



THESE



Pour l'obtention du diplôme de doctorat

UNIVERSITE DJILLALI LIABES DE SIDI BEL-ABBES
FACUTLTE DE TECHNOLOGIE

SPECIALITE: GENIE MECANIQUE
Option: MECANIQUE DES SOLIDES ET STRUCTURES

Présenté par Monsieur :

CHERFI MOHAMED

**MODELISATION DE L'ENDOMMAGEMENT AUTOUR
D'UNE INCLUSION OSSEUSE DANS LE CIMENT
ORTHOPEDIQUE D'UNE PROTHESE TOTALE DE LA
HANCHE**

Soutenue :

Devant la commission d'Examen

- JURY-

Président :

Mr MOHAMED.BELHOUARI

Pr

Université de sidi Bel-Abbés

Examineurs :

Mrs.

AOUR BENAOUMEUR

Pr

ENP ORAN

MILOUDI ABDELKADER

MCA

Université de Mascara

BOUAFIA FARIDA

MCA

Centre Univ de Ain Timouchent

Directeur de thèse :

Mr. BENBAREK Smaïl

Pr

Université de sidi Bel-Abbés

Co-encadreur:

BOUZIANE Mohamed Mokhtar

MCA

Université de Mascara

2015/2016

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail à :

*Mon père et ma mère que je les souhaite longue vie et santé.
Et je les remercie pour tous l'aide qu'ils m'ont accordés
Le long de ma formation.*

Mes frères, mes sœurs, ma fiancée et toute ma famille.

M.CHERFI

Remerciements :

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

*Mon encadreur Monsieur Smaïl Benbarek,
Mon coencadreur Monsieur Mohamed Bouziane.
Monsieur le professeur Boualem SERJER
Monsieur le professeur Belabbes Bachir Bouiadjra*

J'adresse mes sincères remerciements à Messieurs les membres de jury, qui ont bien voulu faire partie de juger ce travail.

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.

Un grand merci à mes amis et collègues : Mr A.SAHLI, Mr N.BOUNOUA, Mr H. ACHACHE, Mr D.AIT KASSI, Mr A MOULGADA, Mr A.MEHIDI, Mr R.ZAHI, Mr Y.MADANI, Mr S.REFFAS et Mr A.BENOUIS.

Monsieur cherfi mohamed.

Résumé :

Résumé :

En chirurgie orthopédique et plus particulièrement en arthroplastie totale de hanche, la fixation des implants s'effectue généralement au moyen d'un ciment chirurgical constitué essentiellement de polymère (PMMA). Les fractures et les descellements apparaissent à la suite d'un gradient de contraintes élevé. L'origine de ce phénomène vient de la présence des défauts (inclusion osseuse, microcavités.....) qui se trouvent dans le ciment PMMA. L'objet de notre travail est d'étudier l'effet de cette inclusion osseuse dans les zones où les conditions extérieures (charges et formes géométriques) peuvent provoquer la rupture du ciment et par conséquent le descellement aseptique de la prothèse. A cet effet, nous avons étudié l'endommagement dans le ciment, afin d'estimer la longueur de la fissure autour de l'inclusion. Les performances du code de calcul nous permettent d'imposer des conditions aux limites adéquates avec un type de maillage efficace afin de modéliser les paramètres d'endommagement. Le système de charge considéré est le cas de surcharge subi par la prothèse. Nous avons constaté que le risque d'endommagement apparaît essentiellement au centre du ciment, si la position de l'implant est fortement orientée à 50° ou $+23^\circ$.

Mots clés : MEF, prothèse totale de la hanche, ciment orthopédique, PMMA, défaut (inclusion osseuse), biomécanique, endommagement, submodeling.

Abstract

In surgery orthopedic and more particularly in total hip replacement, the implant fixation is generally fixed by bone surgical cement consists essentially of polymer (PMMA). Fractures and loosening appear after a high stress. The origin of this phenomenon is the presence of the defect (inclusion, microvoid.....) in the PMMA cement. Our work is to study the effect of this bony inclusion in areas where external conditions (loads and geometric shapes) can rupture the cement and therefore the loosening aseptique of the prosthesis. For this reason, we study the damage in the cement, to estimate the crack length around the bony inclusion. Performance computer code allowed us to impose conditions with adequate an effective type of mesh to estimate damage in PMMA. The charging system is considered the overloading on the prosthesis. We found that the risk of damage appears at the edge of the inclusion, when the defect is positioned in the center of cement at 50° and $+23^\circ$ position of the implant.

Keywords: FEM, total hip replacement, bone cement, PMMA, defect (bony inclusion) biomechanics, damage, submodeling.

Sommaire

Sommaire

Introduction générale.....	01
I Anatomie, Morphologie, et Constituants de la PTH	
I.1L'arthroplastie de la hanche et la locomotion.....	
I.2 l'articulation de la hanche.....	04
I.2.1 Anatomie et morphologie.....	04
I.2.2 Mouvements.....	05
I.2.3 fonction de la hanche.....	06
I.2.4 Description du tissu osseux du fémur.....	08
I.2.5 Structure de l'os.....	10
I.2.6 Caractéristiques mécaniques de l'os.....	13
I.2.6.1 Résistance à la traction.....	16
I.2.6.2 Résistance à la compression.....	17
I.2.6.3 Résistance au cisaillement.....	18
I.2.6.4 Résistance à la flexion	18
I.2.6.5 Résistance à la torsion	19
I.3 histoire de la prothèse totale de la hanche.....	19
I.4 Définition de la Prothèse Totale de hanche (PTH)	24
I.4.1 Biomécanique des PTH	25
I.4.2 Types de prothèses de hanche	26
I.4.3 Matériau employés dans les prothèses totales de hanche, cimentées	29
I.4.3.1 Biocompatibilité Et Bio-compétence	29
I.4.3.2 Matériaux des implants prothétiques	29
I.4.3.2.1 Alliages.....	30
I.4.3.2.2 Céramiques.....	31
I.5 Dégradation de l'articulation de la hanche	32
I.5.1 Modes de dégradation des PTH	32
I.5.1.1 Facteurs biologiques : débris d'usure	33
I.5.1.2 Comportement en fatigue	34
I.5.1.3 D'autres facteurs	34
I.6 présentation du Ciment chirurgical	35
I.6.1 Caractéristique du ciment PMMA	36
I.6.1.2. Stérilisation	36
I.6.2 Propriétés physiques du PMMA	36

Sommaire

I.6.2.1 Temps de prise ou de durcissement	36
I.6.2.2 Chaleur dégagée	38
I.6.2.3 Viscosité	39
I.6.2.4 Porosité	39
I.6.2.5 Avantages et inconvénients de la porosité	40
I.7 Propriétés mécaniques de ciment orthopédique.....	40
I.8 Utilisation de quelques ajouts ou agents additifs	41
I.9 Techniques de mise-en-œuvre	42
I.10 Complications et limites	43
II Analyse des contraintes dans la prothèse totale de la hanche	
II.1 Introduction	44
II.2 Modélisation tridimensionnelle	45
2.2 Model géométrique	45
2.2 propriété mécanique	46
2.3 conditions aux limites	47
2.4 Position de l'implant	48
2.5 Maillage	49
II.3 Contrainte dans les différents constituants de la PTH	50
3.1 contraintes dans l'os coxal	50
3.2 Contrainte dans la cupule	51
3.3 contrainte dans l'implant	52
3.4 contrainte dans le ciment	53
3.5 contrainte dans le ciment en présence de défaut (inclusion osseuse)	55
3.5.1 Technique de submodeling	56
3.5.2 Position circonférentielle	57
3.5.3 Contraintes de Von mises en présence de l'inclusion	59
3.5.4 Contraintes Max principale en présence de l'inclusion	60
3.5.5 Contraintes circonférentielles, radiales, de cisaillement en présence de l'inclusion.....	63
3.5.5.1 : contrainte S11	67
3.5.5.2 : contrainte S22	69
3.5.5.3 : contrainte S33	70
3.5.5.4 : contrainte S12	71
	72

Sommaire

III Modélisation de l'endommagement 2D dans le ciment	
III.1 Introduction	75
II. 2 Modélisation numérique	76
2-1 Modèle géométrique.....	76
2.1.1 Présentation du modèle	76
2.1.2 Position et dimension	76
2.2 le matériau	77
2.3 Présentation du critère	78
2.4 Les conditions aux limites et le maillage	79
2.5 Position de l'implant fémorale	79
2.6 Estimations de la longueur de la fissure	80
3-1 résultats d'une seule inclusion	81
3-1-1 Effet de la position de défaut et l'orientation de l'implant sur les par	81
l'endommagement L	
3-1-2 Modélisation de l'endommagement en fonction de la position de l'implant	81
3-2 résultats d'interaction inclusion-inclusion.....	84
3-2-1 Effet de l'orientation de défaut (double inclusion) sur les paramètres	
DE l'endommagement L et S	85
3-2-1-1 première position de l'implant (POS 1)	87
3-2-1-2 deuxième position de l'implant (POS 2)	89
3-2-1-3 troisième position de l'implant (POS 3)	92
IV Comportement en rupture d'une fissure émanant d'une inclusion osseuse.	
IV.1 Introduction	93
IV.2 Comportement en rupture du ciment PMMA	94
2.1 Effet de la position circonférentielle sur le ciment	94
2.2 Effet de la position 110° circonférentielle de défaut sur le ciment	101
2.3 Effet de la position de l'implant sur le comportement en rupture	
à la position 100°	103
2.3.1 POS 0°	103
2.3.2 POS +23°	105
2.3.3 POS -23°	109

Sommaire

V Effet de l'interaction inclusion cavité sur le comportement en rupture du ciment PMMA

V.1 Introduction.....	110
V.2 Modélisation tridimensionnelle	110
2.1 Model géométrique	110
2.2 Position circonférentielle du submodel, et schématisation des submodels	111
2.3 Position de l'implant	112
2.4 Maillage de submodel	113
V.3 Comportement en rupture dans le ciment PMMA	114
3.1 Étude comparative entre deux défauts	114
3.2 Effet de la distance d'interaction	121
3.3 L'estimation fissure-cavité à la position 110° dans le ciment.....	127
Conclusion générale.....	130

Introduction générale

Introduction générale

Introduction générale

L'arthroplastie est une opération destinée à restituer la mobilité à une articulation et leurs fonctions aux muscles, ligaments et autres structures constituées de tissu mou qui contrôlent cette articulation en créant un nouveau espace articulaire. Elle a pour objectif de soulager le patient d'une douleur invalidante, de lui redonner un mouvement, et parfois, de corriger une malformation. [1, 2].

Pendant la première opération d'arthroplastie totale de la hanche le chirurgien orthopédiste remplace les deux parties emboîtées de l'articulation naturelle :

*Une pièce remplace le "cotyle" situé sur le bassin.

*Une autre pièce remplace la partie de l'articulation constituée par l'extrémité supérieure du fémur.

Les deux pièces sont complémentaires, mais elles ne tiennent emboîtées l'une à l'autre que grâce au tonus musculaire ; l'articulation ne fonctionne que grâce à l'action des différents muscles qui sont autour de la hanche [1].

A nos jours l'arthroplastie de la PTH s'effectue par deux méthodes différentes, la première est basée sur la fixation avec serrage ; cela permet de sceller les constituants de la PTH sans adhésif. La deuxième est basée sur un liant pour assurer l'adhérence des différents constituants de la prothèse. Dans ce cas le choix étant fait par le chirurgien en fonction de l'âge du patient et de la qualité du support osseux. Dans notre étude on s'intéresse beaucoup plus par l'arthroplastie cimentée. Le ciment orthopédique, continue de jouer un rôle vital comme l'un des biomatériaux synthétiques primaires les plus utilisés en chirurgie orthopédique. L'utilisation sûre et efficace du ciment orthopédique est un facteur critique dans la réussite d'un grand nombre des arthroplasties actuellement [2].

Les ciments à base de résine acrylique pour os actuellement utilisés en chirurgie orthopédique sont du type PMMA (polyméthylméthacrylate) auto durcissant à polymérisation rapide. Ils sont indiqués pour le scellement de prothèses dans l'os vivant au cours d'arthroplasties partielles ou totales de la hanche, du genou ou d'autres articulations. Ces ciments n'ont pas de propriétés adhésives. Leur utilisation repose sur un verrouillage mécanique étroit entre la surface irrégulière de l'os et du ciment de même entre elle et la prothèse et du PMMA. Le PMMA qui se prépare en mélangeant deux formules l'une sous la forme d'une poudre constituée de billes pré polymérisées, l'autre sous forme d'un monomère liquide MMA. Ce

Introduction générale

mélange se polymérise en quelques minutes in vivo [3]. Par sa nature fragile et ses faibles propriétés mécaniques, le ciment est le maillon faible de la chaîne de transfert de charge implant-ciment-os, c'est lui qui casse le premier en présentant des lisères (des décollements) à l'interface ciment-implant ou des micro-fissures, lesquelles avec le temps deviennent plus grandes par fatigue et engendrent la rupture du ciment.

Le descellement des prothèses articulaires cimentées est un problème majeur en orthopédie. La tenue en service d'une prothèse totale de hanche (PTH) dépend de plusieurs facteurs, notamment des propriétés mécaniques des matériaux qui la constituent. L'un des facteurs le plus important est le comportement en rupture du ciment [4,5]. L'existence de fissures dans le ciment, initiées soit par des pores soit par des inclusions (débris d'os) piégées dans le ciment lors de la fixation de la cupule durant l'opération de préparation de l'os receveur.

Sous l'effet de sollicitations mécaniques, ces fissures peuvent se propager et conduire à la rupture brutale de la prothèse [4,6]. Même si d'un point de vue pharmaceutique, les porosités, présentent l'avantage de faciliter le transport de molécules de médicaments, en revanche, en mécanique cette porosité et ces inclusions sont néfaste et sont source d'amorçage de fissures. De ce fait, l'étude du comportement en rupture du ciment revêt une grande importance pour la durabilité de la cupule de la PTH.

L'objectif recherché dans notre travail est l'étude par la méthode des éléments finis du comportement en rupture du ciment fixant la cupule d'une prothèse totale de hanche, ainsi de dévoiler les zones subissant un taux d'endommagement important ainsi l'estimation de la longueur de fissure dans le ciment. Cette dernière est jugée primordiale afin de connaître les facteurs susceptibles d'exposer au risque de rupture du ciment de la prothèse implantée aux patients. Il s'agit de prévoir les zones endommagées dans le ciment, (zones critiques).

Nous analysons en premier lieu la répartition des contraintes autour d'une inclusion de type osseuse (débris d'os) présente dans le ciment fixant la cupule à l'os de l'acétabulum et d'autre part nous déterminons les facteurs d'intensités de contraintes dans les trois modes de rupture en présence d'une fissure émanant de cette inclusion et étudier l'effet de l'interaction inclusion-cavité durant la fonctionnalité de la marche.

Le premier chapitre de ce mémoire est consacré à l'étude bibliographique des affections pouvant nécessiter la reconstruction de l'articulation de la hanche. Dans cette partie, sont précisés les objectifs d'une arthroplastie. Dans l'histoire de l'arthroplastie de la hanche se trouve les solutions apportées au cours du temps pour soulager les patients d'une douleur souvent invalidante et restaurer la fonction articulaire déficiente. Les qualités requises des articulations artificielles sont décrites ensuite dans cet historique riche en évènements. La

Introduction générale

biomécanique de l'os et de la hanche, l'anatomie de l'articulation de la hanche, sont aussi étudiées ainsi que les caractéristiques mécaniques de l'os, son comportement au cours de différents essais (traction, compression, torsion et cisaillement). Ainsi, une importance particulière est portée à la biocompatibilité et la biocompétence des matériaux, critères de base de la biomécanique. Les propriétés physiques et mécaniques des ciments à base de résine acrylique sont actuellement utilisées en chirurgie orthopédique, leurs techniques de mise en œuvre sont indiquées.

