 |

Fig. **V.17a** présente le modèle de cuisine de la géométrie utilisé dans cette étude. La fissure initiale de longueur d'un 50 μm émanant de l'interface cupule/ciment est censée pour exister dans la couche de ciment (Fig. **V.17b**).

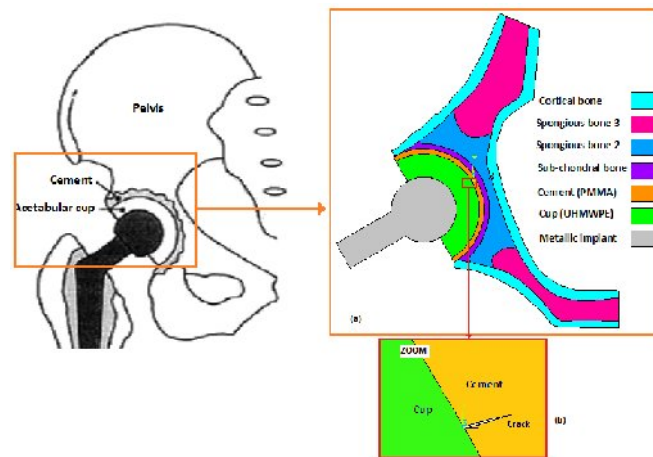


Figure V.17 : *a)* Modèle géométrique, *b)* Fissure initiale émanant de l'interface cupule/ciment

La structure considérée est maillée par des éléments quadratiques à 8 nœuds et particulièrement un maillage à éléments spéciaux avec des nœuds au quart des côtés a été utilisé pour caractériser la singularité en tête de la fissure (Fig. V.18). Ce maillage servira de calculer les facteurs d'intensité de contraintes en mode I et II K_I et K_{II} par la méthode d'extrapolation des déplacements à l'aide des équations V-12 et V-13 afin de déterminer ensuite la direction éventuelle de propagation en utilisant les deux critères sélectionnés CNM et $DEDmn$. Dans ce travail numérique le code de calcul Ansys [201] a été utilisé pour la simulation numérique. Les calculs numériques sont réalisés sous les conditions de contraintes planes.

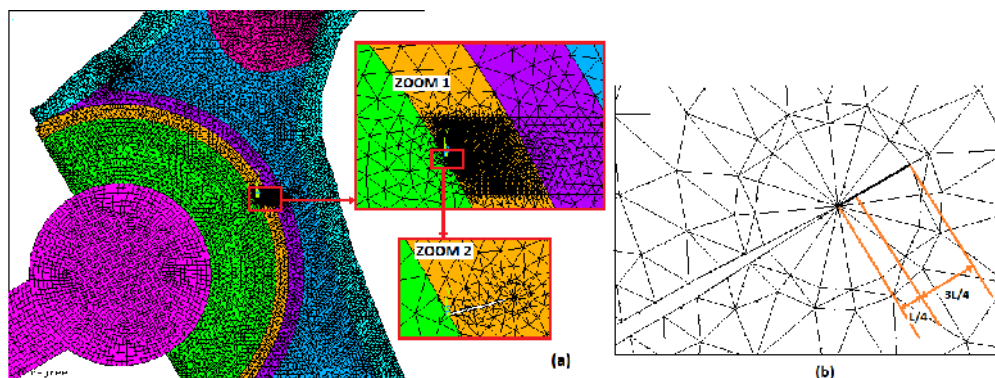


Figure V.18 : Maillage du ciment pré-fissuré [203].

V.3.2.3. Critère de la densité d'énergie de déformation minimale

La figure V.19 illustre la description des paramètres : r , α et θ . Là où : r est la distance du fissure-incline, α est l'angle d'inclinaison de fissure et θ est l'angle de bifurcation.

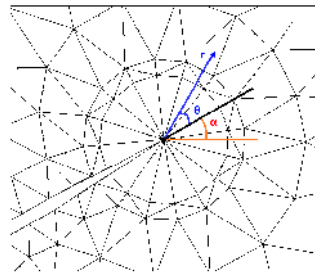


Figure V.19 : Description des paramètres r , α et θ .

En utilisant les 'équations 1, 2 et 7, nous avons représenté sur la figure V.20, l'évolution de la densité d'énergie de déformation (DED_{min}) selon le rayon r et de l'angle de propagation initial θ . On peut noter, cela indépendamment d'une certaine zone autour du front de fissure, le minimum de la densité d'énergie de déformation (dw/dv)_{min} compte rendu de (dw/dv) est atteint pour une valeur constante $\theta=\theta_0$ indépendamment du rayon r .

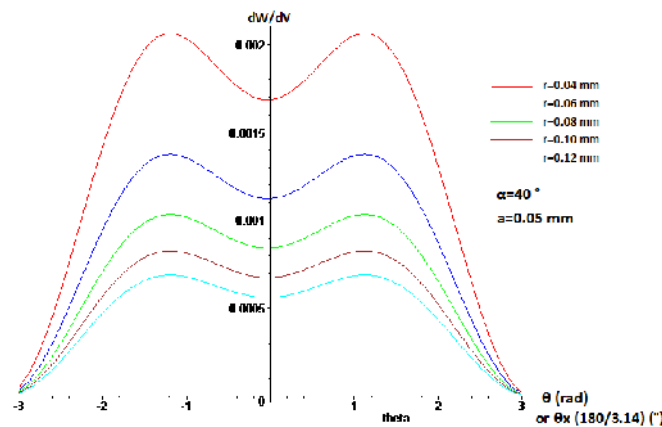


Figure V.20: Variation de la densité d'énergie de déformation (dw/dv) en fonction de l'angle de propagation initial.

V.3.2.2. Évolution des facteurs d'intensité de contrainte

Afin de simuler le comportement d'une fissure sous chargement mixte (modes I et II) ; nous avons considéré l'exemple d'une fissure de taille 50 μ m amorcée sur la couche du ciment. Cette fissure est orienté par rapport à l'axe des abscisses horizontal de -35° à 90° comme le montre la figure V.17b.

Les figures V.21 et V.22 montrent, respectivement, la variation des facteurs d'intensités de contraintes en modes I et II K_I et K_{II} en fonction de l'orientation de la fissure initiée dans le ciment.

Les résultats obtenus et représentés sur la figure V.21 montrent que :

1. le facteur d'intensité de contraintes en mode I K_I atteint son maximum pour une orientation correspondante à un angle $\alpha=40^\circ$, puis diminue progressivement avec l'accroissement positif de l'angle et prend des valeurs très faible lorsque la fissure tend vers l'interface cupule-ciment;
2. Ce critère de rupture K_I chute avec l'augmentation de l'angle α , puis tend vers une valeur minimale lorsque l'angle atteint les moins 18 degrés ($\alpha=-18^\circ$). Au delà de cette orientation la fissure tend à être stable par fermeture de ses lèvres, fermeture définie des valeurs négatives de ce facteur K_I .

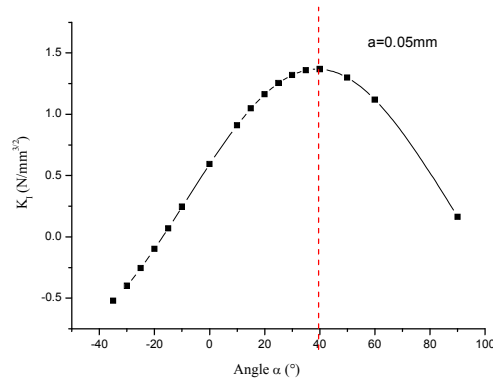


Figure V.21 : Variation du facteur d'intensité de contraintes en mode I K_I en fonction de l'angle d'orientation α ($a=0.05\text{mm}$).

Le facteur d'intensité de contraintes en mode II prend, pour une orientation égale à 40 degrés ($\alpha=40^\circ$), des valeurs nul puis croît avec l'accroissement de cet angle (Fig. V.22). Une telle inclinaison conduit à une valeur maximale de ce critère de rupture en mode d'ouverture K_I (fig. V.21). Ceci montre clairement qu'une telle fissure se propage essentiellement en mode I. Le facteur d'intensité de contraintes en mode II K_{II} prend des valeurs maximales pour des angle de moins 18° ($\alpha=-18^\circ$) et 90° . De telles fissures se développent préférentiellement en mode II, le mode I étant pratiquement nul (fig. V.21).

Les résultats obtenus dans cette partie du travail permettent de conclure qu'une orientation de 40° représente la direction initiale de la propagation de fissure en mode d'ouverture (mode-I) avec : $K_I > 0$ et $K_{II}=0$.

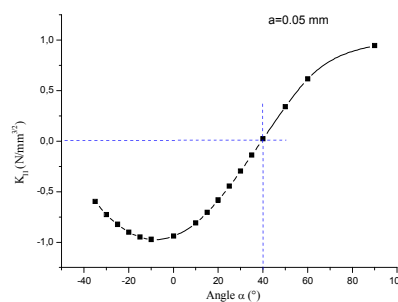


Figure V.22 : Variation du facteur d'intensité de contraintes en mode K_{II} en fonction de l'angle d'orientation α ($a=0.05\text{mm}$).

Pour meilleur analyse de la direction de propagation, nous avons représenté, respectivement, sur les figures V.23a et V.23b, la variation des facteurs d'intensité de contraintes en mode I et II K_I et K_{II} en fonction de l'angle d'orientation α et de la taille initiale de la fissure. Un comportement quasi-semblable que celui représenté sur les figures V.21 et 22 est observé. Nous notons cependant que :

- ✓ Le facteur d'intensité de contraintes en mode I K_I croît avec le développement de la taille de la fissure et présente des valeurs positives pour toutes les orientations comprises entre 90° et -18° . Il existe donc des angles d'inclinaison α compris dans l'intervalle -35° et -18° où la direction de propagation est indépendante de cette orientation. En effet, ce critère de rupture en têtes de fissures initiées dans cet intervalle présent des valeurs négatives. Les fissures amorcées, dans cette partie du ciment en compression ont tendance à se fermer.

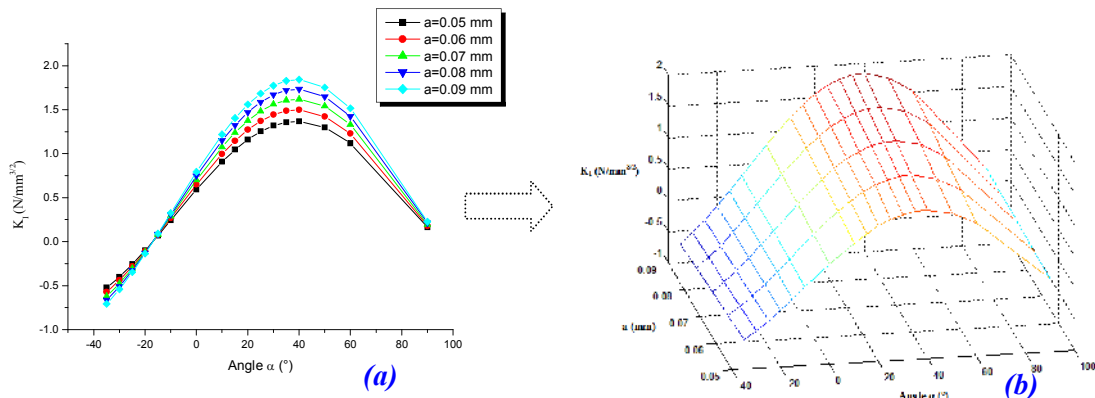


Figure V.23: Variation de FIC en mode II K_{II} en fonction de la taille de la fissure "a" et de l'angle α : (a) :2Dimensions et (b): 3Dimensions.