Dans le deuxième chapitre nous avons analysé et discuté l'état de contrainte dans les différents composants de la PTH : os coxal, implant, cupule, et beaucoup plus précisément dans le ciment de scellement PMMA, par la méthode des éléments finis, dont laquelle on a introduit plusieurs facteur tel que la géométrie complexe, la charge appliqué (le cas de trébuchement de patient), l'effet de l'orientation et la position de défaut, ainsi la position de l'implant.

Le troisième chapitre est consacré à la modélisation bidimensionnelle de l'endommagement toujours par la méthode des éléments finis, sur laquelle on a pu estimer la longueur de la fissure et la surface endommagée, cela sous l'effet d'une surcharge vaut (7 fois la charge appliqué par le poids d'un corps humain de moyenne taille).

Suite aux résultats obtenus dans le chapitre 3, nous avons étudié dans le chapitre 4 le comportement en rupture du ciment orthopédique (PMMA) dans les trois modes, en présence d'une fissure émanant d'une inclusion osseuse. Cette étude a été réalisée en utilisant une modélisation tridimensionnelle, et la méthode de submodeling. Dans ce chapitre le calcul du facteur d'intensité de contrainte, nous a permet d'étudier les probabilités de propagation de la fissure sous l'effet des paramètres extérieurs.

Le dernier chapitre est consacré à l'étude de la probabilité de propagation de la fissure et de prédire l'orientation, la position critique, l'effet de l'interaction (inclusion-cavité). Notre évaluation est basée sur le calcul du facteur d'intensité de contrainte pour les trois modes.

Chapitre I

I.1 L'ARTHROPLASTIE DE LA HANCHE ET LA LOCOMOTION :

L'arthroplastie de la hanche est une intervention chirurgicale permettant de soulager les patients des douleurs engendrées par l'atteinte et de restaurer l'amplitude de mouvement articulaire [6]. Normalement, peu de temps après l'intervention chirurgicale, les patients sont en mesure de se déplacer et d'effectuer leurs activités de la vie quotidienne sans assistance ni aide orthopédique [7]. Malgré une satisfaction générale chez les patients, des déficits persistent jusqu'à un an postopératoire affectant entre autres, la locomotion, et ce, même si aucune douleur n'est présente [8].

En période postopératoire, ces mêmes questionnaires fournissent de l'information sur l'influence de l'intervention chirurgicale par rapport aux capacités fonctionnelles des patients. Fréquemment, les questionnaires sont remplis en périodes pré et postopératoire dans le but de comparer les résultats. Malgré un rétablissement des capacités fonctionnelles en période postopératoire, des déficits semblent, cependant, persister en ce qui concerne la qualité de marche [9,10,11].

I.2 L'ARTICULATION DE LA HANCHE :**I.2.1 Anatomie et morphologie :**

L'articulation de la hanche ou articulation coxo-fémorale est une articulation de type sphérique (énarthrose) à 3 degrés de liberté. Elle est constituée d'une tête fémorale logée dans une cavité semi-sphérique (l'acetabulum). La tête fémorale est une portion de sphère (2/3) de 25 mm de rayon et de 240° d'ouverture angulaire. Le maintien de la tête dans l'acetabulum et sa stabilité sont assurés par la profondeur de l'acetabulum, le centrage de la tête, la pression intra-articulaire négative, les ligaments et les muscles péri-articulaires. Le cartilage amortit les efforts et répartit leur transmission dans l'articulation ; il permet le glissement des os les uns sur les autres. Les muscles apportent la puissance à la hanche et à la jambe pour bouger et les tendons rattachent les muscles aux os. Cette articulation est stabilisée par des ligaments puissants (Figure 1.1) :

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

- Le ligament pubocapsulaire.
- Le ligament iliofémoral : c'est le ligament le plus puissant du corps humain. Il est attaché à la capsule articulaire et la renforce.
- Le ligament de la tête fémorale ou ligament rond (Teres Femoris) : il relie la tête du fémur au fond de la cotyle. Il est couvert par la membrane synoviale. Sa résistance varie énormément d'une personne à l'autre. Ce ligament est en tension quand la cuisse est en flexion et adduction. Il contribue à la vascularisation de la tête.
- Le ligament ischiocapsulaire.
- Le ligament glénoïdien (labrum glénoïdale) : c'est un anneau fibrocartilagineux attaché à l'acetabulum qui forme un cercle complet entourant la tête fémorale en le stabilisant.
- Le ligament transverse (ligamentum transversum acetabuli) : il est constitué de fibres très résistantes et permet le passage de vaisseaux dans l'articulation.

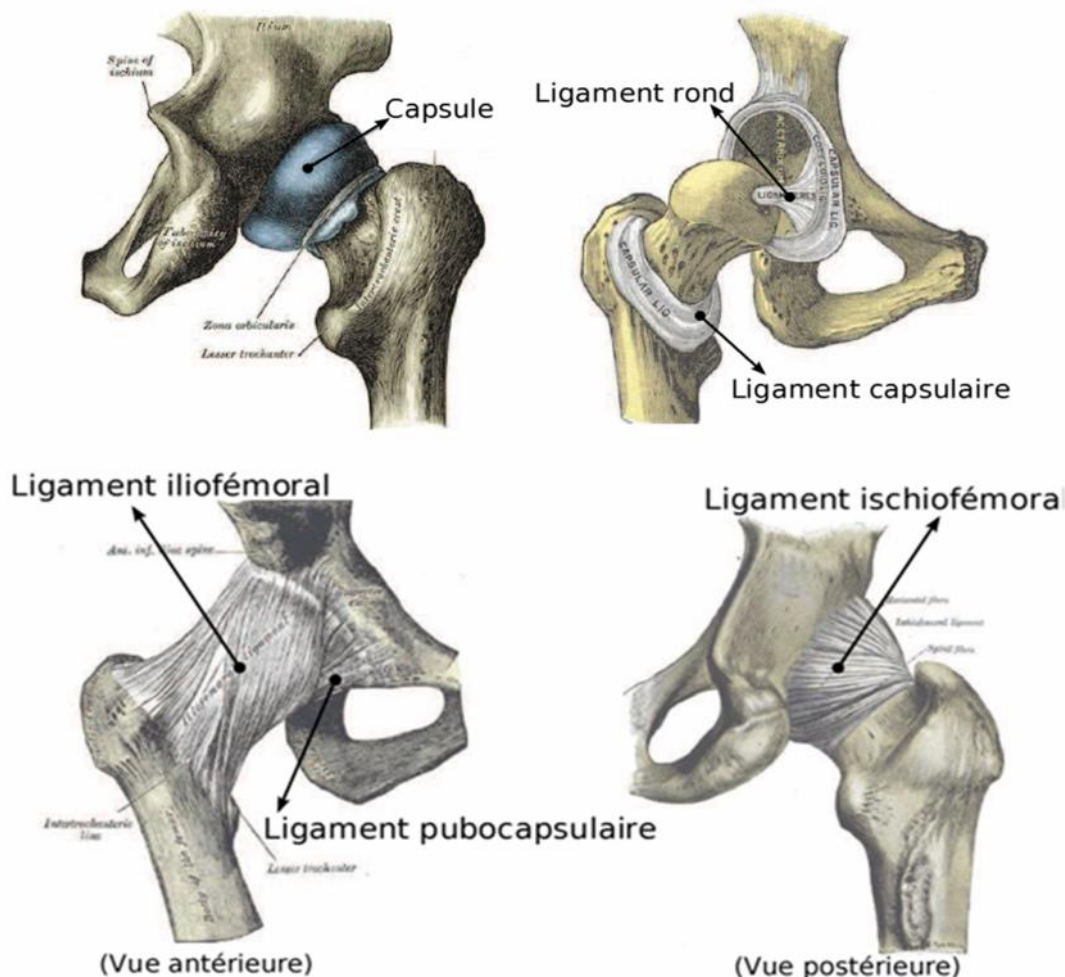


Figure I.1 Ligaments de l'articulation de la hanche saine. [12]

I.2.2 Mouvements :

Les mouvements de l'articulation de la hanche peuvent se décomposer en mouvements de flexion/extension, d'abduction/adduction et de rotations interne et externe autour de l'axe horizontal dans le plan frontal (Figure I.2).

– Flexion - extension : axe frontal, horizontal

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

Extension : limitée à 15° par le ligament iliofémoral

– Abduction - adduction : axe horizontal, sagittal

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

Adduction : 20° à 30° (position instable)

– Rotation autour de l'axe vertical

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

Externe : 45° à 60°, limitée par le ligament ilio-fémoral (position instable)

Les principaux muscles qui permettent le mouvement de la hanche sont (Figure 1.3) :

– Le psoas iliaque : il permet la flexion de l'articulation coxo-fémorale, et accessoirement, il est externe de la cuisse.

– Le muscle sartorius : son action est la flexion et l'abduction de la cuisse sur le bassin.

– Le tenseur du fascia lata : c'est un muscle fléchisseur, abducteur (en éloignant la cuisse du plan médian du corps) et rotateur de la cuisse.

– Le muscle moyen adducteur (M. Adductor longus) : il assure l'adduction et la rotation externe.

– Le muscle grand adducteur (M. Adductor magnus) : son rôle essentiel est l'adduction et la rotation.

– Le muscle droit fémoral : son action principale est l'adduction de la cuisse et la rotation externe de celle-ci.

La lubrification de cette articulation est assurée par le liquide synovial qui est présent dans l'espace articulaire délimité par la capsule articulaire. Il s'agit d'un liquide visqueux jaune pâle et qui présente une propriété de cisaillement en film mince, pouvant se comporter comme un fluide newtonien. Il provient essentiellement du sang en empruntant les capillaires à l'intérieur de la membrane synoviale. Cette même membrane synoviale sécrète, grâce aux cellules qui la composent, l'acide hyaluronique, ce qui confère au liquide synovial une

consistance visqueuse produit par la membrane synoviale. Le liquide synovial est aussi constitué de glycoprotéines et de phospholipides [13].

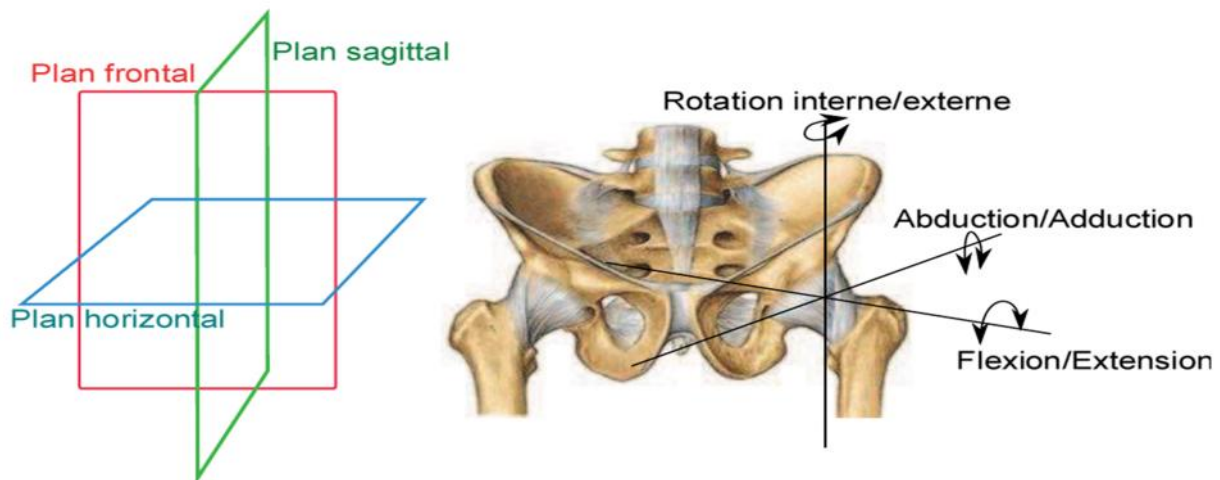


Figure I.2 Plans anatomiques et degrés de liberté de l'articulation de la hanche [14].

I.2.3 fonction de la hanche :

L'articulation coxo-fémorale, communément appelée la hanche, est la jonction qui relie la cuisse au bassin par le fémur et l'os iliaque. La hanche est une articulation synoviale (énarthrose) sphéroïde où la surface sphérique d'un os s'insère dans la cavité concave d'un autre os (Figure I.2). Plus spécifiquement dans le cas de la hanche, la tête du fémur s'imbrique parfaitement dans la cavité cotyloïde du pelvis (acétabulum).

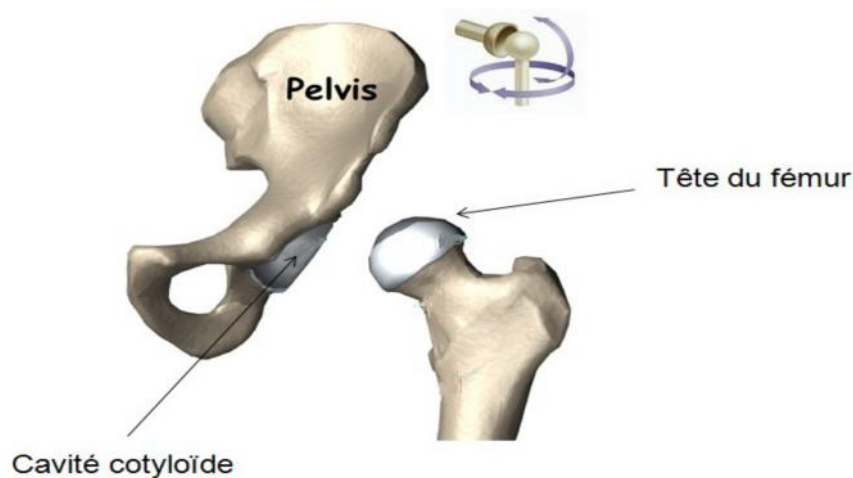


Figure I.3: L'articulation coxo-fémorale une articulation sphéroïde.

La structure sphéroïde de cette articulation lui permet des mouvements multiaxiaux d'une grande amplitude. Ensemble, les structures passives (le bourrelet cotyloïdien, la capsule articulaire et les ligaments), de même que les structures actives (les muscles), assurent la stabilité de cette articulation. Par conséquent, la hanche est l'une des articulations les plus efficaces du corps humain [15] car elle permet d'effectuer des rotations de grandes amplitudes, et ce, dans toutes les directions, tout en conservant une bonne stabilité grâce au travail de ses structures anatomiques et musculaires (Tableau I.1).

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

Tableau I.1: Mouvements et leurs amplitudes des principaux muscles agissant cette articulation [15].

I.2.4 Description du tissu osseux du fémur :

D'un point de vue mécanique, l'os est un milieu fortement hétérogène à trois niveaux structurels. Une coupe transverse dans la partie médiale d'un os long tel que le fémur permet de distinguer du centre vers l'extérieur : la moelle osseuse, l'os spongieux et l'os cortical.

L'os cortical (os compact) forme la paroi externe de l'os. Il est constitué d'un ensemble d'unités structurales élémentaires cylindriques, appelées ostéons, noyées dans une matrice de lamelles interstitielles. Chaque lamelle est constituée d'un réseau de fibres de collagène enroulées hélicoïdalement et insérées dans des cristaux d'hydroxy-apatite. De cet ensemble, il résulte une structure très compacte, hétérogène et anisotrope.