Sur la figure V.24 est illustrée la variation du facteur d'intensité de contraintes en mode II en fonction de l'angle α et de la longueur de la fissure. Les résultats obtenus sont conformes à ceux indiqués sur la figure V.22. Une avancée de la fissure conduit à une intensification de ce paramètre de rupture. Un comportement quasi semblable a été observé par [204].

Comme nous l'avons montré précédemment un angle d'orientation de 40° représente la direction initiale de la propagation de fissure en mode d'ouverture mode I. Cette propagation est d'autant plus instable que la longueur de ce défaut de fissuration est plus marquée.

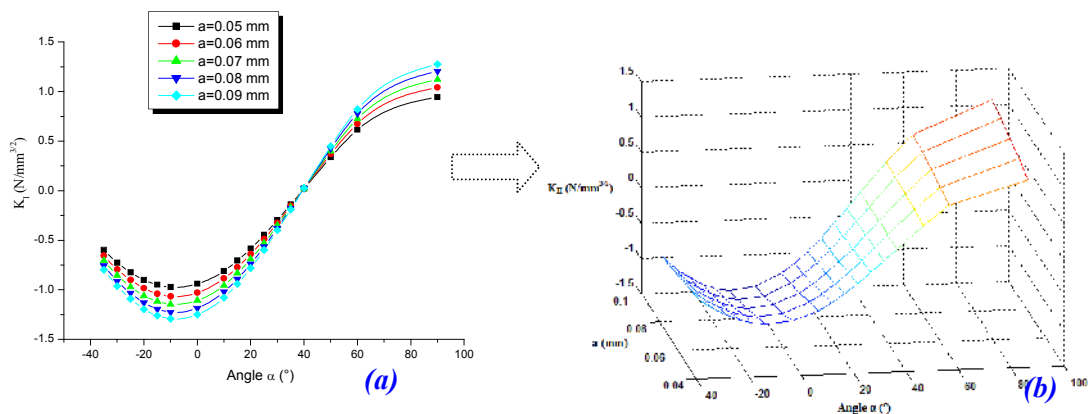


Figure V.24: Variation de FIC en mode I K_I et II K_{II} en fonction de la taille de la fissure "a" et de l'angle α : (a) :2Dimensions et (b): 3Dimensions.

La Figure V.25 montre la variation des facteurs d'intensité de contraintes en modes I et II FIC K_I et K_{II} , pour une orientation initiale de 40° , lors de l'extension de propagation de la fissure obtenue par le critère *CNM*. Ces résultats sont comparés avec ceux résultant du critère *DED*. L'analyse comparative illustrée cette figure montrent que résultats obtenus à partir de ces deux approches sont très bien corrélés. Cette corrélation est définie par une nette superposition des valeurs résultants de ces deux critères.

Une bonne corrélation entre ces critères est également observée pour les orientations initiales de fissure ($\alpha = 0^\circ$ et 60°) comme le montre la figure V.26.

L'analyse comparative des facteurs d'intensité de contraintes en modes I et II K_I et K_{II} , pendant le processus d'extension de la fissure, résultant des deux critères de propagation, montre que ces deux approches conduisent pratiquement aux mêmes valeurs de ces deux facteurs K_I et K_{II} .

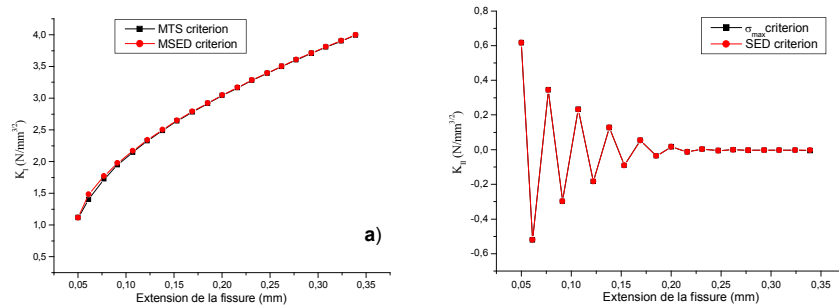


Figure V.25: Variation de FIC durant l'extension de la fissure pour une orientation $\alpha=40^\circ$:
a) Mode I K_I , b) Mode II K_{II}

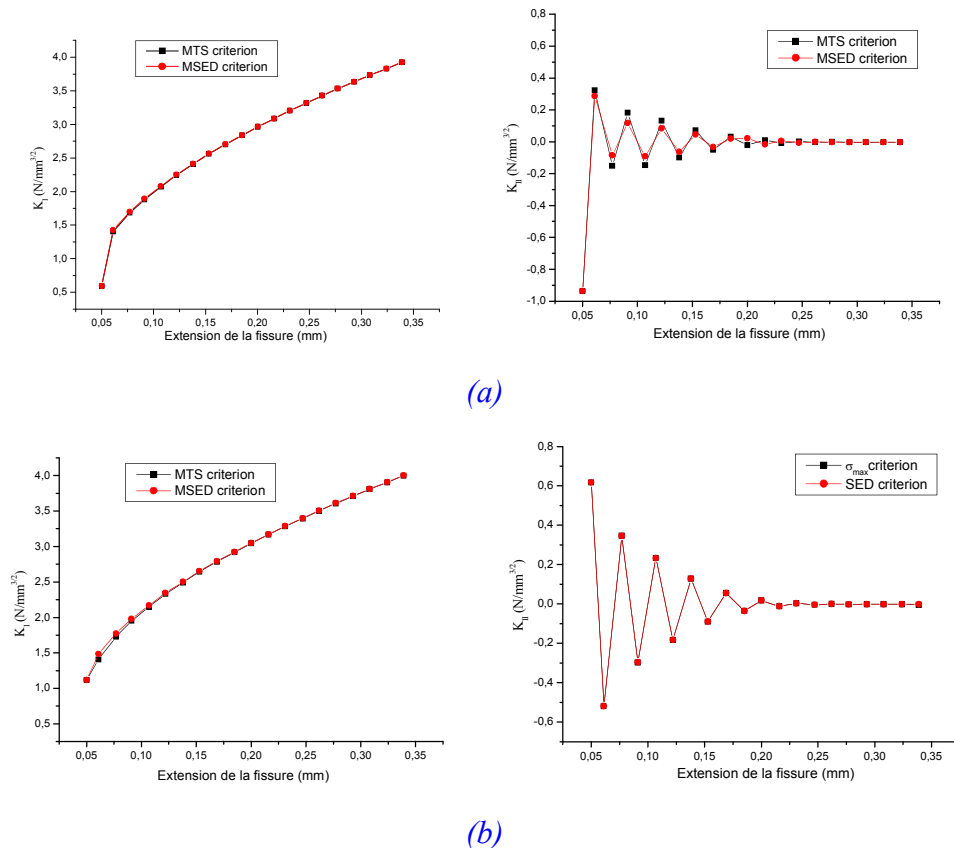


Figure V.26: Variation de FIC K_I and K_{II} durant l'extension de fissure pour a) $\alpha=0^\circ$ et b) $\alpha=60^\circ$.

V.3.2.3. Simulation de propagation de fissure

Les trajectoires de propagation de la fissure, obtenue à partir de deux critères définis précédemment, est illustrée sur la figure V.27. Le chemin de propagation de la fissure finale est obtenu en déterminant la direction de propagation de la fissure à chaque incrément du temps. Les deux trajectoires résultant de ces deux approches sont obtenues pour une propagation des fissures initiales orientée à un angle $\alpha=0^\circ$. Nous notons cependant, une très bonne corrélation entre les deux approches.

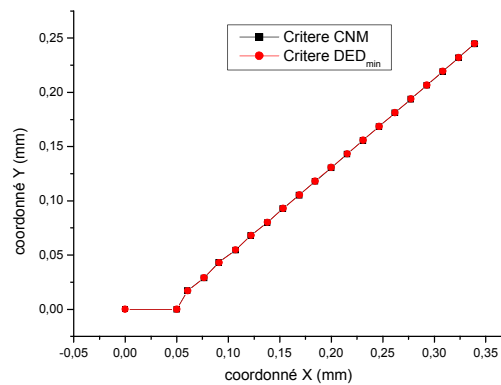


Figure V.27: Comparaison des trajectoires de la fissure obtenues par les critères *CNM* et *DEDmn*.

Dans cette partie, nous proposons d'analyser le chemin de propagation de trois fissures, une fissure orientée, par rapport à l'axe des abscisses horizontal, d'un angle $\alpha=40^\circ$ et les deux autres orientée symétriquement de part et d'autre de la première de 20° . Ces positions correspondent donc à des orientations de 20° et de 60° .

L'analyse des facteurs d'intensité de contraintes en modes I et II K_I et K_{II} , de la direction possible de propagation de ces fissures et de leur chemin de croissance est effectuée dans des conditions de contrainte plane. Les mêmes conditions aux limites que celles utilisées précédemment ont été retenues. Sur la figure V.28 est représentée la trajectoire finale de fissure pour trois orientations ($\alpha=20^\circ$, 40° et 60°). On remarque que les chemins de propagation de ces trois fissures sont pratiquement parallèles

Dans ce qui suit, nous avons imposé 40 incréments du chemin de propagation calculés par le critère CNM. Il est clair que, de par son orientation perpendiculaire à la direction de la contrainte maximale, la fissure se propage par ouverture de ses lèvres (mode I pur). Le chemin de propagation est très régulier, et le maillage concentrique évolutif permet de conserver une bonne précision des valeurs de critères de rupture en pointe de fissure. Les résultats obtenus montrent que le critère implémenté donne une bonne propagation des fissures sollicitées en mode I.

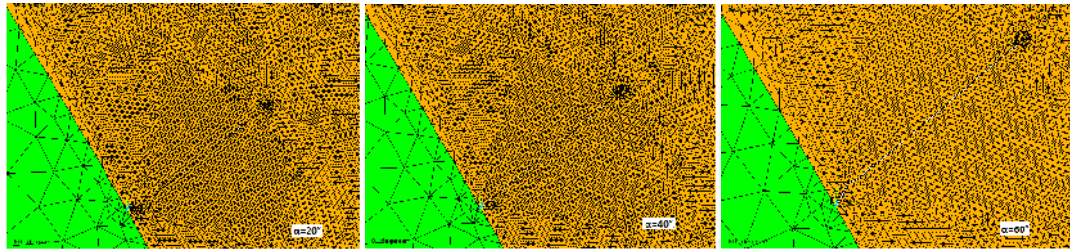


Figure V.28 : Trajectoire de propagation de fissure (20 étapes) avec : $\alpha=20^\circ$, 40° et 60° , Obtenu par le critère CNM.

L'utilisation de l'approche de la densité l'énergie déformation (DED), montre que les deux propagations de fissures orientées à $\alpha=20^\circ$ et 60° sont se propage de façon symétrique de par et d'autre de la trajectoire de propagation de la fissure inclinée à $\alpha=40^\circ$ comme l'illustre la figure V.29.