L'os spongieux, à l'intérieur de l'os, s'organise sous forme de travées orientées dans différentes directions formant une structure alvéolaire. Pour éviter le cisaillement de la base du col, l'extrémité proximale du fémur présente une structure trabéculaire très particulière : les fibres de spongieux sont orientées dans les directions des sollicitations (les flèches sur la Figure I.6 illustrent ces directions) et sont réparties entre deux faisceaux principaux, le faisceau arciforme (groupe de faisceaux 1 sur la Figure I.4(C)) et l'éventail de sustentation (groupe de faisceaux 2 sur la Figure I.6) et un système secondaire (groupes de faisceaux 3 et 4 sur la Figure I.6).

Au niveau de l'os coxal, plusieurs groupes de travées distincts sont observables en s'organisant sous forme de travées sacro-cotyloïdiennes (groupes de faisceaux 5 et 6 sur la Figure I.6) et de travées sacro-ischiatiques (groupes de faisceaux 7 et 8 sur la Figure I.6). L'os sous chondral est l'os « hybride » entre le spongieux et le cortical. Il se trouve au niveau des articulations sous le cartilage [16].

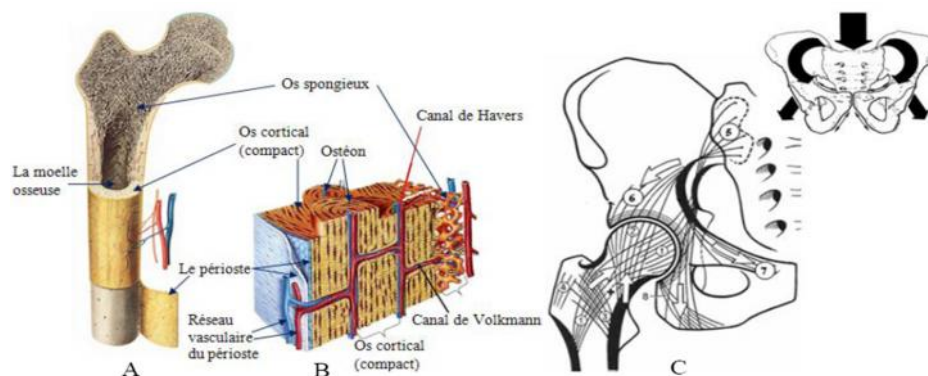


Figure I.4 A, B, C : Description du tissu osseux [16].

* A : architecture du tissu osseux au sein du fémur.

* B : organisation globale du tissu osseux.

* C : répartition de l'os spongieux organisé sous forme de travées au sein du fémur et de l'os coxal : plusieurs groupes de faisceaux 1, 2, 3 et 4 pour le fémur et 5, 6, 7 et 8 pour l'os coxal sont distincts [18].

I.2.5 Structure de l'os :

L'os humain est un matériau vivant en perpétuelle évolution. Il sait s'adapter aux sollicitations auxquelles il est soumis. Sa morphologie se transforme avec l'âge : changement de masse lors de la croissance, d'architecture et de propriétés mécaniques lors du remodelage (consolidation d'une fracture).

Sa composition structurelle lui permet d'avoir un comportement dur (organiques/céramiques) [19] contenant essentiellement du phosphate de calcium (69% en poids), sous forme de cristaux d'hydroxyapatite et de phosphate de calcium amorphe, des fibres de collagène (20% en poids) et de l'eau (9%), avec des niveaux multiples d'organisation et d'excellentes propriétés mécaniques.

D'autres matières organiques, telles que les protéines, les polysaccharides et les lipides sont également présentes en faibles quantités.

Le réseau de microfibrilles de collagène, dont le diamètre varie de 100 à 2.000 nm, constitue la matrice. Les cristaux d'hydroxyapatite (environ 40 à 60 nm de longueur, 20 nm de largeur et 1,5 à 5 nm d'épaisseur), sous forme de plaques ou d'aiguilles, sont déposés sur les microfibrilles de collagène, parallèlement à celles-ci, de manière à ce que la dimension la plus grande des cristaux coïncide avec celle de l'axe longitudinal des fibres [20].

L'os est entouré d'une membrane richement innervée et vascularisée (Figure I.2 : le périoste) [21]. Sous celui-ci, se trouve une couche de tissu osseux semblable à de l'ivoire. L'os cortical, compact et de densité élevée [22], à cellules fermées et à structure lamellaire, correspondant aux régions des contraintes élevées. Les lamelles osseuses sont disposées en systèmes de Havers ou ostéons, centrées sur le canal de Havers [3].

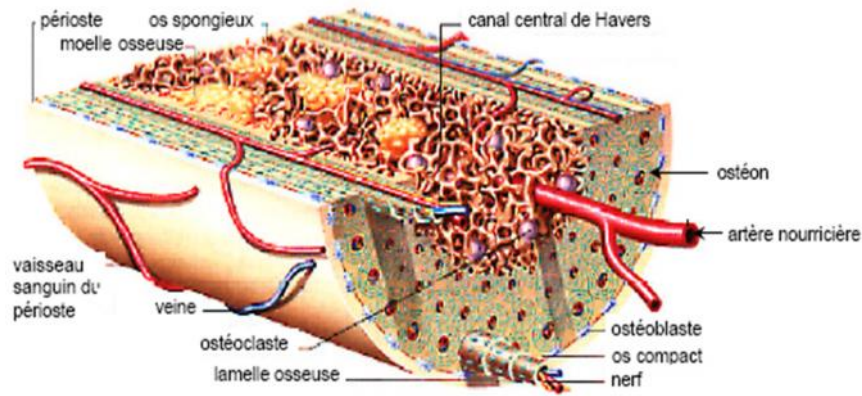


Figure I.5 : coupe de l'os [23].

En dessous de l'os cortical, le tissu osseux devient beaucoup moins dense. C'est l'os spongieux ou trabéculaire, à cellules ouvertes et de structure filaire qui se développe dans les zones soumises à de faibles contraintes [24] dont la trame contient la moelle osseuse. L'os sous-chondral, c'est-à-dire l'os situé sous le cartilage articulaire, possède une structure et des propriétés mécaniques voisines de celles de l'os cortical.

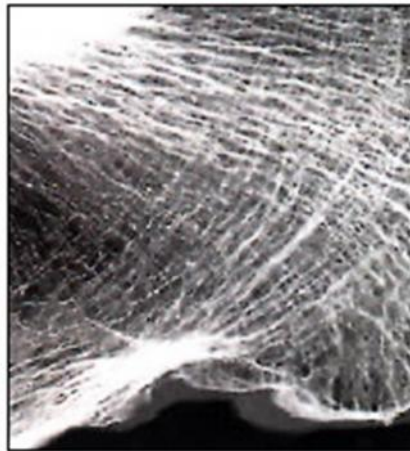


Figure I.6 : organisation de l'os spongieux [24] en travées plus ou moins courbes (trabécules) suivant la trajectoire des contraintes principales.

La morphologie de l'os reflète, entre autres, la différence entre la fonction des ostéoblastes et celle des ostéoclastes Figure I.6. Les premiers étant responsables de la construction osseuse et les seconds de la résorption osseuse [25].

Une contrainte d'intensité normale produit une déformation élastique de l'os. Bombelli fait l'hypothèse que cette contrainte est à l'origine de l'équilibre dynamique existant entre l'activité des ostéoblastes et celle des ostéoclastes.

Pour chaque os, d'une personne adulte en bonne santé, il existe une contrainte optimale pour laquelle la construction et la destruction osseuses sont dans un état d'équilibre fluctuant, c'est-à-dire, que le renouvellement de l'os est régulier.

En réponse à un accroissement ou à une diminution de la contrainte, l'os augmente ou réduit la fonction métabolique. Lorsque la contrainte augmente, il se produit d'abord une stimulation de l'activité des ostéoblastes pouvant conduire à une ostéosclérose.

Une contrainte excessive peut susciter, en produisant une stimulation des ostéoclastes, la formation de kystes voire l'effondrement de l'os. Inversement, la réduction de la contrainte se traduit par une ostéoporose, probablement due à la diminution de l'activité ostéoblastique ou à l'accroissement de l'activité des ostéoclastes. Plusieurs recherches ont montrées que l'orientation et la distribution de la densité de l'os trabéculaire et de l'os cortical [22,23] coïncident avec les exigences de structure et permettent de résister de manière optimale aux contraintes supportées par l'os en charge [24].

C'est à partir de ces observations [1] que la loi de Wolff, énonçant que la croissance de l'os est fonction de la distribution des contraintes (ou des déformations) dans l'os, a été établie. Pour toutes ces raisons, il est essentiel de ne pas modifier, lors de la reconstruction de l'articulation coxo-fémorale, le schéma des contraintes et l'intensité normale appliquées à la hanche naturelle. Selon Huiskes [23], une part au moins du remodelage osseux consécutif à une arthroplastie est due à l'importante modification du schéma de contraintes dans l'os.

I.2.6 Caractéristiques mécaniques de l'os [16] :

La connaissance des caractéristiques mécaniques de l'os joue un rôle essentiel pour la compréhension des mécanismes des fractures et pour le choix des méthodes thérapeutiques.

La première structure de l'os a été mise en évidence en 1866. Elle présentait la section frontale de l'extrémité supérieure du fémur [16]. 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 [28]. L'idée fut acceptée et en

1870 Wolff [29] 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. Cette méthode peut conduire à la connaissance de la répartition des contraintes, de leurs états et de leurs niveaux résultants de l'application d'une force isolée. Elle reste, cependant, très approximative dans des conditions physiologiques, en particulier sur le plan quantitatif ;
- Techniques de microscopie acoustique très performantes pour définir les différentes constantes 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.
- 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 qui 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 [6], 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 [30] 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 à un comportement anélastique et sa déformation met une dizaine de minutes pour disparaître [31].

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

En 1978, des travaux ont conduit à un module d'élasticité très bas de l'ordre de 0.8 kgf /mm² [32] à 1.2 kgf/mm² [33] (Figure 1.7);

- A de faibles contraintes inférieures à la limite d'écoulement, l'os présente un comportement élastique linéaire classique (Figure I.6);
- 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.4 B a un aspect de boucle fermée en hystérésis. Ce comportement a été observé en 1976 [32].
- A des contraintes élevées, les courbes de charge et de décharge ne sont plus superposées. Ceci est dû à l'absence de contraintes pendant le processus de décharge. Elle laisse persister une déformation résiduelle et un aspect de boucle ouverte en hystérésis (Figure I.4 C).

Les os de l'enfant ont un module d'élasticité plus faible que ceux de l'adulte et ils sont susceptibles d'absorber plus d'énergie avant de se fracturer [34]. Il existe donc chez l'enfant une large zone de déformation non élastique

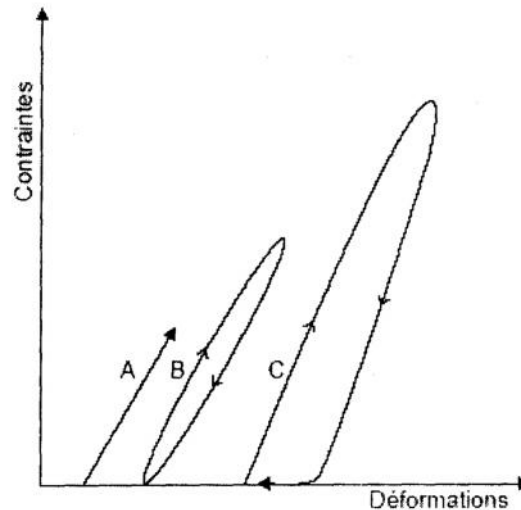


Figure I.7 : Chargements cyclique de l'os [30,31].

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 [30]. 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 [35]. 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.

I.2.6.1 Résistance à la traction :

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

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

$$P=S.K$$

Où:

S : est la surface de l'os;

K: est la contrainte de rupture en traction.

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

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 %) [36].

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 [36].

I.2.6.2 Résistance à la compression :

L'expression définissant la résistance à la compression est la même que celle à la traction soit $P = SK$, mais cette fois K est la charge de rupture en compression, différente de celle en traction. La contrainte de résistance à la compression de l'os cortical varie selon les auteurs de 12.56 à 25 kgf /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 [37]. 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 [36]. Pour ces auteurs, la présence d'une zone de déformation plastique en tension est comparable à celle observée dans les matériaux polymères et correspond à la création de vides. Pour d'autres, elle est due à la formation de microfractures dans l'os cortical. En compression, la loi de comportement reste linéaire, c'est-à-dire que l'os se rompt brutalement sans déformation plastique apparente (Figure I.8).

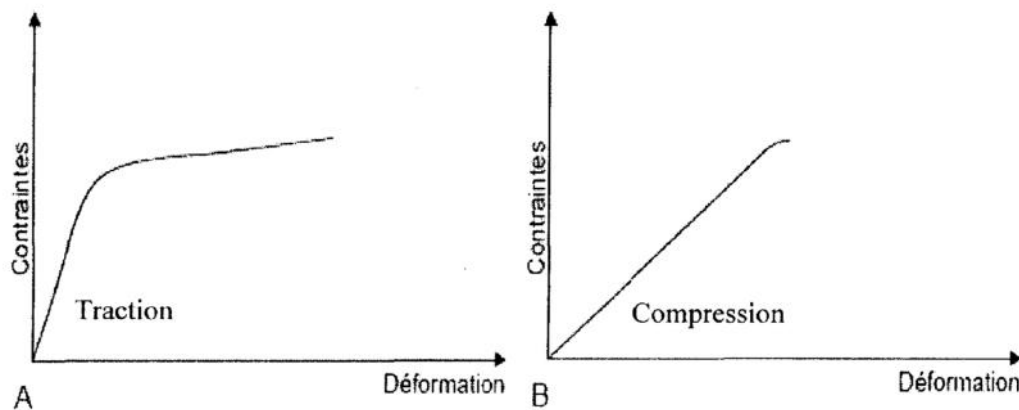


Figure I.8 : Courbes contraintes-déformation du fémur [36].

I.2.6.3 Résistance au cisaillement :

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

I.2.6.4 Résistance à la flexion :

La résistance à la flexion de l'os cortical varie de 10 à 20 kgf /mm². Elle augmente avec le moment d'inertie de l'os. Celui-ci croît avec l'accroissement de la distance qui sépare la masse osseuse de l'axe neutre. Ce comportement semble expliquer l'élargissement du canal médullaire du sujet âgé conduisant à une résistance équivalente avec moins de masse osseuse. Ce ci permet également d'expliquer les résultats obtenus à partir de mesures de microdureté des diaphyses [38]. Ce paramètre diminue de l'endoste vers le périoste. La partie la plus dure est logiquement la plus éloignée de l'axe neutre (Figure I.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.

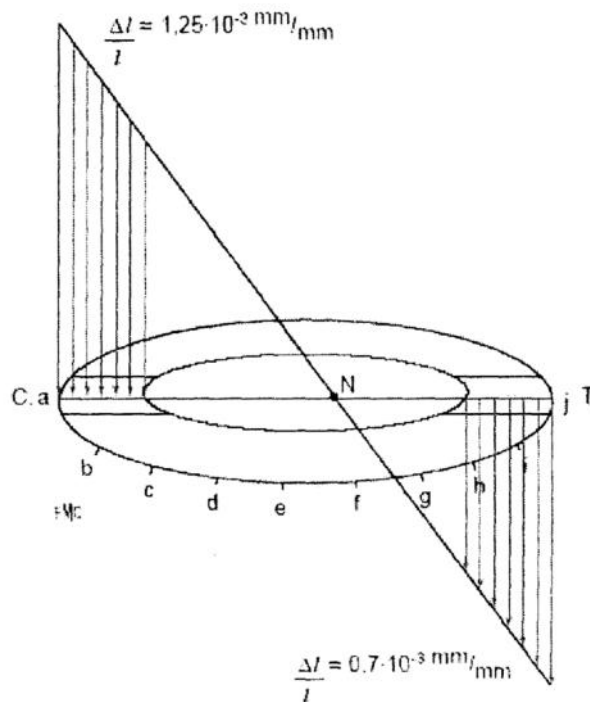


Figure I.9 : Variation de la microdureté[38] ; charge appliquée :P=100Kg.

I.2.6.5 Résistance à la torsion :

La résistance à la torsion de l'os varie de 4 à 9.3 kgf /mm² avec une moyenne de 7 kgf /mm² [30]. Ces valeurs sont comparables à celles obtenues à partir d'un os entier (5 à 6 kgf/mm²) par d'autres auteurs. 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 expliqué que les os les plus longs sont exposés à des fractures spiroïdales. Plus l'os a un gros diamètre, moins il est vulnérable.

I.3 histoire de la prothèse totale de la hanche :

A partir du 20^{ème} siècle, les chirurgiens orthopédistes étaient confrontés à deux types d'atteinte de la hanche : l'arthrose et la fracture du col de fémur. Les conséquences de l'arthrose sont connues. Avec l'usure, le cartilage disparaît ; ce précieux revêtement qui permet le glissement harmonieux à l'intérieur du fémur et de la cavité cotyloïdienne [39].

Pour remplacer le cartilage, de nombreux matériaux ont été interposés entre la tête du fémur et la cotyle : plâtre, bois caoutchouc, zinc, etc. Aucune de ces interfaces n'a convenu : toxiques, mous, fragiles.

Les premiers résultats convaincants ont été obtenus en 1923 par Smith-Peterson [19]. Ce jeune chirurgien de Boston, lors de l'une de ces interventions, a extirpé du dos d'un patient, un éclat de verre qui était resté à cet endroit pendant une année et a été parfaitement supporté par l'organisme. L'observation de cette réaction lui a donné l'idée de réaliser une application orthopédique. Ainsi, il fait construire de fines couches de verres qu'il entropose entre les deux surfaces de la hanche.

Cette lentille de quelques millimètres d'épaisseur guide le travail de réparation de l'organe détérioré. Hormis sa fragilité, l'inconvénient majeur de cette méthode reste la nécrose de la tête fémorale, liée à la section des vaisseaux pendant l'opération.

Le professeur John Charnely de Manchester, en Angleterre, est l'un des très grands noms de l'orthopédie [19].

Sa démarche, que nous allons tenter de décrire, est à l'origine d'une révolution dans le domaine de la prothèse de hanche. Après quelques hésitations, le concept proposé s'appuie sur plusieurs principes complémentaires et totalement innovants : un nouveau matériau (fixation au ciment) et une nouvelle taille de tête fémorale.

Pour Charnely, la clef de la réussite dépend de la diminution du frottement entre les deux surfaces articulaires, responsables du (grippage) si préjudiciable aux prothèses métal-métal.

Dans un premier temps, Charnley va donc rechercher un matériau pour remplacer ce cartilage détruit [25,26].

Dans la coxarthros, celui-ci doit offrir le plus petit coefficient de friction possible et être parfaitement toléré par l'organisme. A l'époque, c'est le polytétrafluoroéthylène ou Téflon qui remplit ces critères.

Charnley développe donc le concept de cartilage articulaire synthétique et recouvre les surfaces articulaires remodelées d'une fine pellicule de ce plastique. Ces minces cupules donnent des résultats immédiats spectaculaires. Hélas, très vite, la tête fémorale luxée puis rabotée pour recevoir la "coquille" de Téflon, subit la même complication qu'avec les cupules de Smith-Petersen, (la nécrose ischémique), les résultats ne sont pas au rendez-vous. Toutefois, Charnley vient de faire l'expérience d'un nouveau matériau : le plastic.

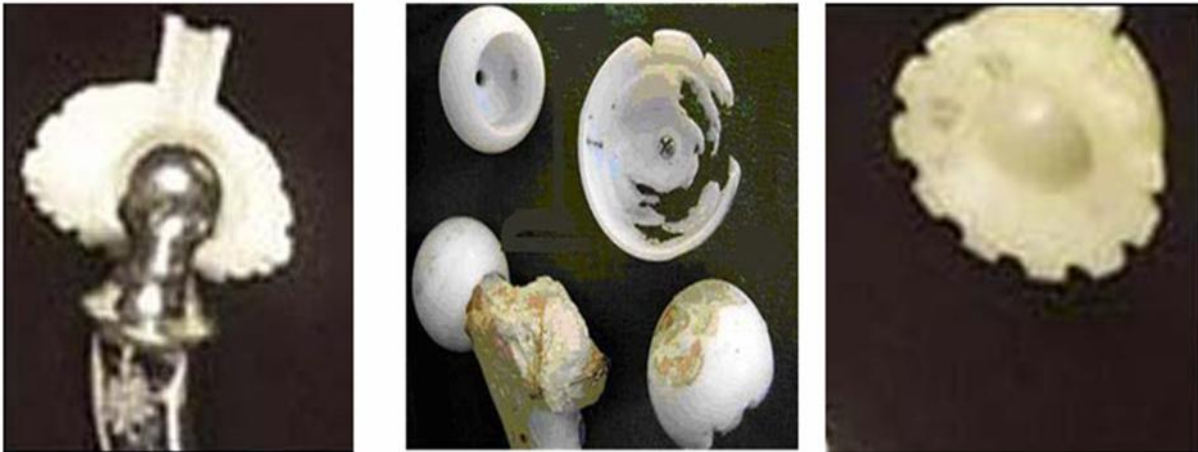


Figure I.9A : Concept de cartilage articulaire synthétique, et et cupules synthétique.

Charnley s'intéresse alors aux prothèses de Moore qui éliminent ce risque en remplaçant la tête fémorale. Mais celles-ci ont le même défaut que les prothèses des frères Judet : elles se descellent. En s'appuyant sur les travaux du Docteur Wiltse, publiés en 1957, Charnley retient la possibilité d'utiliser l'acrylique auto durcissant, comme méthode de fixation prothétique. Cette technique est déjà utilisée par les dentistes. A partir de 1959, ces prothèses de Moore seront fixées avec du polyméthacrylate de méthyle qu'il appellera «ciment à os» [25].

Des dizaines de patients sont opérés et, comme prévu, les résultats sont bien meilleurs que ceux obtenus avec la même prothèse sans ciment. Charnley propose donc de cimenter ses prothèses [26].

Dans un deuxième temps, afin de protéger la cotyle tout en diminuant encore le coefficient de frottement, il ne fera plus frotter les prothèses de Moore sur le cartilage abîmé mais sur du téflon. Sa prothèse devient totale, du côté cotyloïdien il reprend alors ses premiers cotyles en téflon et pose des prothèses que l'on peut qualifier d'hybrides, composées d'un cotyle type «cartilage artificiel», de son invention, en face d'un élément fémoral en métal, type Moore, fixé au «ciment à os». Les résultats sont assez bons ... Mais le cotyle, très fin s'use rapidement et continue à se desceller dans un nombre non négligeable de cas.

En 1960, Charnley décide alors de diminuer encore le risque de descellement en diminuant le frottement entre pièce fémorale et pièce cotyloïdienne. Sa solution est très innovante. Il va s'éloigner du diamètre naturel d'une tête de fémur, passant de 41 millimètres à 22 millimètres [26]. La démonstration est mathématique : pour un même couple, plus la tête fémorale est petite et moins le frottement est important. C'est la fameuse «prothèse à faible friction», (low-friction arthroplasty).

Ce petit diamètre de la tête fémorale a un autre avantage : il laisse plus de place pour placer la cotyle en Téflon à l'intérieur de l'os cotyloïdien. L'épaisseur de la cotyle, en face, augmente. Toutefois, quelques années plus tard, la petite tête impose une pression insupportable à la cupule qui s'use beaucoup trop vite.

Le chirurgien ne revient pas en arrière. Attaché au principe de la petite tête, il préfère un plastic plus solide que le téflon. Il choisit, en 1962, le polyéthylène de haut poids moléculaire. Celui-ci possède un coefficient de friction contre l'acier 5 fois supérieur au téflon, mais sa résistance à l'usure est 500 à 1000 fois supérieure.

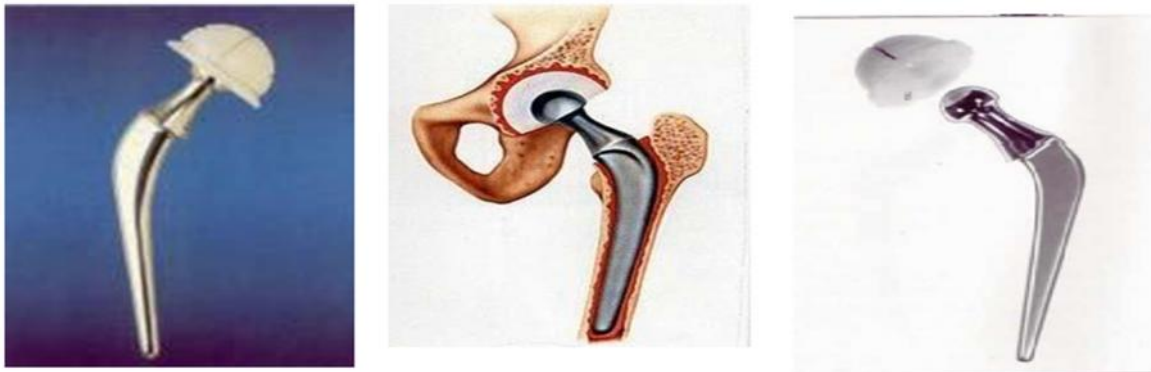


Figure I.9A : Les prothèses utilisées par Charnley au début.

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

Charnley est proche de sa solution. Cependant, chez les patients opérés, un nouvel inconvénient se présente :

Les petites têtes fémorales se luxent plus facilement. Charnley change donc sa voie d'abord et propose une solution spécifique : la trochantérotomie. L'incision est latérale, le grand trochanter est sectionné pour dégager l'articulation. Celui-ci devra être cerclé avec des fils métalliques en fin d'intervention ce qui retend les muscles fessiers, éléments stabilisateurs de la hanche. Cette technique diminue grandement les risques de luxation mais le patient ne reprendra l'appui du côté opéré que cinq semaines après l'opération.

Au début des années 70, le monde de l'orthopédie connaît et analyse avec un certain recul, tant temporel que numérique, les résultats de la technique de Charnley. Ils sont bons et même très bons.

La fixation par le ciment résout le problème de la tenue des prothèses de hanches à tel point qu'elle devient obligatoire aux Etats-Unis à partir de 1972. L'insertion du ciment, avec un faible taux de friction, entre petite tête métallique et cotyle, permet de diminuer l'usure du couple de frottement.

Avant Charnley, une prothèse devait durer 5 voire 10 ans, ce qui la réservait aux personnes les plus âgées, avec Charnley le monde de l'orthopédie retient son souffle, les prothèses durent plus de 5 ans, à plus de 10 ans, souvent à plus de 15 ans. Au début des années 1980, les premiers descellements surviennent. En occident, des centaines de milliers de prothèses totales de hanche sont posées chaque année. Merle d'Aubigné participe à la diffusion de ce type de prothèse en France à l'Hôpital Cochin, où elles sont toujours posées aujourd'hui par la même voie d'abord : la trochanterotomie. Cependant, certains éléments vont progressivement modifier l'utilisation systématique du ciment.

Les patients ont changé. Il devient de moins en moins admissible de souffrir d'une maladie de la hanche ; les opérés sont de plus en plus jeunes. Le travail demandé à l'articulation artificielle est de plus en plus proche d'une articulation naturelle avec reprise d'activité ordinaire voire sportive [19] [25,26].

«Le ciment acrylique se trouve donc peu adapté à ces nouvelles conditions. L'os humain, surtout chez le jeune sujet, est une structure évolutive en perpétuelle activité de remodelage en fonction des contraintes biomécaniques à la marche et à l'effort.»

Charnely propose donc au monde de l'orthopédie une triple solution au problème posé :

- Basse friction et donc faible taux d'usure par roulement d'une tête métallique de petit diamètre dans une cotyle épaisse en plastic polyéthylène.
- Fixation des composants par un ciment acrylique.
- Voie d'abord par section de l'os trochantérien pour retendre les muscles fessiers et diminuer les risques de luxations, dues au petit diamètre de la tête fémorale prothétique.

Ce trépied établit un juste équilibre entre les trois risques : usure, descellement et luxation. Au début de sa pratique, Charnely croyait à l'efficacité de l'ancrage de ce ciment dans l'os spongieux et enlevait l'os sous-chondral, os compact et résistant situé sous le cartilage. Il cherchait à médialiser le centre de rotation, c'est-à-dire, le rapprocher légèrement du plan de symétrie du corps par creusement de l'acetabulum, afin de raccourcir le bras de levier poids du corps P, Figure I.10, et augmenter le bras de levier des muscles abducteur M (moyen fessier) en rattachant latéralement le grand trochanter T ostéotomisé. Il attribua plus tard le taux élevé de migration de la cupule, avec un recul de 12 à 15 ans, à ce creusement excessif de l'acetabulum, schéma de PAUWELS.

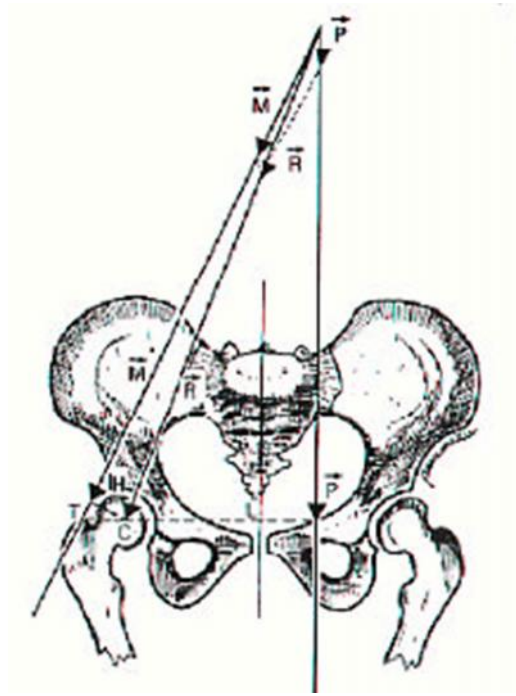


Figure I.10: Schéma de la balance de PAUWELS

Lorsque le corps humain est en appuis monopodal, le bassin qui tend a basculer du cote décharger et maintenu en équilibre par la contraction du moyen fessier M

C : centre de rotation P : poids du corps R : résultantes des forces appliquées [40].

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 la verticale passant par le centre de gravité du corps.

I.4 Définition de la Prothèse Totale de hanche (PTH) :

La mise en place d'une PTH consiste à remplacer l'articulation de la hanche comprenant la tête du fémur et la cavité du bassin appelée cotyle par du matériel prothétique. La Figure 1.6 montre une articulation saine et dégradée et une PTH.

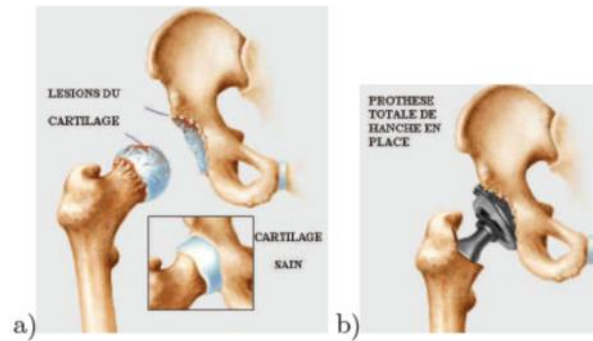


Figure I.11 Articulation de la hanche a) saine et b) avec PTH (Cattan, 2008).