D'une manière générale et de la même façon, on peut montrer que trajectoire de propagation des fissures initialement orientées à $\alpha=30^\circ$ et 50° se fait de façon symétrique par rapport à celle inclinée à 40° . Ce comportement est clairement représenté sur la figure V.30.

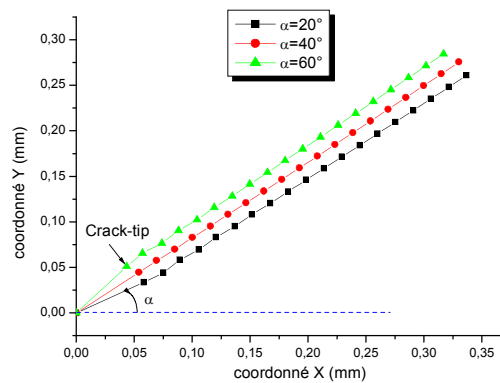


Figure V.29 : Trajectoire de propagation de fissure orientées à: $\alpha=20^\circ$, 40° et 60° .

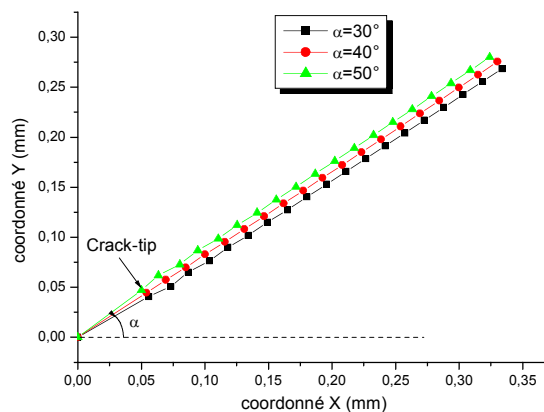


Figure V.30: Trajectoire de propagation de fissure avec : $\alpha=30^\circ$, 40° et 50° .

V.3.2.4. Interaction cavité-fissure

Afin d'analyser d'interaction entre un défaut du ciment et la trajectoire de propagation d'une fissure, une cavité en forme sphérique de taille $r = 100 \mu\text{m}$, localisée dans le ciment, à une distance verticale $y = 0,25 \text{ mm}$ du front de fissuration. Pour ce faire, le modèle géométrique est maillé par des éléments triangulaires pour le ciment et par un quart de point singuliers spéciaux éléments autour du front de fissure (Fig. V.31). Dans ce cas, l'évaluation des facteurs d'intensité de contraintes, la direction éventuelle et la propagation de la fissure sont réalisés en contraintes planes.

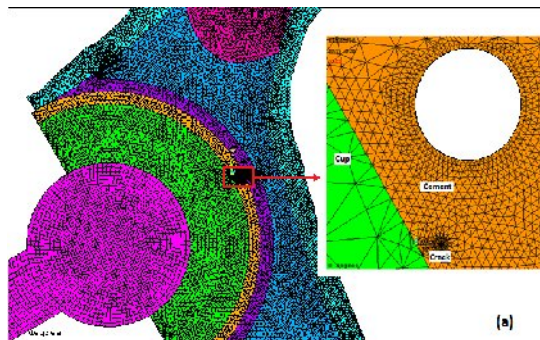


Figure V.31 : Maillage typique du modèle au voisinage de la cavité et de la fissure.

Sur la figure V.32 sont représentés trois étapes de chemin de propagation de la fissure. Cette figure montre nettement que lors de son développement la fissure est attirée par la cavité. Ceci est dû au fait que la présence d'un tel défaut engendre un champ de contraintes « dépression » qui changera les contraintes principal maximum dans la couche du ciment. Une fois passée cette zone de forte contrainte, cette fissure, se propageant le mode I, s'éloigne légèrement de cette zone (Fig. V.33). Un tel comportement a été observé par Benbarek et al. (2013) [205] dans le cas du chemin de progression de la fissure initiée dans le ciment d'acétabulum en utilisant le critère des contraintes circonférentiels maximal.

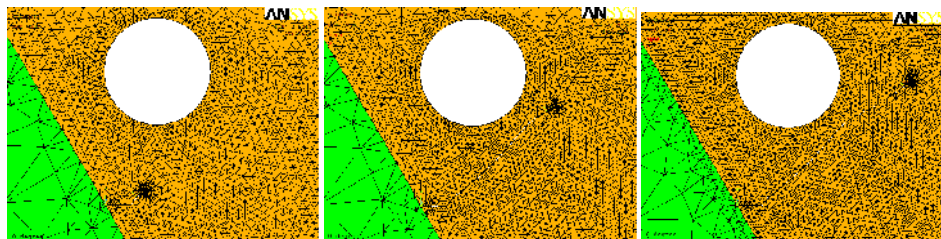


Figure V.32 : Interaction cavité-fissure : Etapes de propagations obtenus par le critère CNM.

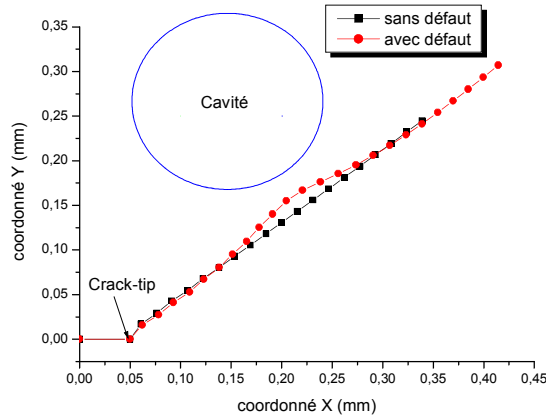


Figure V.33: Effet d'interaction fissure-cavités sur le chemin de propagation. Obtenu par le critère CNM.

Sur la figure V.33, est représentée la dernière étape du chemin de propagation évalué par le critère CNM. La simulation numérique montre que la fissure se propage horizontalement, selon le mode I.

Sur la figure V.34a est illustrée l'analyse comparative des trajectoires de fissures obtenues par critères CNM et DED et initiées dans un ciment contenant une cavité. Les deux critères conduisent pratiquement aux mêmes trajectoires de propagation de la fissure. La figure V.34b indique les résultats d'une analyse comparative entre les trajectoires de fissures obtenues dans la couche de ciment avec et sans cavitation. L'analyse de cette figure montre que la présence d'un tel défaut conduit à une déviation du chemin de propagation par un phénomène d'interaction des champs de contraintes près de la cavité et au front de fissuration. Ces résultats sont en bon accord observés par [206, 207].

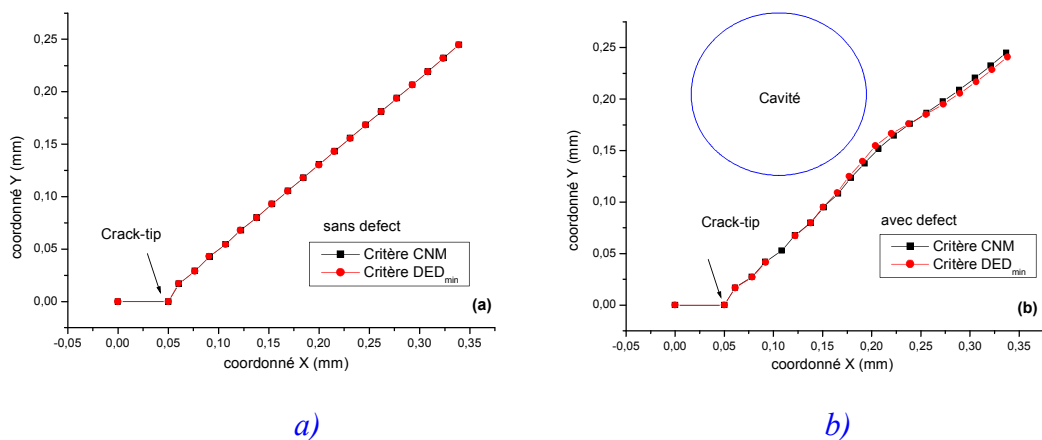


Figure V.34: Analyse Comparative des trajectoires de fissures: *a)* avec et *b)* sans cavité.

Nos résultats sont donc comparés à ceux obtenus par l'approche des contraintes circonférentiels maximales [205] et aux observations réelles (fig. V.35). Un même comportement est observé.

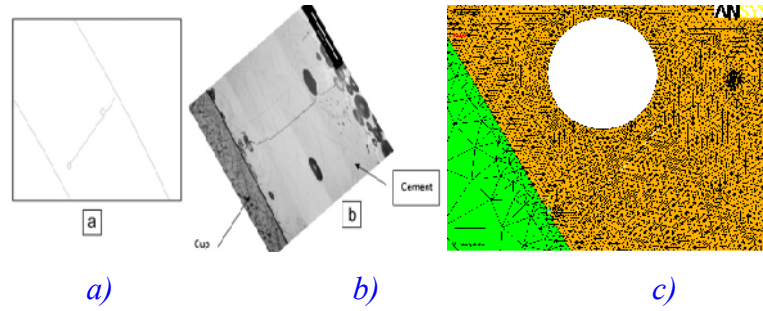


Figure V.35 : Comparaison des chemins de propagation pour un ciment contenant une cavité pré-fissuré

a) Benbarek et al. [205], *b)* expérimental et *c)* Notre calcul.

V.3.2.5. Interaction inclusion-fissurée

Dans ce qui suit, nous analysons la propagation de fissures amorcée dans le ciment contenant une inclusion de rayon $r = 100\mu\text{m}$. Sur la figure V.36 est représenté le modèle typique de maillage du ciment, au voisinage du défaut se propageant et du défaut volumique. Cette structure est maillée par des éléments quadratiques à 8 nœuds et des éléments triangulaires concentriques en pointe de fissure.

Rappelons que les propriétés mécaniques du ciment sont : Module de Young $E_I = 2300 \text{ MPa}$ et coefficient de Poisson $\nu_I = 0,3$ et l'inclusion considérée est définie par son module de Young E_2 et le coefficient de Poisson $\nu_2 = \nu_I$.

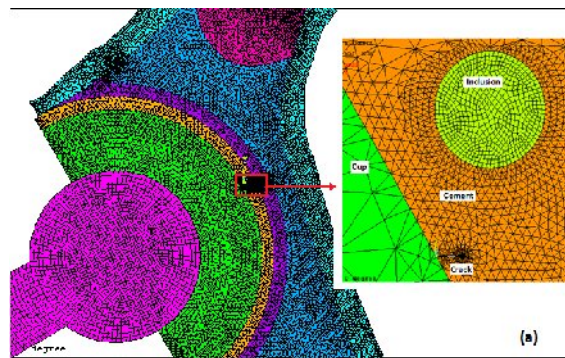


Figure V.36 : Modèle géométrique de la structure et maillage de l'inclusion et au voisinage de la fissure.