La prothèse doit avoir un fonctionnement mécanique à basse friction et une petite tête pour ne pas trop solliciter la fixation à l'os de la pièce cotyloïdienne. Le dessin de la pièce fémorale doit reproduire aussi exactement que possible le porte-à-faux fémoral, pour ne pas perturber l'architecture de la hanche. La tige doit s'inclure par ajustage serré dans le canal cervico-diaphysaire pour que sa fixation soit solide et durable.

en 1969, la prothèse de Charnley dont la basse friction acier polyéthylène, la petite tête et le cotyle épais. depuis 1972, trois modifications ont été reprises sur la pièce fémorale pour améliorer son adaptation à l'os, et multiplier les pièces cotyloïdiennes et fémorales pour répondre au souci d'une reconstruction architecturale aussi parfaite que possible, malgré la diversité des types morphologiques rencontrés.

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

I.4.1 Biomécanique des PTH :

La caractérisation des forces de contact au niveau de la hanche est essentielle pour la définition des caractéristiques et du design des prothèses. Les normes de la série ISO 7206 imposent les tests de résistance des prothèses de hanche. Néanmoins une étude a montré que les conditions de chargement imposées par ces normes n'étaient pas réalistes (Baleani et al., 1999)[41].

Dans la littérature, jusqu'à récemment, les données des forces des muscles n'étaient pas précises, par conséquent les conditions de chargement in vivo étaient sous-estimées. Les travaux de Bergmann et al.[42] ont donné les premières indications des conditions de

chargement sur une PTH. Cette étude a été réalisée sur quatre patients avec des implants instrumentés (tête en alumine et cupule en PE) (Figure 1.12, Bergmann et al., 2001 [42]).

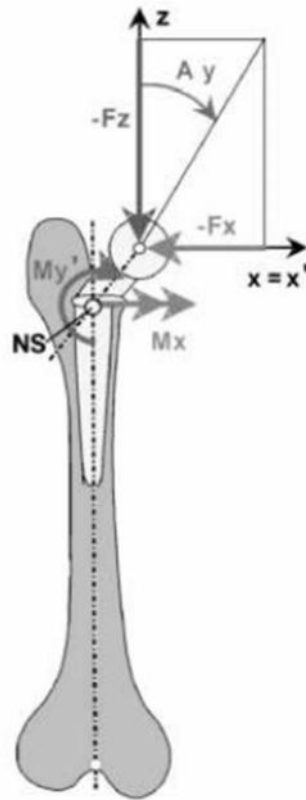


Figure I.12 Système utilisé par Bergmann et al. [42] pour le calcul de forces au niveau de la hanche avec une prothèse instrumentée.

I.4.2 Types de prothèses de hanche :

Actuellement, lors de l'implantation d'une prothèse pour traiter l'OA de la hanche, deux types de prothèses sont plus souvent prescrites. Dans un premier temps, la prothèse totale de hanche (PTH) est reconnue comme étant une option efficace, reproductible et fréquemment utilisée [70,71]. Cette intervention consiste à faire une résection de la tête et du col fémoral qui sont remplacés, respectivement, par une tête fémorale de 28, 32 ou 36 mm³⁹ de diamètre et d'une cupule qui prend place dans la cavité cotyloïde. De plus, une tige de métal est insérée dans le canal fémoral (Figure I.13a). Dans un deuxième temps, il y a la prothèse de type resurfaçage (RES). Lors d'un RES de la hanche, la tête et le col fémoral sont modelés et recouverts d'un implant, qui s'articule avec la cupule, qui elle est insérée dans la cavité cotyloïde (Figure I.13b). Dans le cas d'un RES, la tête fémorale a un plus grand diamètre (grandeur anatomique de 36 à 58 mm de diamètre)[38] que la PTH. Le plus grand avantage de cette option

chirurgicale est la conservation du tissu osseux de la tête, du col fémoral de même que d'une partie de la diaphyse [39]. Si une révision est nécessaire, le capital osseux est toujours disponible. D'après la littérature, lors de l'implantation d'une PTH, des déficits persistent au niveau de l'équilibre postural et de la marche [40] comparativement à la prothèse de type RES et aux sujets sains. Durant les dernières années, une variation de la PTH a été développée afin de combler les déficits liés à la grosseur de la tête fémorale. Dans certain cas, la PTH est utilisée avec une tête fémorale de plus grand diamètre (PTH-GT) (grandeur anatomique de 36 à 58 mm de diamètre) (Figure I.13c), comme la prothèse de type RES. Par conséquent, la présence d'une tige de métal dans le canal fémoral s'avère la seule différence majeure entre les deux types (PTH-GT et RES) de prothèses de hanche.

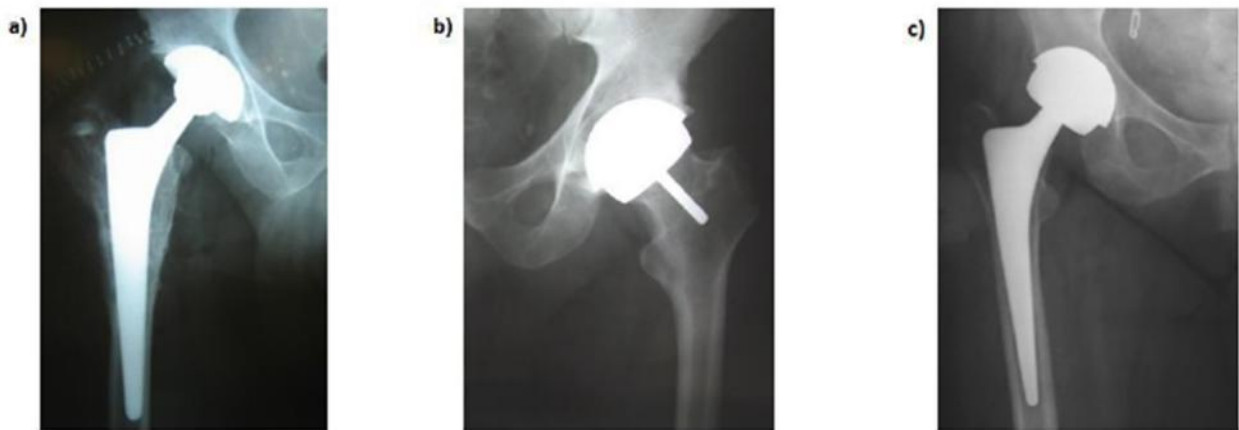


Figure I.13: Les différents types de prothèse de hanche, a) prothèse totale de hanche (PTH), b) prothèse de resurfaçage (RES) et c) prothèse totale de hanche avec grande tête fémorale (PTH-GT).

Habituellement, les personnes souffrant d'OA doivent composer avec les symptômes associés à la pathologie pendant plusieurs semaines, voir plusieurs mois avant l'intervention chirurgicale. Pendant ce temps, leurs capacités fonctionnelles et leur patron de marche sont altérés affectant leur qualité de vie. Alors, afin de quantifier l'impact de ces changements, des analyses biomécaniques sont fréquemment utilisées. Dans la prochaine section, les adaptations liées à l'OA ainsi que les compensations à la suite d'une arthroplastie de la hanche seront présentées.

La troisième génération actuelle des prothèses totales de hanche, dérivées de la prothèse de Charnley, ne conserve du modèle original que la petite tête de 22,22 mm et les principes

essentiels de la basse friction (Figure I.15A). Elle comporte trois séries de prothèses fémorales standard, droite et latéralisée, et une série de pièces cotyloïdiennes.

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

Une série standard, forte de 18 pièces en sept longueurs de col et quatre degrés de latéralisation, est constituée de six sous groupes de deux à quatre pièces qui offrent, pour une même longueur de col, des tiges de taille et de section progressivement croissantes. Elle s'adresse aux fémurs de morphologie courante. L'étendue de la gamme permet toujours de trouver la pièce qui s'adapte exactement à l'os et qui reproduit au mieux l'architecture de la hanche (Figure I.15B).

Une série droite de six pièces en cinq longueurs de col est destinée aux fémurs très dysplasiques.



Figure I.14 : différentes pièces fémorales utilisées en arthroplastie de la hanche.

* A. Pièce fémorale et cotyle de la série MK III.

* B. Série standard des pièces fémorales.

Une série latéralisée, quatre pièces en deux longueurs de col, dont l'angle cervico-diaphysaire est de 127°, évite la médialisation de la diaphyse lorsque le fémur présente un col long en varus.[45]

Toutes ces pièces sont forgées dans un acier inoxydable austénitique à haute résistance (X4CrNiMnMoN21-9-4). Leur surface est polie brillante (Ra : 0,04 µm). Elles sont monobloc ou modulaires.

I.4.3 Matériau employés dans les prothèses totales de hanche, cimentées :**I.4.3.1 Biocompatibilité Et Bio-compétence :**

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 biocompatibilité est définie par 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 bio-compétence est caractérisée par la capacité du matériau à supporter les contraintes mécaniques qu'il est supposé subir. Ces deux propriétés sont regroupées sous le terme de bio-fonctionnalité, ou aptitude d'un matériel à remplir la fonction attendue pendant la durée prévue.

Toutes les prothèses, fixées à l'aide d'un ciment orthopédique sont soumises à des principes biologiques bien définis [46] : la réaction de l'organisme aux corps étrangers microscopiques (débris d'usure du polyéthylène de la cupule, débris acryliques ou d'hydroxyapatite [47] produits de corrosion métallique). Ces mécanismes ne sont pas spécifiques à des arthroplasties mais font appel aux processus généraux de l'inflammation et à ses médiateurs, ou plus exceptionnellement aux mécanismes immunologiques [48].

I.4.3.2 Matériaux des implants prothétiques :**I.4.3.2.1 Alliages :**

A) Alliages métalliques : Les aciers sont des alliages fer-carbone. Le fer est très peu utilisé à l'état pur. Il est d'ailleurs extrêmement difficile à élaborer sans qu'il ne soit allié à d'autres éléments. De par ses faibles propriétés mécaniques, le fer est utilisé très rarement à l'état pur ; l'ajout d'autres éléments participe à améliorer ces propriétés mécaniques et permet d'obtenir des alliages métalliques, [48].

***Acier inoxydable :** Les aciers inoxydables retenus dans les applications de l'orthopédie ont fait l'objet de normes «ISO» et «AFNOR». Il existe trois nuances d'aciers inoxydables différenciées par le taux de carbone, de nickel et de molybdène [49].

La nuance d'acier à plus forte teneur en carbone convient mieux à la réalisation d'implants chirurgicaux temporaires, car ses caractéristiques mécaniques élevées. En revanche, sa résistance à la corrosion est inférieure à celle des aciers à faible teneur en carbone. Ces dernières sont destinées à la fabrication des implants permanents. On notera pour ces aciers une teneur en Cr de 16 à 19%, de molybdène 2 à 3,5% et de nickel 12% à 16%.

Ces aciers présentent les caractéristiques mécaniques :

B) alliages à base de cobalt : leur utilisation fait suite aux résultats obtenus par les odontologistes [49] dans la fabrication de prothèses dentaires ; ils sont bien tolérés, très durs et peu déformables. Ils peuvent être moulés selon le principe de la cire perdue (vitallium, vinertia, zimalloy, stellite HS21) ou forgés (vitallium forgé, Protasul2 (Cr, Co, Mo), Protasul10 (Cr, Ni, Co, Mo)) [14].

Les alliages moulés, composés de 63% à 65% de cobalt, 26% à 30% de chrome, 4 à 7% de molybdène et moins de 2,5% de nickel, sont difficiles à usiner mais, du fait de leur dureté, sont bien adaptés pour constituer des surfaces de frottement. La composition et les propriétés mécaniques des alliages forgés varient d'un alliage à l'autre. Citons pour mémoire celles du Protasul10 : $E = 220 \text{ GPa}$, $\sigma_e = 640 \text{ MPa}$, $\sigma_r = 835 \text{ MPa}$, $\sigma_f = 530 \text{ MPa}$. Le chrome assure une excellente résistance à la corrosion. Malgré cela, on peut toujours recourir à la passivation [13] de la surface par une couche de dissolution passive du métal. Ces alliages résistent mieux à la corrosion que les aciers inoxydables et sont également très rigides.

C) alliages à base de titane : on les rencontre sous deux formes :

Le Protasul64 WF (Ti6Al4V) et le Protasul100 (Ti6Al7Nb) qui ne contient pas de vanadium. Le vanadium serait responsable de réactions d'intolérance. Ils sont caractérisés par une bonne résistance à la fatigue et par un module d'élasticité deux fois moins élevé que celui des aciers inoxydables et des alliages de co-cr : $E = 110 \text{ GPa}$, $\sigma_e = 1050 \text{ MPa}$, $\sigma_r = 1185 \text{ MPa}$, $\sigma_f = 650 \text{ MPa}$. Leur médiocre dureté les rend inadaptés pour constituer des surfaces de frottement. Il existe un risque d'abrasion de la couche de dioxyde de titane et de corrosion [50,51] en présence de ciment.

I.4.3.2.2 Céramiques : pour la construction des têtes fémorales, deux matériaux sont utilisés l'alumine Al_2O_3 et la Zirconie Zr.

*L'alumine : ce matériau présente une excellente résistance à toutes les formes de corrosion, une bonne bio-tolérance sous forme massive et sous forme de particules, une densité élevée et une structure cristalline très fine permettant d'avoir un excellent état de

surface après polissage. L'indice de rugosité Ra pouvant atteindre $0,01\mu\text{m}$, une mouillabilité et une dureté élevées.

Ces propriétés lui confèrent des caractéristiques d'usure et de frottement remarquables, dans le domaine médical cette céramique doit répondre à un cahier de charges très précis [52] : densité supérieure à 3,93; taille de grains inférieure à 6 micromètres ; résistance à la flexion $\geq 500 \text{ MPa}$ résistance à la compression $> 4\,000 \text{ MPa}$; résilience (résistance aux chocs) : 45 N/cm^2 . D'après certains auteurs l'alumine est considérée comme matériau fragile résistant peu aux chocs et supportant mal une répartition non uniforme des contraintes [53].

* la zircone : celle-ci possède une bonne résistance à la corrosion (densité: 6,02; résistance à la flexion: 900 MPa; module d'élasticité: 210 GPa; résistance à la compression: 2500 MPa), une bonne résistance à l'usure et au frottement. Elle semble avoir une bonne biotolérance massive et se présente sous forme de fines particules. Des cas de rupture fragile de têtes fémorales ont été rapportés [52]. Des phénomènes de rupture de têtes en zircone par instabilité au cours du temps ont également été observés.

I.4.3.2.3 Polyéthylène : matériau viscoélastique dont le module d'élasticité, voisin de 0,7 GPa, est plus proche de celui du ciment et de l'os que les alliages métalliques ou la céramique ; par exemple le polyéthylène obtenu par le procédé d'augmentation de la densité en fonction du taux de cristallinité présente des chaînes macromoléculaires linéaires plus facilement cristallisables d'où une densité plus élevée. Le polyéthylène haute densité PEHD a une densité $d > 0,958$. Il est possible d'obtenir un polyéthylène encore plus dense, c'est le polyéthylène UHMW (ultra high molecular weight).

Le PEHD et le PE UHMW ont un module d'élasticité plus élevé que le PE basse densité. Ils sont donc moins souples et leur allongement à la rupture est plus faible.

Il faut également signaler que les polyéthylènes présentent des propriétés mécaniques améliorées une fois que les macromolécules eurent été orientées dans le sens de l'effort [54,55].