Trois types d'inclusion définies par leur rigidité et caractérisées par les rapports $E_2/E_I = 0.1, 1$ et 10 ont été retenues pour cette étude. La trajectoire de croissance de la fissure dans un ciment contenant une inclusion est analysée pour chaque incrément de propagation Δa . La figure V.37 montre respectivement les étapes de cette trajectoire en fonction de la nature de ce défaut volumique. La direction de bifurcation pour chaque incrément de croissance Δa permet la prédiction du chemin de propagation en utilisant le critère CNM. Un calcul effectué par notre modèle intégré montre que:

a) lorsque la matrice le ciment) et l'inclusion présentent la même rigidité, cas d'un matériau homogène ($E_2/E_I = 1$), la fissure est propagé dans sa direction **possible** (Fig. V.37a).

b) lorsque la matrice est moins rigide ($E_2/E_I = 0.1$) que l'inclusion, un même effet a été observé que celui exercé par une cavité (Fig. V.37). Dans ce cas, l'inclusion entraine un effet d'attraction sur la fissure mobile. autrement dit, la fissure change de chemin de propagation en s'orientant vers l'inclusion. Une fois la zone d'attraction franchie, la fissure s'oriente vers sa trajectoire normale (Fig. V.37b). Dans ce cas, l'effet d'interaction fissure mobile-inclusion disparaît. La fissure se comporte comme si elle se propage dans un ciment parfait.

c) Dans le cas ou l'inclusion est plus rigide que le ciment ($E_2/E_I = 10$), le champ de contraintes dans le ciment au voisinage de ce défaut volumique exerce une des efforts de répulsion sur la fissure mobile. dans cette zone, la fissure voit la trajectoire déviée. (Fig. V.37c).

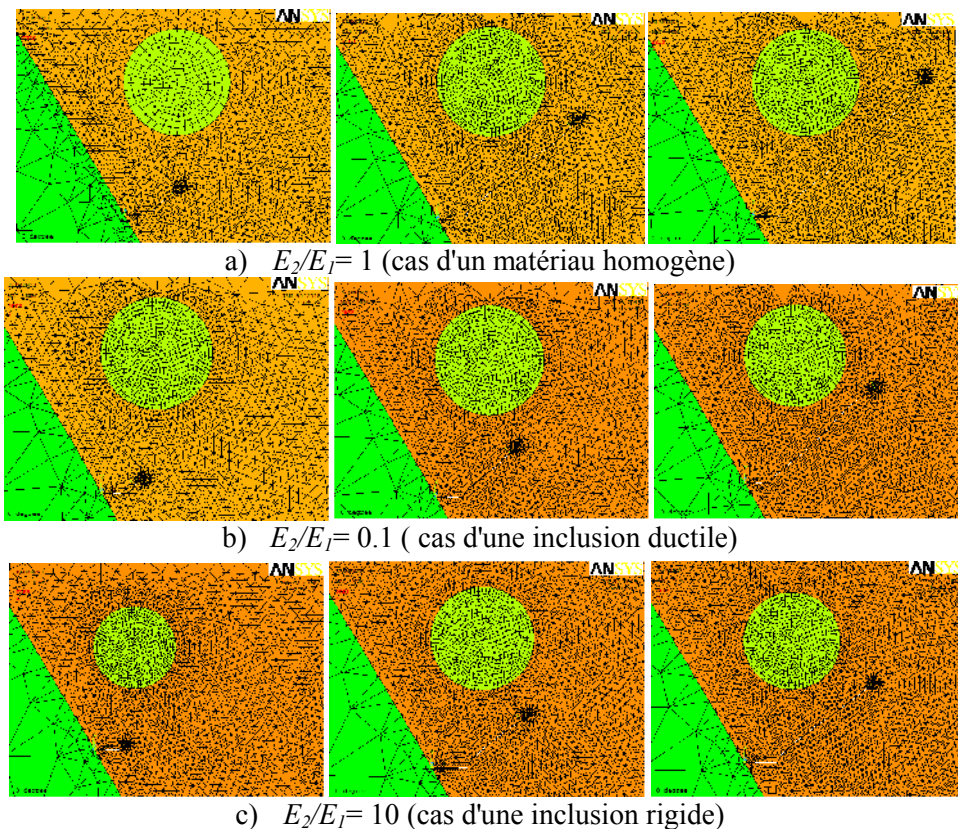


Figure V.37: Effet de la nature de l'inclusion sur le chemin de propagation d'une fissure mobile

Sur la figure V.38 est représentée la trajectoire finale de fissure en fonction de la nature de l'inclusion. Sur cette figure les effets d'interaction (attraction et répulsion) fissure mobile-défaut sont clairement illustrée. Au voisinage de la zone de perturbation exercée par la présence de l'inclusion la trajectoire de propagation de la fissure est clairement modifiée. Passée cette zone, la fissure

mobile se comporte comme si elle propage dans un ciment vierge de défauts. Les résultats obtenus dans cette étude sont en très bon accord avec ceux résultant des travaux [131, 132,133]).

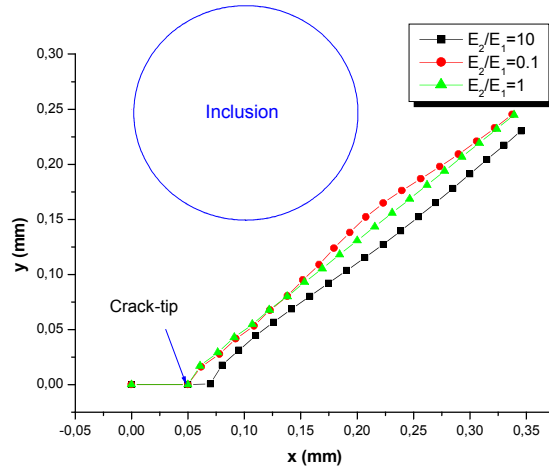


Figure V.38 : Effet d'inclusion sur le chemin de propagation obtenu par le **critère CNM**.

La figure V.39 montre l'effet de la nature de l'inclusion sur les trajectoires de propagation de fissures finales obtenues pour chacun des deux critères. La figure V.40 illustre une analyse comparative entre les chemins de croissance des fissures obtenues pour deux critères, et pour chaque rapport E_2/E_1 . Cette comparaison montre que les résultats obtenus sont bien corrélés.

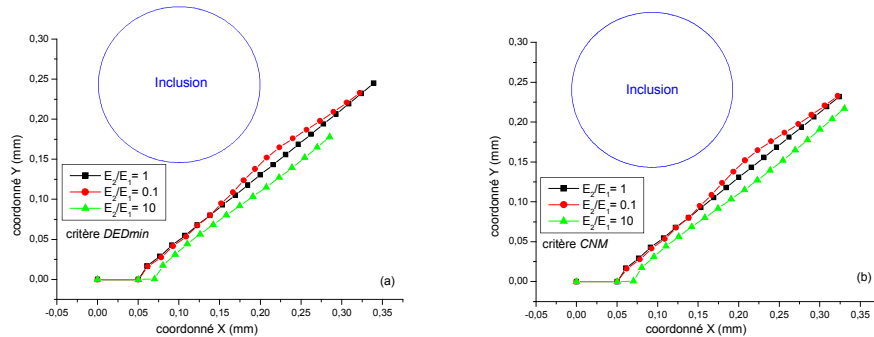


Figure V.39 : Effet de l'inclusion sur le chemin de **propagation de la fissure** prédit par:
a) *CNM*, b) *DED_{min}*.

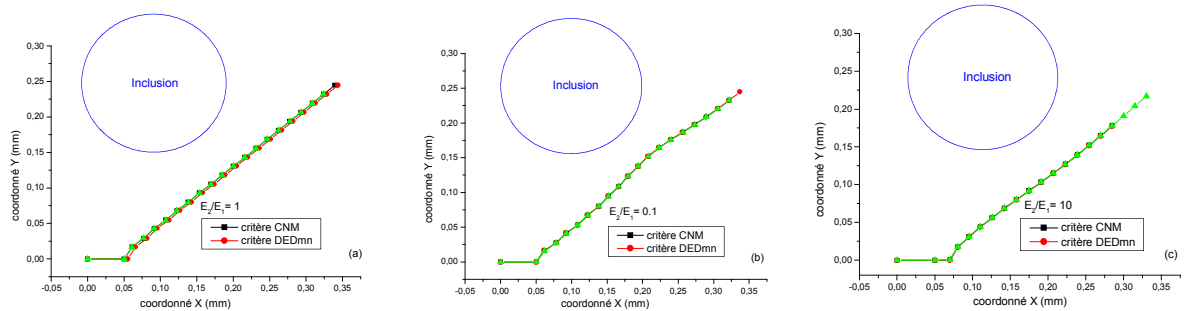


Figure V.40 : Comparaison des trajectoires de fissure
a) $E_2/E_1 = 1$, b) $E_2/E_1 = 0.1$, c) $E_2/E_1 = 10$.

Conclusion

Deux critères de propagation (noms des critères) ont été sélectionnés pour prédire et comparer le trajet final de fissuration par l'évaluation, à chaque incrément de propagation, les facteurs d'intensité de contraintes et l'angle de bifurcation.

Les résultats obtenus dans cette partie du travail montrent que:

- le modèle intégré, capable de décrire correctement le champ de contraintes et de déformations au voisinage de la fissure par l'évaluation des facteurs d'intensité de contraintes, donne des résultats très acceptables de la propagation de la fissure en mode I et en mode II;

Ces deux critères permettent une bonne prédiction des trajectoires de propagation de la fissure. Ils conduisent à résultats pratiquement comparables;

Le facteur d'intensité de contraintes en mode II prend, pour une orientation égale à 40 degrés ($\alpha=40^\circ$), des valeurs nul puis croît avec l'accroissement de cet angle. Une telle inclinaison conduit à une valeur maximale de ce critère de rupture en mode d'ouverture K_I ,

Le facteur d'intensité de contraintes en mode II K_{II} prend des valeurs maximales pour des angles de moins 18° ($\alpha=-18^\circ$) et 90° . De telles fissures se développent préférentiellement en mode II;

Il existe des orientations de la fissure α de -35° et -18° où la direction de propagation est indépendante de cette orientation. En effet, le facteur d'intensité de contraintes en tête de fissures initiées dans cet intervalle présente des valeurs négatives. Les fissures amorcées, dans cette partie du ciment en compression ont tendance à se fermer;

L'analyse comparative des facteurs d'intensité de contraintes en modes I et II K_I et K_{II} , pendant le processus d'extension de la fissure, résultant des deux critères de propagation, montre que ces deux approches conduisent pratiquement aux mêmes valeurs de ces deux facteurs K_I et K_{II} ;

L'utilisation de l'approche de la densité l'énergie déformation (DED), montre que les deux propagations de fissures orientées à $\alpha=20^\circ$ et 60° se propagent de façon symétrique de part et d'autre de la trajectoire de propagation de la fissure inclinée à $\alpha=40^\circ$;

La trajectoire de propagation des fissures initialement orientées à $\alpha=30^\circ$ et 50° se fait de façon symétrique par rapport à celle inclinée à 40° ;

La présence d'une cavité conduit à une déviation du chemin de propagation par un phénomène d'interaction des champs de contraintes près de la cavité et celui localisé au voisinage du front de

fissuration. Les résultats obtenus par ces deux critères sont en bon accord avec ceux résultant de l'approche des contraintes circonférentiels maximales;

La trajectoire de propagation d'une fissure est fortement conditionnée par la présence d'une inclusion dans le ciment. C'est la nature de ce défaut volumique qui contrôle l'effet d'interaction inclusion-fissure mobile.