Nous pouvons déduire comme avantages de PE UHMW qu'il présente une grande inertie chimique ; une bonne bio-tolérance sous forme d'implants et sous forme de fines particules ; une bonne propriété mécanique et une bonne aptitude au frottement.

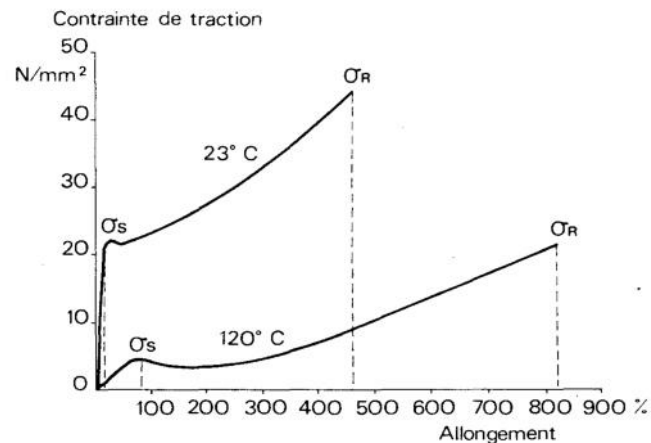


Figure I.15: Contrainte/allongement du polyéthylène.

I.5 Dégradation de l'articulation de la hanche :

Avec l'âge et/ou à cause d'activités physiques intenses, les articulations se dégradent. La hanche est une des articulations les plus souvent touchées. Il existe plusieurs causes de dégradation de l'articulation de la hanche (Blunt et al., 2009) [56] :

- l'ostéoarthrite : c'est une maladie inflammatoire des articulations, résultat de l'usure du cartilage articulaire. Cette maladie peut produire des changements de l'os sous-jacent.
- l'arthrite rhumatoïde : c'est une maladie qui provoque une inflammation chronique de la membrane entourant les articulations (membrane synoviale).
- la nécrose : modification morphologique survenant lorsqu'une cellule arrive en fin de vie à la suite d'événements tels qu'un traumatisme important. La capacité de supporter les efforts des articulations en est fortement réduite.
- un traumatisme : la structure osseuse est irréparable (comme par exemple dans le cas de la rupture du col du fémur).

Cette dégradation fait l'objet de nombreuses recherches qui visent à améliorer la qualité de vie des patients en remplaçant l'articulation dégradée par une PTH.

I.5.1 Modes de dégradation des PTH :

Malgré les progrès des dernières décennies sur la biocompatibilité et l'amélioration des propriétés mécaniques et tribologiques des PTH, il existe encore aujourd'hui des problèmes liés aux matériaux tels que la production des débris d'usure, la libération d'ions métalliques, la résistance à la fatigue, le frottement et fretting corrosion. Le choix du chirurgien et la

morphologie du patient sont deux facteurs qui jouent un rôle important dans la résistance des matériaux qui constituent les PTH.

I.5.1.1 Facteurs biologiques : débris d'usure :

Les débris d'usure sont la cause principale d'échec des PTH. Le frottement entre la tête et la cupule d'une PTH est responsable de l'endommagement des surfaces frottantes et de la formation de débris d'usure. La migration de ces débris de la zone de contact vers les tissus osseux conduit à une réaction inflammatoire dévastatrice pour le support osseux. Les débris d'usure produits par les surfaces frottantes entrent dans les tissus et sont phagocytés par des macrophages. L'action de la phagocytose stimule les macrophages à produire des cytokines inflammatoires et d'autres intermédiaires de l'inflammation qui conduisent à la résorption osseuse et au probable descellement de la prothèse (Blunt et al., 2009) [56]. Cette réaction dépend essentiellement de la nature des débris (polymère, métal, céramique), de leur abondance et de leur taille. Le volume et la morphologie des débris d'usure déterminent la réponse du corps et la fiabilité de la fixation de l'implant (Kowandy et al., 2006) [57]. La production de débris d'usure dépend de plusieurs facteurs : diamètre de la tête, position de l'implant, chargement, stérilisation et épaisseur de la cupule (ces deux derniers si la cupule est en UHMWPE).

Les particules d'usure retrouvées in vivo lors de reprises de PTH sont de l'ordre du micromètre et peuvent être de taille et de forme différentes, selon la nature du matériau constitutif de la tête prothétique et de la cupule, les sollicitations mécaniques, l'état de surface des surfaces frottantes ainsi que le mode d'usure (Rixrath et al., 2007) [58]. La production de débris d'usure est l'inconvénient majeur des PTH à long terme. Pour un couple métal/UHMWPE la plupart des débris sont des débris de UHMWPE entre 200 μm et 10 nm. La taille des particules de UHMWPE retrouvées dans les tissus péri-prothétiques est le plus souvent inférieure au micromètre (0,5 μm en moyenne) (Jacobs et al., 1994) [59].

De nombreux débris d'alumine de taille moyenne 5 μm ont été trouvés dans le tissu pseudosynovial entourant des prothèses explantées non cimentées de céramique contre céramique. Cependant en microscopie électronique en transmission, MET, il est possible de trouver des débris de 5 à 90 nm. Des débris de métal et de polyméthylméthacrylate ont aussi été trouvés in vivo (Blunt et al., 2009) [56]. Les débris d'alumine sont moins actifs biologiquement que ceux du polyéthylène et l'ostéolyse des couples céramique contre céramique est inférieure à celle des couples céramique contre polyéthylène ou métal contre

métal. De ce fait et parce que les taux d'usure des céramiques sont moindres, les céramiques sont des matériaux particulièrement intéressants du point de vue des problèmes d'usure.

I.5.1.2 Comportement en fatigue :

Le développement de têtes céramiques nécessite de vérifier la tenue en endurance face aux contraintes générées par un patient sur un grand laps de temps. Ceci est particulièrement important pour les têtes de petit diamètre, qui se développent actuellement très rapidement par suite de leur meilleur comportement en frottement. Une limite en fatigue est effectivement observée lors du test en fatigue de têtes fémorales en zircone. Une étude a montré que la résistance d'une tête de zircone sur un cône de Ti-6Al-4V a un seuil de fatigue à 27,5 kN. Dans le cas d'une tête en Co-Cr, cette limite est supérieure à 40 kN, soit plus de quatre fois la force maximale exercée par un patient, les têtes testées entre 4 et 40 kN résistant à 10 millions de cycles sans rupture (Cales, 1997) [60].

I.5.1.3 D'autres facteurs :

Les contraintes qui s'exercent sur la tête et la cupule dépendent de nombreux facteurs :

1. Positionnement de la cupule : lorsque le centre de rotation de la prothèse est anormal c'est-à-dire en position haute et/ou latéralisée, les contraintes subies par la cupule sont élevées et exposent au descellement.
2. Inclinaison de la cupule : la verticalisation de la cupule réduit la surface portante et entraîne un pic de contraintes nocif à la tenue de l'implant. A l'opposé, une horizontalisation trop importante entraîne une couverture insuffisante de la cupule par l'acetabulum et par conséquent, une diminution de la zone de soutien osseuse.
3. Taille et épaisseur de la cupule : si la cupule est en UHMWPE, pour un cotyle donné, la cupule la plus épaisse diminue le fluage d'UHMWPE. Elle autorise une meilleure répartition des contraintes et donc une moindre sollicitation de l'interface os-ciment (Pidhorz, 1993) [61].
4. Taille de la tête : pour tenter de réduire le couple de frottement et l'usure, il faut prendre en compte la taille de la tête prothétique. Ainsi, le choix du diamètre de la tête fémorale se fonde sur la notion de stabilité et de couple de frottement.

Pour les têtes de 22,2 mm de diamètre, il est dit que le faible diamètre permet non seulement d'augmenter l'épaisseur de la cupule mais de diminuer le couple de frottement et, de ce fait, les sollicitations exercées au niveau de l'interface os-ciment. Cette théorie du "bas frottement"

repose sur le fait que pour une même angulation le balayage décrit par une sphère de petit diamètre est très nettement inférieur à celui exercé par une sphère de plus gros diamètre (Pidhorz, 1993) [62].

Finalement les matériaux qui constituent la tige ont aussi un rôle important dans la stabilité de la prothèse. Ils doivent être choisis en raison de leur module d'élasticité qui reste toujours trop éloigné de celui de l'os. Qu'il s'agisse du titane cinq fois plus rigide que l'os, de l'acier ou des alliages de chrome-cobalt dont les modules d'Young sont dix fois plus élevés que l'os cortical et cinquante fois plus que celui de l'os spongieux, il y aura toujours un compromis entre l'élasticité et la résistance du matériau sélectionné.

Les aciers inoxydables et les alliages de cobalt – chrome utilisés depuis de nombreuses années se caractérisent par une grande dureté et une meilleure résistance à la fatigue. Les alliages à base de titane sont peu sensibles à la corrosion mais sont plus fragiles. Ils résistent mal aux frottements et peuvent libérer des particules métalliques agressives qui peuvent déclencher une réaction inflammatoire et finalement le descellement de la prothèse (Pidhorz, 1993) [62].

La durée de vie d'une PTH dépend finalement de plusieurs variables telles que la technique chirurgicale, les matériaux et le dessin de prothèse (Heller et al., 2005) [63].

I.6 présentation du Ciment chirurgical :

Une arthroplastie cimentée se doit d'assurer un positionnement correct du ou des composants prothétiques et un bon ancrage de la prothèse dans l'os. Un ancrage mécanique solide est nécessaire parce qu'il assure la stabilité primaire de la prothèse en empêchant tout mouvement à l'interface ciment-os [64]. Un mauvais scellement est responsable à plus ou moins long terme d'une micromobilité, primaire ou secondaire par résorption osseuse. Cette micromobilité entraîne une dégradation du ciment qui se fissure, se casse et produit des débris, eux-mêmes facteurs de résorption osseuse ultérieure [64]. Or la fixation du ciment dans l'os n'est ni chimique ni biologique, mais essentiellement mécanique. Pour cette raison, il est nécessaire d'obtenir une bonne pénétration du ciment dans le support osseux. Pour améliorer cette fixation du ciment dans l'os, certains chirurgiens percent des trous d'ancrage, dont le nombre, le diamètre et la profondeur sont variables, dans l'acétabulum [64].

Le succès d'une arthroplastie dépend en grande partie de la manière dont le ciment acrylique de qualité chirurgicale PMMA est préparé et utilisé pour fixer les composants de la prothèse. La préparation du ciment [64] est aussi importante que celle de l'os receveur ou que le choix de l'implant. La polymérisation n'est jamais complète. Il a été montré [30] qu'il subsiste 2 à 5

% de monomère résiduel dans le ciment et que 1 à 2 % pénètrent progressivement dans les tissus.

I.6.1 Caractéristique du ciment PMMA :

Le PMMA est un matériau inerte montrant une bonne biocompatibilité à long terme. Il présente l'avantage d'être bien connu par les chirurgiens orthopédiques, facilement manipulable, d'une bonne résistance, d'une bonne rigidité ainsi que d'un bon rapport coût-efficacité.

I.6.1.1 Composition :

La majorité des formulations commerciales, actuellement utilisées, ont des compositions voisines [65,67] :

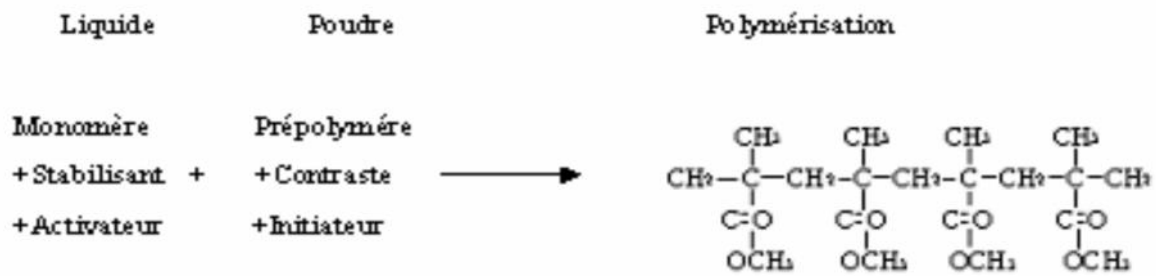
1. *la poudre:*

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

2. *le liquide :*

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

Cette composition type peut varier suivant les produits commercialisés. La réaction de polymérisation ne peut aboutir à un biomatériau que si la totalité de la poudre (40g habituellement) se trouve mise en présence de la totalité du liquide (20ml). La perte accidentelle de l'un ou de l'autre composant ou l'insuffisance du mélange impose le rejet de cet échantillon. Le mélange réalisé, l'addition du monomère au polymère [22], en présence de l'initiateur (peroxyde) et d'un activateur (para toluidine) va déclencher la réaction de polymérisation suivant le schéma :



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

I.6.1.2. Stérilisation [66] :

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

- la poudre : par l'oxyde d'éthylène ou par irradiation gamma,
- le liquide : par filtration ou par ultrafiltration.

I.6.2 Propriétés physiques du PMMA :

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

I.6.2.1 Temps de prise ou de durcissement :

C'est l'intervalle de temps compris entre le début du mélange des composants et le durcissement du ciment (Figure I.16), lorsque celui-ci a atteint une température se situant à mi - chemin entre la température ambiante et la température maximale. D'abord liquide, puis gel plus ou moins pâteux, le ciment devient solide en polymérisant [28]. La phase de repos qui suit la fin du mélange est nécessaire à la libération des radicaux libres qui permettent la polymérisation. La phase de gel (G) prend fin lorsque le ciment «ne colle plus aux doigts ». Commence alors la phase de travail (W), ou de mise en œuvre, du ciment qui est la plus intéressante du point de vue chirurgical. C'est celle que l'on aura tendance à vouloir allonger pour permettre la mise en place du ciment et l'insertion de la prothèse *in vivo*.

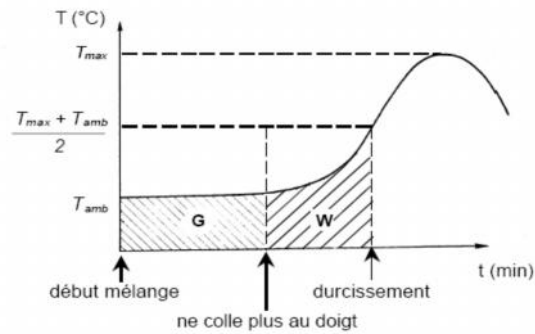


Figure. I.16 : phases du ciment en fonction de la température de polymérisation [66].

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

I.6.2.2 Chaleur dégagée :

Le processus de polymérisation s'accompagne d'un fort dégagement de chaleur (13,28 Kcal/mole, soit approximativement 132,8 cal/g) proportionnel à la masse de monomère engagée dans la réaction [57]. L'exothermicité de la réaction présente un double risque [28] : biologique, par la nécrose des tissus avoisinants, et mécanique par la dilatation des bulles éventuellement incluses dans le ciment qui en augmente ainsi la porosité. La température à l'interface os – ciment est fonction [49] :

- 1- de la quantité de chaleur produite par le ciment,
- 2- de la vitesse à laquelle cette chaleur est produite,
- 3- de la conductivité thermique et de la capacité calorifique de l'os, de la prothèse et du ciment,
- 4- des conditions initiales du système os – ciment – prothèse (température initiale et ambiante, préparation du ciment, etc..).

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

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

improbable pour une température inférieure à 48°C. Entre 48°C et 60°C, il dépend du temps d'exposition des tissus osseux à cette température [12].

Pour Merckx, la mesure la plus efficace pour réduire le risque de nécrose thermique est de tenter de limiter, à 2 ou 3 mm, l'épaisseur de la couche de ciment en contact avec l'os en surveillant que la température ambiante de la salle d'opération reste inférieure à 20°C [66]. Huiskes et Slooff recommandent de ne pas dépasser une profondeur de pénétration du ciment dans l'os de plus de 5 mm pour éviter l'endommagement thermique du tissu osseux [69].