*Conclusion
générale et
discussion*

Conclusion générale

Ce travail permet de conclure que :

La position debout du patient (position debout) induit, dans l'os Spongieux dans la partie proximale à l'interface avec le ciment, des contraintes assez élevées. Ce comportement est essentiellement dû aux conditions aux limites imposées à la structure. La tendance vers un comportement réel nécessite donc la modélisation de tout le corps humain qui est assez complexe à mettre en œuvre;

L'os cortical est soumis à des contraintes de tension et de compression. La position debout sollicite ce tissu vivant en de flexion;

Une activité debout du patient induit, dans tous les éléments Os-Ciment-implant de la prothèse totale de hanche fémorale, des contraintes équivalentes de Von Mises et principale (maximale et minimale) distribuées de façon hétérogène. Les contraintes les plus intenses sont localisées dans les zones antérieure et postérieure de ces composants.

L'intensité de ces contraintes augmente de la partie supérieure de ces éléments de la structure vers leur partie inférieure (antérieur et postérieur). Ainsi, les efforts, transmis de l'implant à l'Os à travers le ciment orthopédique, sont relativement très élevés.

Les contraintes induites dans le ciment tendent vers le seuil de rupture en traction. C'est la forte interaction os-ciment dans cette zone de la structure qui est responsable de ce niveau des contraintes;

Les contraintes équivalentes les plus significatives dans l'implant sont localisées au voisinage de la zone de contact avec la tête fémorale. Elles sont dues aux efforts de compression et de tension de la tête fémorale;

Les contraintes sont élevées dans les parties postérieure et antérieure proximale du ciment. Dans des zones de fortes interactions os-ciment, ces contraintes tendent vers le seuil de rupture en traction de ce liant. Dans ces zones le risque de descellement par rupture du ciment est prépondérant;

Les résultats obtenus dans ce travail, montrent que :

- Les contraintes équivalentes de Von Mises les plus importantes induites dans un ciment vierge des cavités sont localisées sur sa partie proximale gauche. Ces contraintes sont d'autant plus élevées que le porteur de la prothèse totale exerce de la marche normale;
- Comparativement à la partie proximale, la zone distale du ciment est soumise à des contraintes de faibles amplitudes;

- La présence de cavitation dans le ciment orthopédique est une source de contraintes additionnelles par effet d'entaille, sa localisation au cœur de ce liant engendre des contraintes plus intenses. C'est selon les axes horizontal et vertical, au cours d'une marche normale, que le niveau de ces contraintes atteint des valeurs franchissant le seuil de rupture en tension du ciment chirurgical;

- Comparativement à une cavité, la localisation d'une seconde à son voisinage proche, engendre dans le ciment, des contraintes de Von Mises plus fortes. L'intensité de ces contraintes dépend de la position du deuxième défauts par rapport au premier, de la distance qui les sépare et de la nature de l'activité exercée par le patient. De la marche normale (chargement dynamique) résultent des contraintes doublement plus intenses et ce quelle que soit la partie de ce liant proximale et distale;

- la marche normale conduit, dans la partie proximale du ciment entre deux cavités, à des contraintes équivalentes largement plus élevées que sa contrainte de rupture en traction;

Deux critères de propagation (noms des critères) ont été sélectionnés pour prédire et comparer le trajet final de fissuration par l'évaluation, à chaque incrément de propagation, les facteurs d'intensité de contraintes et l'angle de bifurcation.

Les résultats obtenus dans cette partie du travail montrent que:

- le modèle intégré, capable de décrire correctement le champ de contraintes et de déformations au voisinage de la fissure par l'évaluation des facteurs d'intensité de contraintes, donne des résultats très acceptables de la propagation de la fissure en mode I et en mode II;

Ces deux critères permettent une bonne prédiction des trajectoires de propagation de la fissure. Ils conduisent à résultats pratiquement comparables;

Le facteur d'intensité de contraintes en mode II prend, pour une orientation égale à 40 degrés ($\alpha=40^\circ$), des valeurs nul puis croît avec l'accroissement de cet angle. Une telle inclinaison conduit à une valeur maximale de ce critère de rupture en mode d'ouverture K_I ,

Le facteur d'intensité de contraintes en mode II K_{II} prend des valeurs maximales pour des angle de moins 18° ($\alpha=-18^\circ$) et 90° . De telles fissures se développent préférentiellement en mode II;

Il existe des orientation de la fissure α de -35° et -18° ou la direction de propagation est indépendante de cette orientation. En effet, le facteur d'intensité de contraintes en têtes de fissures initiées dans cet intervalle présentent des valeurs négatives. Les fissures amorcées, dans cette partie du ciment en compression ont tendance à se fermer;

L'analyse comparative des facteurs d'intensité de contraintes en modes I et II K_I et K_{II} , pendant le processus d'extension de la fissure, résultant des deux critères de propagation, montre que ces deux approches conduisent pratiquement aux mêmes valeurs de ces deux facteurs K_I et K_{II} ;

L'utilisation de l'approche de la densité l'énergie déformation (DED), montre que les deux propagations de fissures orientées à $\alpha=20^\circ$ et 60° sont se propage de façon symétrique de par et d'autre de la trajectoire de propagation de la fissure inclinée à $\alpha=40^\circ$;

La trajectoire de propagation des fissures initialement orientées à $\alpha=30^\circ$ et 50° se fait de façon symétrique par rapport à celle inclinée à 40° ;

La présence d'une cavité conduit à une déviation du chemin de propagation par un phénomène d'interaction des champs de contraintes près de la cavité et celui localisé au voisinage du front de fissuration. Les résultats obtenus par ces deux critères sont en bon accord avec ceux résultant de l'approche des contraintes circonférentiels maximales;

la trajectoire de propagation d'une fissure est fortement conditionnée par la présence d'une inclusion dans le ciment. C'est la nature de ce défaut volumique qui contrôle l'effet d'interaction inclusion-fissure mobile.

Références

- [1]. Charnley J., Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet*, 1961, 1129-1132
- [2]. Lewis G., Properties of acrylic bone cement. State of the art review. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1997, Vol. 38, Fasc. 2, 155-182
- [3]. Joshi M. G., Advani S. G., Miller F., Santare M. H., Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding. *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, 2000, 1655-1662
- [4]. Schmalzried T.P., Dorey F.J., McKellop H., The multifactorial nature of polyethylene wear in vivo. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1998, Vol. 80-A, 1234-1243
- [5]. Mburu G., Hutchison J. D., Aspden R. M., Keyholes for cement fixation of the acetabular component of a total hip replacement. 12th Conference of the European Society of Biomechanics, Dublin, 2000
- [6]. Mantell S. C., Chanda H., Bechtold J. E., Kyle R. F., A parametric study of acetabular cup design variables using finite element analysis and statistical design of experiments. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1998, Vol. 120, 667-675
- [7]. Harkess J.W., Arthroplasty of hip in Campbell's Operative Orthopaedics. Mosby Year Book, St Louis, 8th edition, 1992, Vol. 1, 445-626
- [8]. Ficat P., Ficat J.J., *Biomécanique de la hanche* in *Biomécanique orthopédique*, p. 468-480. Masson, 1987
- [9]. Larousse médical. Larousse, 2002
- [10]. Huiskes R., Some fundamental aspects of human joint replacement. Analysis of stresses and heat conduction in bone-prosthesis structures. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, Supplément n° 185, 1980
- [11]. Huiskes R., Slooff T. J., Thermal injury of cancellous bone, following pressurized penetration of acrylic cement. *Trans. Orthop. Res. Soc.*, 1981, Vol. 6, 134
- [12]. Marieb, E.N. And Hoehn, K., *Human Anatomy & Physiology*. Pearson. 2006.
- [13]. Contantin, A., *Appareil locomoteur - Physiologie du tissu osseux*. Cours, Université de Toulouse, 2013, 1-20.
- [14]. Thomas Cordonnier., Associations cellules souches mésenchymateuses et céramiques pour l'ingénierie tissulaire osseuse, Intérêt du milieu cellulaire et de l'environnement tridimensionnel sur la différenciation ostéoblastique, Thèse de Doctorat de l'université François – Rabelais, 29 octobre 2010
- [15]. Tortora, G. and Derrickson B., *Principes d'anatomie et de physiologie*. 2007. 4ème ed.
- [16]. Weiner, S., W. Traub, and H.D. Wagner, Lamellar bone: structure-function relations. *J Struct Biol*, 1999. 126(3): p. 241-55.
- [17]. Buckwalter, J.A., et al., Bone biology. I: Structure, blood supply, cells, matrix, and mineralization. *Instr Course Lect*, 1996. 45: p. 371-86.
- [18]. Buckwalter, J.A., et al., Bone biology. II: Formation, form, modeling, remodeling, and regulation of cell function. *Instr Course Lect*, 1996. 45: p. 387-99.
- [19]. Masson, E., *Imagerie musculosquelettique: Pathologies générales*. 2005: Anne Cotten. 795.
- [20]. Sommerfeldt, D.W. and Rubin C.T., Biology of bone and how it orchestrates the form and function of the skeleton. *Eur Spine J*, 2001. 10 Suppl 2: p. S86-95.
- [21]. Christoffersen, J. and Landis W.J., A contribution with review to the description of mineralization of bone and other calcified tissues in vivo. *Anat Rec*, 1991. 230(4): p. 435-50.
- [22]. Heymann, D. and Lepreux S., Le tissu osseux, in *Histologie - Bases fondamentales*, *OmniScience*, Editor. 2008.
- [23]. Glimcher, M.J., The nature of the mineral component of bone and the mechanism of calcification. *Instr Course Lect*, 1987. 36: p. 49-69.

- [24]. Rho, J.Y., Tsui T.Y., and Pharr G.M., Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. *Biomaterials*, 1997. 18(20): p.1325-30.
- [25]. Auteville, A., The point of view of the veterinary surgeon: bone and fracture. *Injury*, 2000. 31 Suppl 3: p. C50-5.
- [26]. Rho, J.Y., Kuhn-Spearing L., and Zioupos P., Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Med Eng Phys*, 1998. 20(2): p. 92-102.
- [27]. Glowacki, J., et al., A role for osteocalcin in osteoclast differentiation. *J Cell Biochem*, 1991. 45(3): p. 292-302.
- [28]. Swaminathan, R., Biochemical markers of bone turnover. *Clin Chim Acta*, 2001. 313(1-2): p. 95-105.
- [29]. Hunter, G.K. and Goldberg H.A., Modulation of crystal formation by bone phosphoproteins: role of glutamic acid-rich sequences in the nucleation of hydroxyapatite by bone sialoprotein. *Biochem J*, 1994. 302 (Pt 1): p. 175-9.
- [30]. Lawler, J.W., H.S. Slayter, and J.E. Coligan, Isolation and characterization of a high molecular weight glycoprotein from human blood platelets. *J Biol Chem*, 1978. 253(23): p. 8609-16.
- [31]. Wiesmann, H.P., et al., Aspects of collagen mineralization in hard tissue formation. *Int Rev Cytol*, 2005. 242: p. 121-56.
- [32]. Fratzl, P., *Collagen: Structure and Mechanics*. 1(25 juin) ed. 2008, New-York: Springer-Verlag. 510.
- [33]. Wagoner Johnson, A.J. and Herschler, B. A., A review of the mechanical behavior of CaP and CaP/polymer composites for applications in bone replacement and repair. *Acta Biomaterialia* 7, 1, 16–30, 2011.
- [34]. Besnier J.P., *Dictionnaire d'anatomie locomotrice*. Editions Anthos, Paris, 1995
- [35]. Garbe L., *Histologie normale des tissus de soutien* in *Biomécanique orthopédique*, p. 468-480. Masson, 1987
- [36]. Cameron H. U., Modularity in primary total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 1996, Vol. 11, N° 3, 332-334
- [37]. Wolff J., *Das Gesetz der Transformation des Knochens*. Berlin: Hirschwald, 1892
- [38]. Rohlfman A, Mossner U, Bergman G, Kolbel R., Finite-element-analysis and experimental investigation of stress in a femur. *Biomed Eng* 1982; 4: 241-246
- [39]. Zioupos P., Currey J.D., Hamer A.J., The role of collagen in the declining mechanical properties of cortical bone. *J Biomed Mater Res* 1999; 45: 108-116
- [40]. Sedel L., Propriétés mécaniques de l'os. *Rev Chir orthop* 1974 ; 60 :643-656
- [41]. Rauber A., *Elasticität und Festigkeit der Knochen*. Leipzig: W. Engelmann, 1876
- [42]. Bonfield W., O'Connor P., Anelastic deformation and the friction stress of bone. *J Mater Sci* 1978; 13:202-207
- [43]. Ascenzi A., Bonucci F., The tensile properties of single osteons. *Anat Rec* 1967; 158: 375-386
- [44]. Zimmerman R., *Ostéosynthèse par plaque. Etude expérimentale des contraintes*. 1976; [thèse de médecine n°3 07], Bordeaux
- [45]. Currey J.D., Butler G., The mechanical properties of bone tissue in children. *J Bone Joint Surg [Am]* 1975; 79: 81-89
- [46]. Marquis P., *Etudes sur le fémur*. Bruxelles: Stoop. 1945
- [47]. Comtet J.J., Rozier T., Vassai R., Arene J.M., Fjischer L., *Recherches expérimentales sur la résistance de la diaphyse des os longs chez l'homme*. *Rev Chir Orthop* 1967; 53:3-21
- [48]. Burstein A.H., Reilly D.T., Frankel V.H., *Failure characteristics of bone and bone tissue*. Kenedi R.M. ed. *Perspectives in biomedical engineering* London: The MacMillan press, 1973; 131-134

- [49]. Weaver JK., Chalmers J., Cancellous bone: its strength and changes with aging and an evaluation of some methods for measuring its mineral content. *J Bone Joint Surg Am* 1966; 48: 289-298
- [50]. Blaimont P., Halleux P., Opdecam P., Coutelier L., Réaction du tissu osseux aux contraintes de vissage. *Acta Orthop Belg* 1973 ; 39 :393-422
- [51]. Guillemot F., Etude métallurgique d'alliages de titane pour applications biomédicales. Thèse Doctorat de l'Institut National des Sciences Appliquées de Rennes. 2000
- [52]. Sour R., Fractures of the limbs. The relationship between mechanism and treatment. Bruxelles. la clinique Orthopédique, 1981
- [53]. Marcelli C., Lafage-proust MH., Physiologie et pathologie de l'adaptation de l'os à l'effort, douleurs osseuses d'effort et fractures de contrainte. *Encycl Med Chir (Elsevier SAS, Paris), Appareil locomoteur*, 15-904-A-10 2000 :12
- [54]. Radin A., Rose RM., Blaha JD., Litsck AS., Practical biomechanics for the orthopaedic surgeon. New York: Churchill Livingstone, 1992
- [55]. Pauwels F., Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Springer Verlag, Berlin, 1973.
- [56]. Foucat D., 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 de Doctorat de l'Université Louis Pasteur — Strasbourg I, France, 2003.
- [57]. Teinturier P., Terver S., Jaramillo C. V., Besse J.-P., La biomécanique du cotyle. S.O.F.C.O.T., Réunion annuelle, nov. 1983. *Revue de Chirurgie Orthopédique*, Suppl. II, 1984, 70
- [58]. Rydell NW., Forces acting on the femoral head prosthesis. *Acta Orthop Scand* 1966; 37 suppl88:1-132
- [59]. Blaimont P., Contribution à l'étude biomécanique du fémur humain. *Acta Orthop Belg* 1968 ; 34 :665-844
- [60]. Diehl K. Stabilität und Beanspruchung von Osteosynthesen des ober und unterschenkels bei der Frühmobilisation. *Unfallheilkund* 1976;79:81-89
- [61]. REIMERS T. C., Zur geschichtlichen Entwicklung gelenkplastischer Eingriffe. *Clin. Plast. Reconst.* , 1970, 7, 2-14
- [62]. Smith-Petersen M. N., Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1948, 30-B, 59
- [63]. Judet J., Judet R., Lagrange J., Dunoyer J., Résection – reconstruction de la hanche, arthroplastie avec une prothèse acrylique. *L'Expansion scientifique Française*, Paris, 1952
- [64]. Urist R., The principles of Hip-Sockets arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1957, Vol. 39-A, 786-810
- [65]. Ring P.A, Total replacement of the hip. *Clinical Orthopedics*, 1970, 72, 161-168
- [66]. McKee G. K., Development of total prosthetic replacement of the hip, *Clinical Orthopedics*, 1970, 72, 85-113
- [67]. Haboush E. J., A new operation for arthroplasty of the hip, based on biomechanics, photoelasticity, fast setting dental acrylic and other considerations. *Bull Hosp. Joint Dis.*, 1953, 14, 242-277
- [68]. Wiltse L. L., Hall R. H., Stenebjerg J. C., Experimental studies regarding the possible use of self-curing acrylic in orthopaedic surgery. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1957, Vol. 29, 961-972
- [69]. Charnley J., Low friction arthroplasty of the hip. Theory and practice. Springer Verlag, Berlin, Berlin, 1979
- [70]. Charnley J., The future of total hip replacement. In Nelson J.P. (ed). *The hip, Proceedings of the 10th Open Scientific Meeting of the Hip Society*. St Louis, CV Mosby 198, 1982

- [71]. Sutherland C. J., Wilde A. H., Borden L. S., Marks K. E., A ten-year follow-up of one hundred consecutive Müller curved-stem total hip replacement arthroplasties. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1982, Vol. 64-A, N° 7, 983-990
- [72]. Vasu R., Carter D. R., Harris W. H., Stress distribution in the acetabular region. I. Before and after total joint replacement. *Journal of Biomechanics*, 1982, Vol. 15, 155-164
- [73]. Hench, L.L. and Polak, J.M., Third-generation biomedical materials. *Science* 295, 5557, 1014-7, 2002.
- [74]. Best, S.M., Porter, A.E., Thian, E.S., and Huang, J., Bioceramics: Past, present and for the future. *Journal of the European Ceramic Society* 28, 7, 1319-27, 2008.
- [75]. Barinov, S.M., Calcium phosphate-based ceramic and composite materials for medicine. *Russian Chemical Reviews* 79, 1, 13-29, 2010.
- [76]. Peraldi P., Vandebussche E., Augereau B., Mauvais résultats cliniques des cupules cimentées avec metal-back. 124 cas au recul moyen de 21 mois. *Revue de Chirurgie Orthopédique*, 1997, 83, 561-565
- [77]. Ritter M. A., Faris P. M., Keating E. M., Brugo G., Influential factors in cemented acetabular cup loosening. *The Journal of Arthroplasty*, 1992, Vol. 7, Supplement
- [78]. Netter, F. H., *Atlas d'anatomie humaine* (P. Kamina, Trans. 2e ed.): leon Learning Systems, 1997. 610 p.
- [79]. Nordin, M., & Frankel, V. H., "Biomechanics of the Hip". Dans: *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*, M. Nordin & V. H. Frankel (Eds.), 3 ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2001. P. 202-221
- [80]. Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Helier, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., et al. "Hip contact forces and gait patterns from routine activities". *Journal of Biomechanics*. Vol. 34, n° 7, 2001. P. 859-871.
- [81]. Herberts, P., Malchau, H., & Garellick, G., *The Swedish National Hip Arthroplasty Register - Annual Report 2002*. Göteborg, Sweden: Department of Orthopaedics Sahlgrenska University Hospital, 2003. 62 p.
- [82]. Utah Hip and Knee Center. "History of Total Joint Replacement". Tire de <http://www.utahhipandkncc.com/>. (Page consulté le 2 mars 2005)
- [83]. Macari, G. S., Kassim, R. A., Yoon, P., & Saleh, K. J., "The Cementless Femoral Stem Revisited". *Journal of the Southern Orthopaedic Association*. Vol. 12, no 2, 2003. P. 83-89.
- [84]. Zimmer Canada. "Your MIS 2-Incision Hip Surgery". <http://v-ww.zimmer.com/ctl?op=global&action=1&id=3131&template=PC>. Consulté le 17 mars 2004)
- [85]. Sinha, R. K., Kim, S.-Y., & Rubash, H. E., "Long-stem cemented calcar replacement arthroplasty for proximal femoral bone loss*1 ". *The Journal of Arthroplasty*. Vol. 19, n° 2, 2004. P. 141-150.
- [86]. Moore, K. L., & Dalley, A. F., *Anatomie médicale, Aspects fondamentaux et applications cliniques* (J. Milaire, Trans. Ire ed.). Paris: DeBoeck Université, 2001. 1177 p.
- [87]. <http://www.cordis.lu/innovation-smes/vips/fr/src/fr-pp-7-000.htm>
- [88]. Li B.Y., Rong L.J., Li Y.Y., et Gjunter V.E., Synthesis of porous Ni-Ti shape-memory alloys by self-propagating high-temperature synthesis: reaction mechanism and anisotropy in pore structure. *Acta. mater.* 48 (2000) pp. 3895-3904.
- [89]. Breme H.J. et Helsen J.A., *Selection of Materials. Metals as Biomaterials*, éd. J. Wiley ons (1998) pp.1-35.
- [90]. Puleo D.A., et Nanci A., Understanding and controlling the bone-implant interface. *Biomaterials* 20 (1999) pp. 2311-2321
- [91]. Schmidt R., *Comportement des matériaux dans les milieux biologiques. Traité des matériaux*, Presses Polytechniques et Universitaires Romandes 7 (1999).