I.6.2.3 Viscosité :

La seule liaison possible entre le ciment et l'os étant d'ordre mécanique [3], le ciment doit donc pénétrer le maximum d'interstices osseux pour assurer un verrouillage mécanique étroit entre la surface irrégulière de l'os et le PMMA. Plus un ciment est fluide, mieux il pénétrera dans les interstices de l'os, améliorant ainsi la fixation. Une pénétration profonde du ciment dans les cavités osseuses peut être obtenue par une faible viscosité du ciment [22,70]. Si du sang est mélangé au ciment, les propriétés mécaniques du ciment osseux seront réduites de manière significative.

Donc la fluidité (viscosité) du ciment est un facteur clé de l'accrochage entre le ciment et l'os, elle ne peut être efficace que si le site receveur est bien préparé et si les anfractuosités de l'os sont libres de débris et de sang [66,69,22].

I.6.2.4 Porosité :

On distingue trois types de porosités:

- *la porosité gazeuse* : l'air emprisonné lors du mélange des constituants du ciment a tendance à s'échapper lors de la polymérisation. Ces bulles d'air sont toujours parfaitement régulières, à peu près sphériques. Les monomères de méthylméthacrylate sont très volatils et s'évaporent à une température plus basse que celle de la prise du ciment. Le diamètre de ces cavités varie du millimètre à quelques micromètres : les macro-bulles (Figure I.17) doivent être attribuées à de l'air enfermé dans les échantillons au moment du mélange alors que les champs de petites bulles sont plus vraisemblablement liés à l'ébullition du monomère ;
- *la porosité par vide ou retrait* : ce type de porosité est lié au phénomène de retrait lors de la polymérisation *in vivo*. Il est à l'origine de cavités à surface intérieure boursoufflée où l'on voit apparaître des sphères réalisant des empreintes en relief (Figure I.17), correspondant à des billes de prépolymère, à l'intérieur de la cavité. Dans un certain nombre de cas, ces

cavités sont moins régulières et peuvent initialiser les fissures dont le point de départ correspond vraisemblablement au phénomène de retrait;

- *la porosité par inclusion* : de sang, de tissus mous ou osseux au cours du cimentage de l'implant.

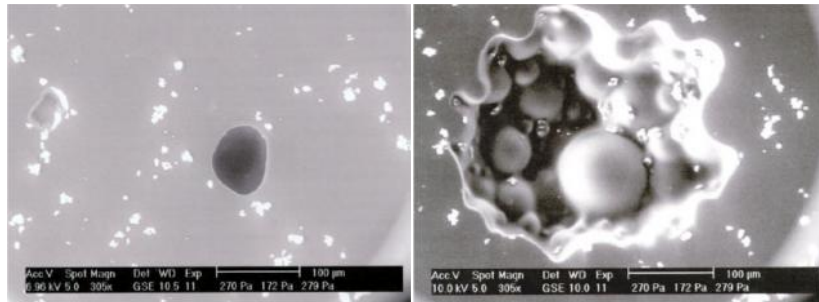


Figure. I.17 : porosité gazeuse [22]. Figure I.18 : porosité par retrait.

I.6.2.5 Avantages et inconvénients de la porosité :

La porosité semble être un facteur déterminant des performances mécaniques du ciment. FOUCAT, SMAIL, Merckx [22,20] ont affirmé qu'elle affecte essentiellement la résistance à la traction, qui est déjà un point faible du ciment, et à la fatigue, ce qui compromet son efficacité à long terme. Selon FOUCAT [22], la porosité est une caractéristique que l'on ne maîtrise pas. La porosité a des avantages : le ciment est un vecteur pharmacologique possible et la porosité est un support de diffusion locale, notamment pour les antibiotiques et les antimitotiques. L'un de ses inconvénients potentiels est la création d'irrégularités, zones d'amorçage possibles de fissures. L'analyse des pièces d'explantation montre que les fissures observées à partir des pièces fémorales s'arrêtent habituellement sur les bulles et ne traversent pas la totalité du ciment. La porosité dans le ciment chirurgical présente l'avantage d'arrêter les fissurations.

I.7 Propriétés mécaniques de ciment orthopédique:

Les ciments actuellement commercialisés ont sensiblement les mêmes performances mécaniques. Les différences qui peuvent apparaître dans la littérature [66, 71] sont surtout le fait de variations dans les techniques de mesure. Les valeurs moyennes habituellement publiées [22] sont de l'ordre de :

- Module de Young 2000MPa

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

Le PMMA étant par nature un matériau viscoélastique, les valeurs présentées ne peuvent être comparées qu'en fonction du temps, c'est-à-dire pour des propriétés statiques en fonction des conditions de test (vitesse de déformation). Les propriétés viscoélastiques des ciments sont peu connues et le comportement à la fracture du matériau pour différentes vitesses de déformation et différents cas de charge a été peu étudié. [16,71]

I.8 Utilisation de quelques ajouts ou agents additifs :

Des antibiotiques sont parfois additionnés au PMMA mais affectent ses propriétés mécaniques si leur dose dépasse 2g lors de doses standards de PMMA. Une injection intraveineuse préparatoire semble donc plus convenable pour éviter tout risque d'échec.

Des substances radio-opaques telles que la poudre de tantale, de tungstène de sulfate de baryum ou de zirconium sont additionnées au PMMA pour faciliter sa visualisation par fluoroscopie, notamment lors de fuites. [72]

Le tungstène et la poudre de tantale sont fréquemment utilisés en Europe mais ne sont pas approuvés par la FDA aux États-Unis.

Des études ont montré une diminution de la solidité et de la rigidité du PMMA après addition de sulfate de baryum [73], mais les conséquences sur le corps vertébral n'ont pas été prouvées. Selon certaines études, le sulfate de baryum aurait également un effet sur la température de polymérisation, en la diminuant : 30% de sulfate de baryum provoquent une température de 60°C alors que 60% provoquent une température de 40°C, ces effets ne sont pas présents avec 10% ou 0% de sulfate de baryum sulfate [74].

Par ailleurs, des études ont montré que le sulfate de baryum était responsable d'une réaction inflammatoire plus importante et d'une résorption osseuse plus rapide que lors de PMMA seul.

I.9 Techniques de mise-en-œuvre :

De nouvelles techniques de mise-en-œuvre des ciments orthopédiques [75] ont été élaborées avec l'objectif de réduire le taux de descellement aseptique. L'augmentation de la durée de vie d'une prothèse repose depuis environ 30 ans sur les aspects techniques améliorant la stabilité primaire, notamment par l'utilisation des procédés de mise-en-œuvre du ciment de deuxième et de troisième génération. Ils visent à obtenir :

un ancrage mécanique solide du ciment dans l'os [39] assurant la stabilité primaire de la prothèse en empêchant tout mouvement à l'interface ciment-os, (techniques de deuxième génération),

*une amélioration de la résistance à long terme des ciments acryliques par diminution de la porosité et amélioration de la pressurisation du ciment lors de sa mise en place (techniques de troisième génération).

Le cimentage de deuxième génération [39] se caractérise essentiellement par l'utilisation :

*d'un système de lavage sous pression des surfaces osseuses permettant d'éliminer les débris organiques résultant du fraisage et du râpage,

*d'un système d'irrigation permettant de maintenir asséché le site receveur et d'améliorer ainsi l'ancrage du ciment dans l'os, d'un bouchon à l'extrémité distale du canal fémoral permettant d'augmenter la pression du ciment dans la cavité osseuse lors de son injection.

La mise en application clinique des ciments de deuxième génération [76] a permis d'augmenter considérablement la survie des implants fémoraux chez les jeunes patients, mais pas celle des implants acétabulaires. Certains auteurs ont suggéré d'améliorer la résistance à long terme des ciments acryliques en diminuant leur porosité.

En cimentage de troisième génération [39] la diminution de la porosité est recherchée par :

* mélange sous vide du ciment,

* centrifugation du ciment avant son application,

* diminution de température par refroidissement préalable des constituants du ciment.

La pressurisation du ciment [39] peut être obtenue en pratique clinique par :

*l'utilisation d'un obturateur distal et proximal au niveau fémoral,

*l'injection fémorale rétrograde du ciment à l'aide d'un pistolet,

* application de pression au ciment au droit de l'acetabulum avant mise-en-place de la cupule.

I.10 Complications et limites :

Le PMMA présente plusieurs inconvénients : il n'est pas biodégradable mais inerte ; son monomère, le méthylméthacrylate MMA, surtout présent à l'état libre durant la phase liquide précédant la polymérisation, peut pénétrer dans la circulation et être cytotoxique. L'embolie de ciment peut également entraîner des troubles respiratoires par embolie pulmonaire. Les fuites dans les tissus mous peuvent provoquer une compression médullaire ou des racines nerveuses.

De plus la polymérisation de PMMA génère une température pouvant atteindre 113°C au niveau du cortex antérieur du corps vertébral de cadavre.

Cela peut entraîner des lésions thermiques sur les tissus adjacents. Il semblerait que la solidité et la rigidité conférées par le PMMA à la vertèbre soient par ailleurs à l'origine d'un risque de fractures des vertèbres adjacentes après traitement.

Enfin, le PMMA ne semble pas permettre une apposition d'os puisqu'il n'est pas ostéo-conducteur ; il permet seulement la création d'inter-digitations dans l'os atteint. Il ne possède donc pas de potentiel de remodelage ou d'intégration dans l'os environnant. Certaines données indiquent la possibilité de contraintes moindres sur les vertèbres adjacentes et d'une diminution de l'incidence de ces fractures secondaires grâce à l'utilisation d'autres ciments orthopédiques (phosphocalciques).

Chapitre II

II.1 Introduction :

L'arthroplastie est une intervention chirurgicale qui permet de restituer la mobilité à une articulation défaillante, dont le but est d'obtenir une bonne fonctionnalité de la prothèse totale de la hanche. Cette opération dépend de deux paramètres principaux le premier est d'assurer un bon environnement de la partie médicamenteuse (moyen matériel et humain...); la deuxième partie est d'assurer la biocompatibilité et bio-fonctionnalité du matériau dont la responsabilité revient aux mécaniciens [1,77]. Parmi les matériaux utilisés dans l'implantation des prothèses on trouve le ciment orthopédique (PMMA) qui assure une bonne adhésion entre les constituants de la PTH et homogénéiser le transfert de la charge vers l'os [66,69]. L'étude du comportement de ce matériau est jugé primordial afin d'augmenter la durée de vie de la PTH. Dans ce contexte la durée de vie de la PTH est conditionnée par le succès de cette implantation (intervention chirurgicale) et par le phénomène de scellement de la PTH [8,5]. Du point de vue mécanique les raisons qui mènent au descellement aseptique sont causées par des effets mécaniques et biologiques. Parmi les effets mécaniques on peut citer comme exemple : le facteur de la géométrie, la charge appliquée et les conditions aux limites, la présence des défauts dans l'élément clé dans l'ensemble de la géométrie, dans notre cas on a supposé la présence d'un défaut de type volumique définie par une inclusion osseuse dans le ciment de scellement de la PTH [79, 6].

L'outil informatique et mathématique permet d'utiliser la méthode des éléments finis, dont le but est de traduire le modèle réel à un modèle informatisé facile à résoudre. Cette méthode a pour but d'éliminer les problèmes de l'expérimentale (moyen matériel, espace de stockage, nombre des essais perdus.....), et les remplacer par un modèle numérique [80]. Dans notre cas le modèle étudié est une prothèse totale de la hanche, et particulièrement le ciment PMMA. La méthode des éléments finis est utilisée pour analyser la distribution de l'état de contrainte dans les différents constituants de la partie acétabulaire de la PTH et précisément dans le ciment PMMA en présence de l'inclusion osseuse, afin de déterminer les zones d'endommagement favorables à la fissuration du ciment et par conséquent au descellement de la structure.

Pour mieux cerner l'effet de la présence de défaut dans le liant de la PTH qui assure le scellement, nous avons développé un modèle numérique du système qui présente la prothèse dans son environnement anatomique. Il est composé de quatre éléments : Os coxal, Implant fémoral, Cupule et ciment orthopédique (PMMA) [79, 66].

II.2 Modélisation tridimensionnelle :

2.1 Model géométrique :

La conception du modèle 3D (solide) de la partie fémorale d'un patient, consiste à prendre des images de la région d'intérêt à l'aide d'une technique d'imagerie médicale (CT-scan). À partir de ces images nous pouvons concevoir le modèle géométrique en assemblant tous les éléments à l'aide du logiciel Solidworks. Ce modèle présente une approche réelle de la structure de cette partie du corps humain, dont l'épaisseur de l'élément sur lequel se base dans notre étude (ciment PMMA) est de 2 mm. Ce dernier a pour rôle l'homogénéisation de transfert de la charge vers l'os du bassin [69,66, 79].

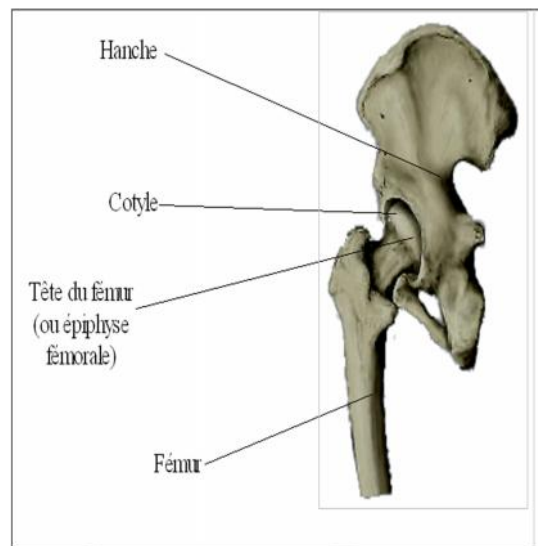


Figure II.1 : Partie acétabulaire du corps humain.

La présente figure montre le modèle géométrique tridimensionnel utilisé dans cette étude, il comprend l'implant fémoral, le ciment orthopédique, la cupule, et l'os iliaque. Le tout formant la prothèse totale de la hanche comme c'est illustré dans les figures 2 et 3.

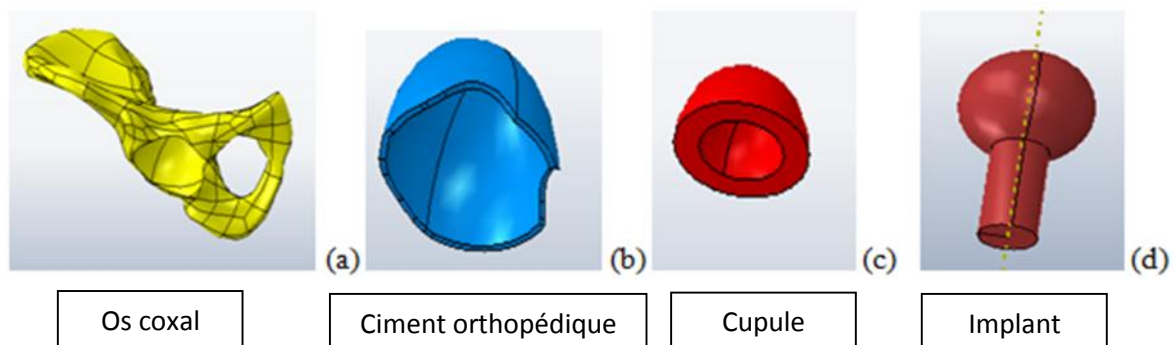


Figure II.2 : Constituants de la partie acétabulaire [66].