- [92]. Schönert K., Size reduction (Fundamentals), Chap. 1, Ullmann's Encyclopedia of industrial Chemistry, v1. B2, 1988
- [93]. Breme H.J., Biehl V., et Hielsen J.A., Metals and Implants. Metals as Biomaterials, éd.7 Wiley and Sons (1998) pp. 36-71.
- [94]. Hildebrand H.F., et Hornez J.C., Biological Response and Biocompatibility. Metals as Biomaterials, éd. Wiley and Sons (1998) pp. 265-290.
- [95]. Passuti N., Gouin F., Delecric J., Daculsi G., Tiges centromédullaires fémorales sans ciment in Conception des prothèses articulaires. Biomécanique et biomatériaux. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expansion scientifique française, 1993, 44, 31-38
- [96]. Blanquaert D., Les céramiques et céramo-métalliques in Biomécanique orthopédique, p. 82-93. Masson, 1987
- [97]. Lerouge S., Huk O., Yahia L'H., Witvoet J., Sedel L., Ceramic-ceramic and metal-polyethylene total hip replacements. Comparison of pseudomembranes after loosening. The Journal of Bone and Joint Surgery, 1997, Vol. 79-B, N° 1, 135-139
- [98]. Tooms R. E, Harkess J. W., Arthroplasty. Introduction and overview in Campbell's Operative Orthopaedics. Mosby Year Book, St Louis, 8th edition, 1992, Vol. 1, 371-387
- [99]. Lu J., la formation osseuse lors de l'implantation de biocéramiques poreuses. Thèse de doctorat en sciences médicales (chirurgie) Univ. Paris (1997)
- [100]. Landolt D., Traité des matériaux. Corrosion et chimie de surface (1997)
- [101]. Suchanek W., Yoshimura M., Processing and properties of hydroxyapatite-based biomaterials for use as hard tissue replacement implants. Journal of Materials Research, 1998, Vol. 13, N° 1, 94-117
- [102]. Kühn K.D., Specht R., Le ciment acrylique osseux: historique, caractéristiques et propriétés physiques, Maîtrise orthopédique, 126 (2003) 6-13.
- [103]. Kempf I., Pourquoi je cimente ? in Prothèses de hanche et de genou. Actualités et perspectives. Collection de pathologie locomotrice 15, Masson, 1988
- [104]. Reckling FW, Dillon WL., The bone-cement interface temperature during total joint replacement. J Bone Joint Surg 59-A: 80-82, (1977)
- [105]. Toksvig-Larsen S, Franzen H, Ryd L., Cement interface temperature in hip arthroplasty. Acta Orthop Scand 62: 102-105, (1991)
- [106]. Haas SS., Brauer GM., Dickson GA., Characterization of polymethyl-methacrylate bone cement. J Bone Joint Surg 57-A: 380-391, (1975)
- [107]. Davies JP, Harris WH., Optimization and comparison of three vacuum mixing systems for porosity reduction of Simplex P Cement. Clin. Orthop. 254: 261-269, (1990)
- [108]. Rudigier J, Scheuermann H, Kotterbach B, Ritter G., Restmonomerabnahme und -freisetzung aus Knochenzementen. Unfallchirurgie 7: 132-137, (1981)
- [109]. Espehaug B, Engesaeter LB, Vollset SE, Havelin LI, Langeland N., Antibiotic prophylaxis in total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg 79-B : 590-595, (1997)
- [110]. Gristina AG., Biomaterial-centered infection: microbial adhesion versus tissue integration . Science 237: 1588-1595, (1987)
- [111]. Breusch SJ, Kühn K-D., Knochenzemente auf Basis von Polymethylmethacrylat. Orthopäde 32: 41-50, (2003)
- [112]. J. Bone Jt. Surg. (Br.), 1974, 56, 626-642.
- [113]. Kühn K-D, Ege W, Maurer H, Tuchscherer C, Gopp U., Die Glasübergangstemperatur Kenngröße zur Charakterisierung von Knochenzementen ? Biomaterialien 2: 87-92, (2001c)
- [114]. Kühn K-D, Gopp U, Weder JA., Verarbeitungsverhalten von PMMA-Knochenzementen. Kunststoffe. 92: 102-104, (2002)
- [115]. Benjamin JB, Gie GA, Lee AJC, Ling Rsm, Volz RG., Cementing technique and the effects of bleeding. J Bone Joint Surg Br 69-B : 620-624, (1987)

- [116]. Havelin Li., Eepehaug B., Lie Sa., EngesæTer LB., Furnes O., Vollset SE., Prospective Studies of Hip Prostheses and Cements. A presentation of the Norwegian Arthroplasty Register 1987-1999. Scientific Exhibition presented at the 67th Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, March 15-19, 2000, Orlando, Florida, USA
- [117]. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A., Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech* 1993; 26: 969–90.
- [118]. Merckx D., les ciments orthopédiques, Code MERY, 826.
- [119]. Wang JS, Kjellson F., Bone Cement Porosity in Vacuum Mixing Systems. in: Bone cements and cementing technique. Walenkamp GHIM, Murray DW (Eds) Springer, Berlin; 81-96, (2001)
- [120]. Lewis G., Properties of acrylic bone cement: state of the art review. *J Biomed Mater Res (Appl Biomater)* 38: 155-182, (1997)
- [121]. Malchau H., Herberts P., Prognosis of Total Hip Replacement. Surgical and Cementing Technique in THR: A revision-Risk study of 134,056 primary operations. Scientific Exhibition presented at the 63rd Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, February 22-26, 1996, Atlanta, USA
- [122]. Hambri S. K., Gilbertson L. N., Micro mechanisms of fatigue crack initiation and propagation in bone cements. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1995, Vol. 29, 233-237
- [123]. Pernod P., Hernigou P., Aspect morphologique de la porosité du ciment. *Actualités en biomatériaux*. Romillat, Paris, 1996. Vol. 3, 235-240
- [124]. Merckx D., Les ciments orthopédiques in *Conception des prothèses articulaires. Biomécanique et biomatériaux. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT*. Expansion scientifique française, 1993, 44, 67-76
- [125]. Hernigou P., Le polyméthacrylate de méthyle, support de principes actifs en cancérologie. *Dialogue en orthopédie*, 1994, N° 3, 1-3
- [126]. Calderale P. M., PIPINO F., Effect of temperature changes in acrylic bone cement on prosthetic implant surgery. An investigation into the relationship between quantity and temperature changes at different levels on loosening of the implant. *Italian Journal of Orthopaedics and Traumatology*, 1983, Vol. 9, N° 1, 57-65
- [127]. Dalstra M., HUISKES R., Load transfer across the pelvic bone. *Journal of Biomechanics*, Vol. 28, N° 6, 1995, 715-724
- [128]. Lennon A. B., PRENDERGAST P. J., WHELAN M. P., KENNY R. P., CAVALLI C.: Modelling of temperature history and residual stress generation due to curing in polymethylmethacrylate. 12th Conference of the European Society of Biomechanics, Dublin, 2000
- [129]. Schuller H. M., Dalstra M., Huiskes R., Marti R. K., Total hip reconstruction in acetabular dysplasia. A finite element study. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Br]*, 1993, Vol. 75-B, 468-474
- [130]. Zor M., Kucuk M., Aksoy S., Residual stress effects on fracture energies of cement–bone and cement-implant interfaces. *Biomaterials* 23, 2002, 1595-1601
- [131]. Zreiki, J., Comportement du béton au jeune âge dans les structures massives. Application au cas de réparation des ouvrages. Thèse, Ecole Normale Supérieure de Cachan, 2009.
- [132]. Schindler, A.K., Prediction of concrete setting. *Proceedings of the RILEM International Symposium on Advances in Concrete through Science and Engineering*, 1–14, 2004.
- [133]. Lakes, R., Composite Biomaterials - *The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition*. Ed. Joseph D. Bronzino, 2000.
- [134]. Chen, F., Liu, C., Wei, J., Chen, X., Zhao, Z., and Gao, Y., Preparation and characterization of injectable calcium phosphate cement paste modified by polyethylene glycol-6000. *Materials Chemistry and Physics* 125, 3, 818–24, 2011.

- [135]. Khairoun, I., Billon, A., Daculsi, G., Merle, C., and Bouler, J.-M., Improvement of porosity of aCaP cement by incorporation of biodegradable polymer microspheres. *Key Engineering Materials* 284-286, 192–132, 2005.
- [136]. Habraken, W.J.E.M., Liao, H.B., Zhang, Z., et AL., In vivo degradation of calcium phosphate cement incorporated into biodegradable microspheres. *Acta Biomaterialia* 6, 6, 2200–11, 2010.
- [137]. Girod Fullana, S., Ternet, H., Freche, M., Lacout, J.L., and Rodriguez, F., Controlled release properties and final macroporosity of a pectin microspheres-calcium phosphate composite bone cement. *Acta Biomaterialia* 6, 6, 2294–300, 2010.
- [138]. Xu, H.H.K., and Quinn, J.B., Calcium phosphate cement containing resorbable fibers for short-term reinforcement and macroporosity. *Biomaterials* 23, 1, 193–202, 2002.
- [139]. Chen, K.-K., Low, K.-L., Sharif Zein, S.H., et AL., Reinforcement of calcium phosphate cement with multi-walled carbon nanotubes and bovine serum albumin for injectable bone substitute applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 4, 3, 331–9, 2011.
- [140]. Wang, X., Ye, J., and Wang, H., Effects of additives on the rheological properties and injectability of a calcium phosphate bone substitute material. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 78, 2, 259–264, 2006.
- [141]. Alves, H.L.R., Dos Santos, L. A., and Bergmann, C.P., Injectability evaluation of tricalcium phosphate bone cement. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 19, 5, 2241–6, 2008.
- [142]. Wolff, K., Swaid, S., Nolte, D., Bochmann, R.A., Holzle, F., and Muller-Mai, C., Degradable injectable bone cement in maxillofacial surgery: indications and clinical experience in 27 patients. *Otolaryngology Head and Neck Surgery* 5182, 71–79, 2004.
- [143]. Neira, I.S., Kolen'Ko, Y.V., Kommareddy, K.P., Manjubala, I., Yoshimura, M., and Guitian, F., Reinforcing of a calcium phosphate cement with hydroxyapatite crystals of various morphologies. *ACS applied materials & interfaces* 2, 11, 3276–84, 2010.
- [144]. Horstmann, W.G., Verheyen, C.C.P.M., and Leemans, R., An injectable calcium phosphate cement as a bone-graft substitute in the treatment of displaced lateral tibial plateau fractures. *Injury* 34, 2, 141–4, 2003.
- [145]. OOMS, E.M., VERDONSCHOT, N., WOLKE, J.G.C., ET AL. 2004. Enhancement of initial stability of press-fit femoral stems using injectable calcium phosphate cement: an in vitro study in dog bones. *Biomaterials* 25, 17, 3887–94.
- [146]. Lewis, G., Injectable bone cements for use in vertebroplasty and kyphoplasty: state-of-the-art review. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B: Applied biomaterials* 76, 2, 456–68, 2006.
- [147]. Ginebra, M.-P., Canal, C., Espanol, M., Pastorino, D., and Montufar, E.B., Calcium phosphate cements as drug delivery materials. *Advanced Drug Delivery Reviews* 64, 12, 1090–110, 2012.
- [148]. Bohlmann HR. Replacement reconstruction of the hip. *Am j Surg* 1952; 84:268.
- [149]. Haboush EJ. A new operation for arthroplasty of the hip based on biomechanics, photoelasticity, fast-setting dental acrylic, and other considerations. *Bull Hosp Joints Dis* 1953; 14:242.
- [150]. Moore AT, Bohlmann EJ. Metal hip joint, a case report. *j Bone Joint Surg Am* 1943;25:688.
- [151]. Bonvin, Alexis., Evaluation et suivi radiologique de la prothèse Elite Plus TM. Thèse de doctorat, Univ. Genève, 2009, no. Méd. 10578
- [152]. Coventry MB., A historical perspective and the present status of total hip arthroplasty. In: Elsevier, ed. *Excerpta International Congress Series*. New York, 1983.

- [153]. Thompson FR., Two and the half year's experience with a vitallium intramedullary hip prosthesis. *J Bone Joint Surg Am* 1954;36-A:489.
- [154]. Wiles P. The surgery of the osteoarthritic hip. *Br J Surg* 1958;45-193:488-97.
- [155]. Huggler AH, Jacob HA. A new approach towards hip-prosthesis design. *Arch Orthop Trauma Surg* 1980;97-2:141-4.
- [156]. Carlsson LV, Albrektsson BE, Albrektsson BG, Albrektsson TO, Jacobsson CM, Macdonald W, Regner L, Rostlund T, Weidenhielm LR. Stepwise introduction of a bone-conserving osseointegrated hip arthroplasty using RSA and a randomized study: I. Preliminary investigations--52 patients followed for 3 years. *Acta Orthop* 2006;77-4:549-58.
- [157]. Carlsson LV, Albrektsson T, Albrektsson BE, Jacobsson CM, Macdonald W, Regner L, Weidenhielm LR. Stepwise introduction of a bone-conserving osseointegrated hip arthroplasty using RSA and a randomized study: II. Clinical proof of concept--40 patients followed for 2 years. *Acta Orthop* 2006;77-4:559-66.
- [158]. Bohatyrewicz A, Birkenfeld B, Mazurkiewicz H, Tustanowski S. [Scintigraphic bone scans in evaluation of aseptic and septic hip prosthesis loosening]. *Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol* 1993; 58-5:407-11.
- [159]. Manthey N, Reinhard P, Moog F, Knesewitsch P, Hahn K, Tatsch K. The use of fluorodeoxyglucose positron emission tomography to differentiate between synovitis, loosening and infection of hip and knee prostheses. *Nucl Med Commun* 2002; 23-7:645-53.
- [160]. Atkins RM, Langkamer VG, Perry MJ, Elson CJ, Collins CM. Bone-membrane interface in aseptic loosening of total joint arthroplasties. *J Arthroplasty* 1997; 12-4:461-4.
- [161]. Goldring SR, Jasty M, Roelke MS, Rourke CM, Bringhurst FR, Harris WH. Formation of a synovial-like membrane at the bone-cement interface. Its role in bone resorption and implant loosening after total hip replacement. *Arthritis Rheum* 1986; 29-7:836-42.
- [162]. Greenfield EM, Bi Y, Ragab AA, Goldberg VM, Van De Motter RR., The role of osteoclast differentiation in aseptic loosening. *J Orthop Res* 2002; 20-1:1-8.
- [163]. Horowitz SM, Purdon MA. Mechanisms of cellular recruitment in aseptic loosening of prosthetic joint implants. *Calcif Tissue Int* 1995; 57- 4:301-5.
- [164]. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop* 1979-141:17-27.
- [165]. Suh KT, Chang JW, Jung JS. The role of inducible nitric oxide synthase in aseptic loosening after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 2002;84-5:753-7.
- [166]. Mann KA, Bartel DL, Ayers DC. Influence of stem geometry on mechanics of cemented femoral hip components with a proximal bond. *J Orthop Res* 1997;15-5:700-6.
- [167]. Klapach AS, Callaghan JJ, Goetz DD, Olejniczak JP, Johnston RC. Charnley total hip arthroplasty with use of improved cementing techniques: a minimum twenty-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 2001;83-A-12:1840- 8.
- [168]. Crowninshield RD, Brand RA, Johnston RC, Milroy JC. An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1980;62-1:68-78.
- [169]. Ebramzadeh E, Sarmiento A, McKellop HA, Llinas A, Gogan W. The cement mantle in total hip arthroplasty. Analysis of long-term radiographic results. *J Bone Joint Surg Am* 1994;76-1:77-87.
- [170]. Noble P, Tullos H, Landon G. The Optimum Cement Mantle for Total Hip Replacement: Theory and Practice. Vol. 40 Rosemont, IL: The American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1991:145-50.
- [171]. Massoud SN, Hunter JB, Holdsworth BJ, Wallace WA, Juliusson R. Early femoral loosening in one design of cemented hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 1997;79-4:603-8.
- [172]. ABAQUS Ver 9-11, *User Guide*; 2011. H.K. Sorensen. Abaqus user manual.

- [173]. Reilly DT., Burstein AH., The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech* 1975; 8: 393-405
- [174]. El-Sheikh HF, J MacDonalds B, Hashmi MSJ. Material selection in the design of the femoral component of cemented total hip replacement. *J Mater Process Technol* 2002;122:309-17.
- [175]. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech* 1993; 26: 969-90.
- [176]. Bergmann G., Deuretzbacher G., Heller M., Graichen F., Rohlmann A., Strauss J., Duda G. N., Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, 2001, Vol. 34, 859-871. Les données sont disponibles sur le site, <http://www.medizin.fu-berlin.de/biomechanik/Homefrme.htm>
- [177]. Benouis, Ali., Serier Boualem and, Benbarek, Smail, Influence of porosity on the behavior of cement orthopaedic of total hip prosthesis, *Adv. Biomech. Appl.*, 2(1), 1-10, (2015)
- [178]. Bouziane Mohamed Mokhtar., Effets des micro-défauts dans le ciment orthopédique sur le comportement mécanique dans la partie fémorale de la PTH, Thèse de doctorat de l'Université sidi Bel-Abbés, Novembre 2010.
- [179]. Zouambi Leila., Effet d'interaction des cavités sur le comportement du ciment orthopédique de la partie acétabulaire d'une prothèse totale de hanche, Thèse de doctorat de l'Université sidi Bel-Abbés, 2013.
- [180]. Sahli Abderahmane., Modélisation de l'endommagement autour d'une cavité dans le ciment orthopédique des prothèses totales de hanches, Thèse de doctorat de l'Université sidi Bel-Abbés, 2014.
- [181]. **Bounoua Noureddine.**, Etude de l'influence des défauts sur le comportement en rupture de la partie acétabulaire d'une prothèse totale de hanche, Thèse de doctorat de l'Université sidi Bel-Abbés, Septembre 2015.
- [182]. Griffith, AA., The phenomena of rupture and flow in solids. *Philos Trans R Soc London*, 1920, A221:163-98.
- [183]. Sih G.C., et Rice J.R., The bending of plates of dissimilar materials with cracks, *J. Appl. Mech.*, pp. 477-482, 1964.
- [184]. Yehia N.A.B., et Shephard M.S., Automatic crack growth tracking of bimaterial interface cracks, *Int. J. of Fract.*, Vol. 37, pp. 123-135, 1988.
- [185]. Erdogan F., et Sih G.C., On the crack extension in plates under plane loading and transverse shear, *J. Basic Engng.*, Vol. 85, pp. 519-527, 1963.
- [186]. Sih, G.C., Macdonald B., Fracture mechanics applied to engineering problems – strain energy density fracture criterion, *Engng Fract. Mech.*, Vol. 6, pp. 361-386, 1974.
- [187]. Sih, G.C., Chen E.P., Cracks in composite materials, *Mech. of Fract.*, Vol. 6, Martinus nijhoff publishers, 1981.
- [188]. Destuynder Ph., Djaoua M., Sur une interprétation mathématique de l'intégrale de Rice en théorie de la rupture fragile, *Math. Meth. In the Appl. Sci.*, Vol. 3, pp. 70- 87, 1981.
- [189]. Bush M.B., Prediction of crack trajectory by the boundary element method, *Structural Engng. and Mech.*, Vol. 7, N°6, pp. 575-588, 1999.
- [190]. Bouchard P.O., Bay F., Chastel Y., et Tovenia I., Crack propagation modelling using an advanced remeshing technique, to appear in *Computer Meth. In Appl. Mech. and Engng*, 2000a.
- [191]. Jirásek M., Numerical modeling of deformation and failure of materials, Short Course, Aachen, 3-7 Mai 1999.
- [192]. Bush M.B., Prediction of crack trajectory by the boundary element method, *Structural Engng. and Mech.*, Vol. 7, N°6, pp. 575-588, 1999.

- [193]. Belytschko T., Gu L. et Lu Y.Y., Fracture and crack growth by element free Galerkin method, *Modelling Simul. Mater. Sci. Engng.*, Vol. 2, pp. 519-534, 1994.
- [194]. Rashid M.M., The arbitrary local mesh replacement method, an alternative to remeshing for crack propagation analysis, *Computer Meth. in Appl. Mech. and Engng.*, Vol. 154, pp. 133-150, 1998.
- [195]. Jirásek M., Numerical modeling of deformation and failure of materials, Short Course, Aachen, 3-7 Mai 1999.
- [196]. Gurson A.L., Continuum theory of ductile rupture by void nucleation and growth, Part I – Yield criteria and flow rules for porous ductile media, *Transaction of the ASME*, Janvier 1977.
- [197]. Rousselier G., Ductile fracture models and their potential in local approach of fracture, *Nucl. Engng. And Design*, Vol. 105, pp. 97-111, 1987.
- [198]. Rashid Y.R., Ultimate strength analysis of prestressed concrete pressure vessels, *Nuclear Engng and Design*, Vol. 7, pp. 334-344, 1968.
- [199]. Elouard A., Etude numérique par éléments finis de la fissuration avec remaillage automatique – Application à la mécanique des chaussées, Thèse de Doctorat de l'Ecole Nationale des Ponts et Chaussées, Avril 1993.
- [200]. Červenka J., Discrete crack modeling in concrete structures, PhD thesis of the University of Colorado, 1994.
- [201]. ANSYS, Inc. Programmer's Manual for Mechanical APDL, 2009, Release 12.1.
- [202]. Benbarek Smaïl., Effets des défauts et micro-défauts sur le comportement en rupture de ciment orthopédique des prothèses totales de hanches, Thèse de doctorat de l'Université sidi Bel-Abbés, Avril 2008.
- [203]. Benouis Ali, Boulenouar Abdelkader, Benseddiq Noureddine and Serier Boualem, Numerical analysis of crack propagation in cement PMMA: application of SED approach, *Structural Engineering and Mechanics*, Vol. 55, No.1 (2015) 93-109 DOI: <http://dx.doi.org/10.12989/sem.2015.55.1.093>
- [204]. Boulenouar, A., Benseddiq, N., Mazari, M., Two-dimensional Numerical Estimation of Stress Intensity Factors and Crack Propagation in Linear Elastic Analysis, *Engineering, Technology & Applied Science Research*, 3, 506-510, (2013).
- [205]. Benbarek, Smaïl., Bachir Bouiadjra, Bel Abbes., Bouziane, Mohamed El Mokhtar., Achour, Tarik., Serier, Boualem., Numerical analysis of the crack growth path in the cement mantle of the reconstructed acetabulum, *Materials Science and Engineering C*, 2013, 33:543-549.
- [206]. Bouchard P.O., Bay F., Chastel Y., Numerical modelling of crack propagation: automatic remeshing and comparison of different criteria, *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.*, 192 (2003), 3887-3908.