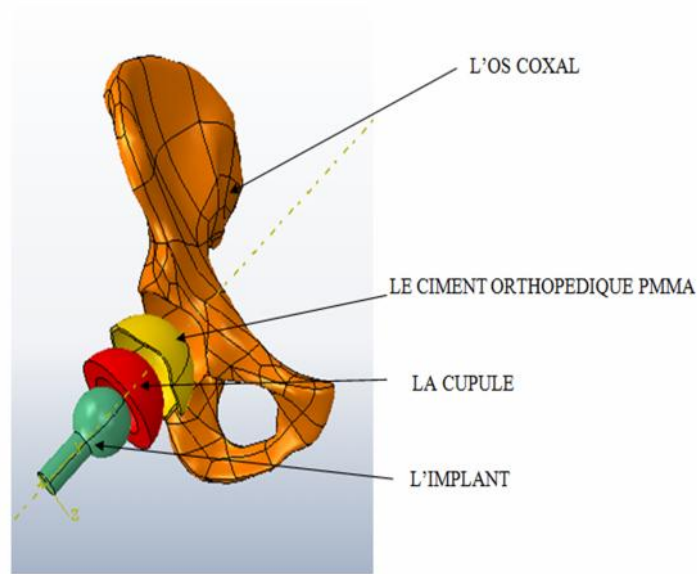


Figure II.3 : Eléments constituant de la PTH.

2.2 Propriété mécanique :

Dans cette étude nous avons pris les propriétés mécaniques des composants de la prothèse totale de la hanche à partir d'autres publications spécialisées dans ce domaine [6, 80]. Le tableau ci-dessous présent en détaille les différents constituants de la PTH ainsi que leurs propriétés mécaniques. On peut distinguer : l'os coxal, l'implant fémoral, la cupule, et le ciment orthopédique (PMMA).

Matériaux	Module de Young E (MPa)	Coefficient de Poisson ν
Os coxal	17000	0.30
La cupule	690	0.30
Ciment (PMMA)	2000	0.30
implant métallique	210000	0.30

Propriétés mécaniques de différents constituants de la PTH [6, 80].

2.3 Conditions aux limites :

Plusieurs études ont été mené dans ce sens tel que s'elle de Pawels [81] et al là où il a trouvé que la force maximale agissant sur la tige de tête est trois fois le poids du corps [66, 69,82].

Dans notre étude ; la partie supérieure de os iliaque appelée aile de l'os Illiaque possède un seul degré de liberté suivant la direction verticale, c'est-à-dire que le mouvement possible de cet organe est un petit déplacement vertical (figure II.4). La charge est appliquée sur la partie inférieure (fémur et tête fémorale), a cet effet nous devons fixer le système de l'autre côté (pubis), donc les conditions aux limites imposées selon sont :

- Un encastrement imposé au pubis.
- Déplacement imposé nul sur l'aile de l'os iliaque (déplacement non autorisé sur l'axe X et Z).
- Une charge uniformément répartie imposée sur l'implant, elle est d'amplitude de 20 Mpa.

Dans cette étude nous avons pris un chargement dans le cas d'un trébuchement du patient, cet acte génère une charge de 7 fois la charge appliquée par le poids moyen d'un corps humain qui pèse 70 Kg. Dans cette étude nous considérons le contact entre les différentes composantes de la PTH comme rigide continue [68].

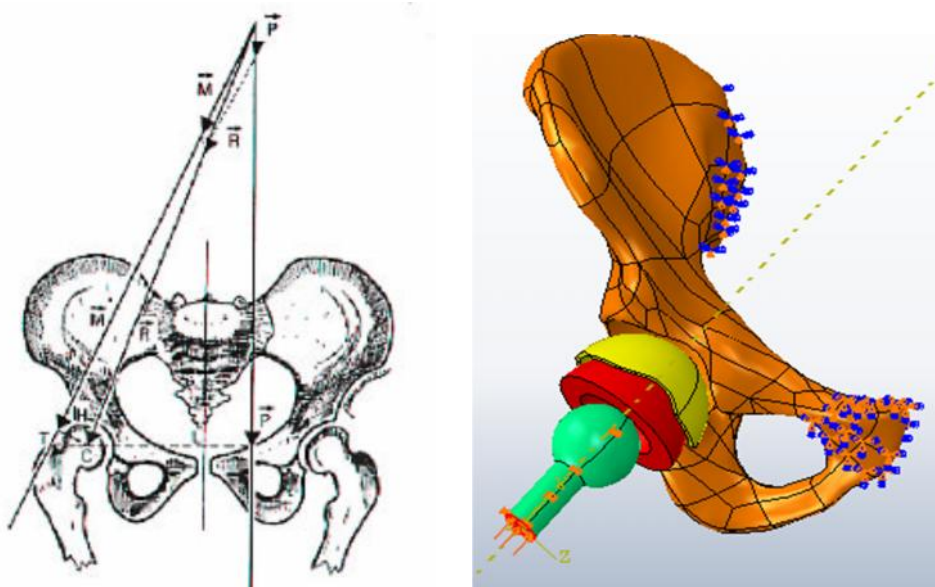


Figure II.4 : Représentation schématique des conditions aux limites imposées.

2.4 Position de l'implant correspondante à la posture de la marche :

D'après SAIKKO et al [83, 84], la charge appliquée pendant la marche est conditionné par les activités des articulations du corps humain. Ces derniers ont calculé la charge maximale appliquée sur la partie de fémur pour chaque cycle de marche, ils sont trouvés encore que l'angle de rotation varie entre -23° et $+23^\circ$. Wu, J.S.S, et Hung, J.P [85] ont divisé le cycle de SAIKKO, toute en créant 16 niveaux de chargement sur un intervalle d'orientation varie de -23° à $+23^\circ$.

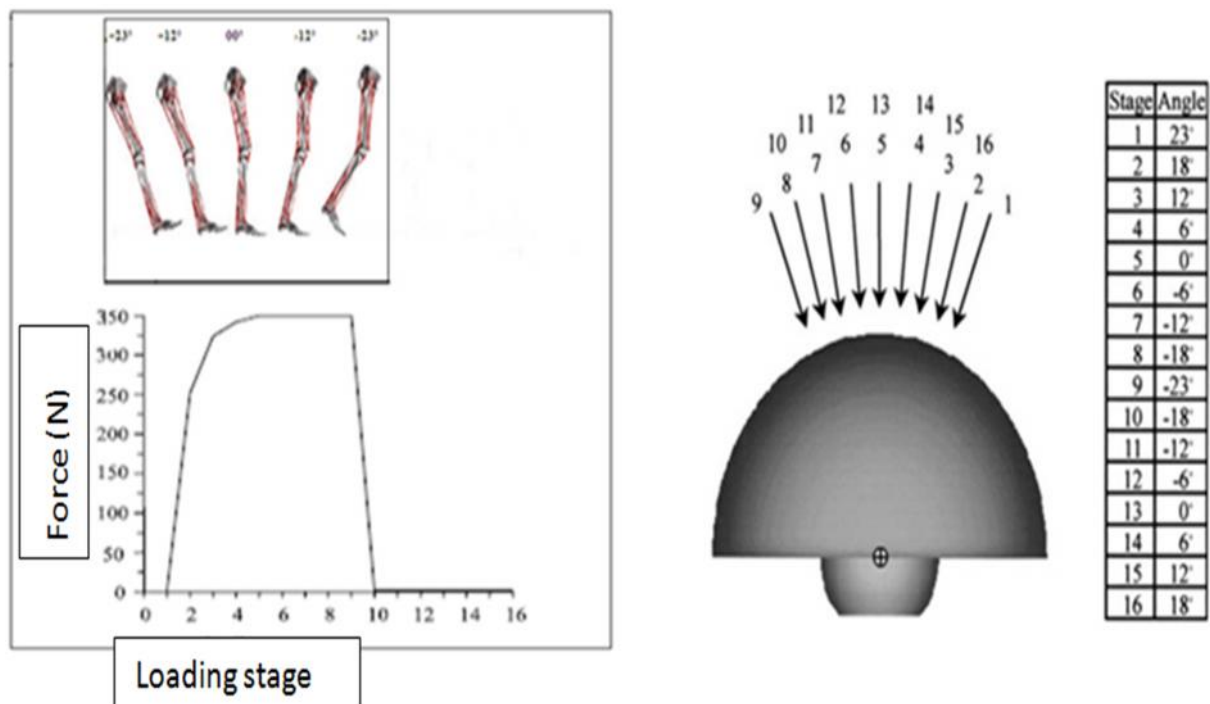


Figure II.5 : Charges agissantes sur la hanche et leurs orientations [86].

Dans notre cas on a pris que et les positions 0° et les extrémités -23° à $+23^\circ$ comme le montre la figure II.6, qui présentent respectivement les stages 5, 9, 1, d'après le graphe force-loading. Suite aux résultats obtenus par ces auteurs ; notre étude se concentre sur ces positions de l'implant prothétique ou la charge est maximum sur la PTH [83, 84, 85] :

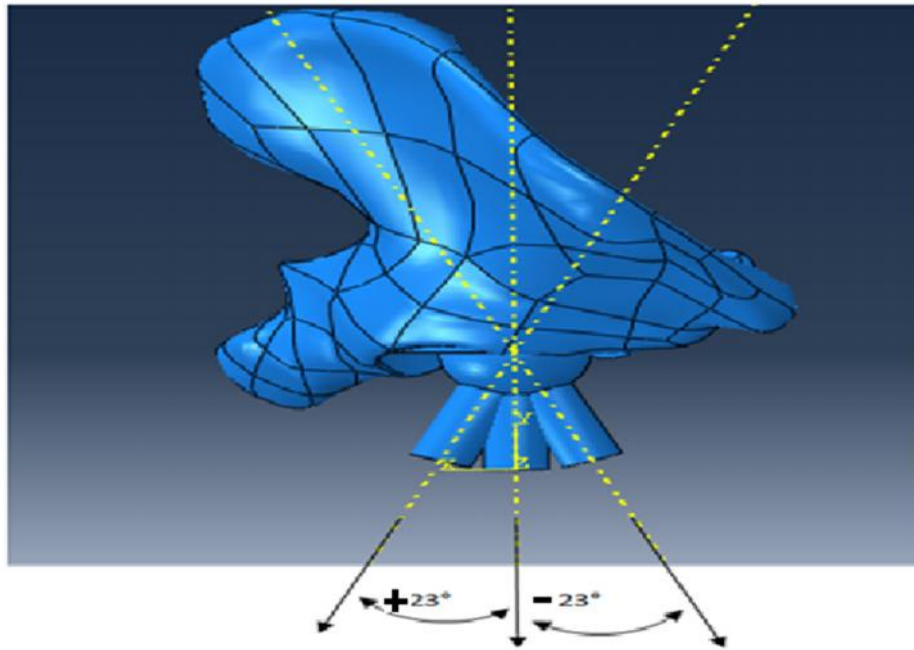
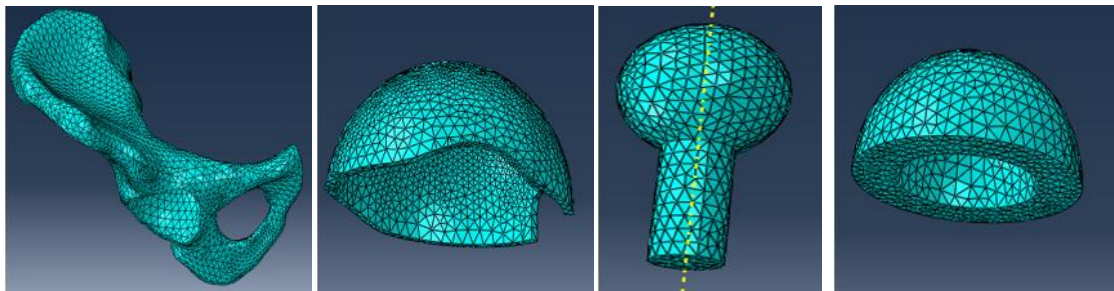


Figure II.6 : Trois positions de l'implant fémoral.

2.5 Maillage :

La fiabilité des résultats obtenus nécessite un maillage très raffiné. En effet, le ciment est un élément déterminant de la prothèse ; le raffinement de son maillage est d'une grande importance pour l'analyse de la structure totale. La figure II.7 montre le maillage des différentes composantes de la PTH. En basant sur le principe de la convergence et la précision des résultats de cette étude, nous procédons au raffinement de maillage dans les différents constituants de la PTH, dans ce sens le code de calcul ABAQUS nous offre la possibilité de raffiner le maillage dans toutes les zones et directions comme le montre la figure ci-dessous.



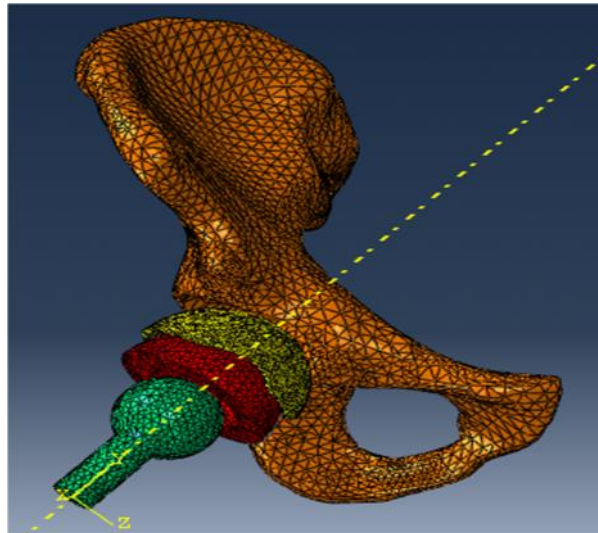


Figure II.7 : Maillage de la prothèse analysée.

II.3 Analyse des contraintes dans les différents constituants de la PTH :

3.1 Contraintes dans l'os coxal :

Dans ce chapitre la première étape consiste à modéliser la répartition des contraintes dans la prothèse totale de la hanche. Il s'agit de déterminer les zones de forte concentration de contraintes, le mode d'endommagement et sa nature, et en parallèle définir les zones présentant le risque le plus élevé consécutif à la présence de débris d'os la charge appliquée, la géométrie et les conditions aux limites sont imposées.

Dans cette étude on considère trois types de chargements (POS 0°, POS +23°, et POS -23°). L'analyse se porte sur la distribution et le niveau des contraintes. Pour les trois types de chargement, la répartition de la contrainte équivalente de Von Mises n'est pas homogène dans toute la partie de l'os coxal, c'est-à-dire que, les contraintes les plus fortes sont localisées au niveau de la fixation de l'os du pubis, le point d'application de la charge, comme le montrent la figure II.8. Cet état de fait peut avoir été entraîné par l'application des conditions aux limites à ce modèle.

Un alignement du col de l'implant sur l'axe de la cupule, caractérisé par un angle d'orientation égal à zéro degré (POS 0°) engendre un niveau de contrainte élevé égale à 52 MPa, ces contraintes sont localisées autour de la partie creuse de l'os coxal, dans la direction d'application de la charge. L'effet du deuxième type de chargement correspond à l'orientation -23° du col de l'implant par rapport à l'axe de la cupule est bien montré sur la figure au dessous, cette position engendre des sollicitations par encastrement qui conduisent à une

augmentation de la contrainte équivalente dans la structure et leurs amplitude atteint 75MPa. L'intensité des contrainte dans le troisième type de chargement (POS +23°) est faible comparativement aux deux premiers ; elle est aux environs de 50MPa. Dans les trois types de chargement, l'intensité de contrainte peut atteindre un niveau trop élevé ; ce dernier est le résultat de l'application de la charge et les conditions aux limites imposées.

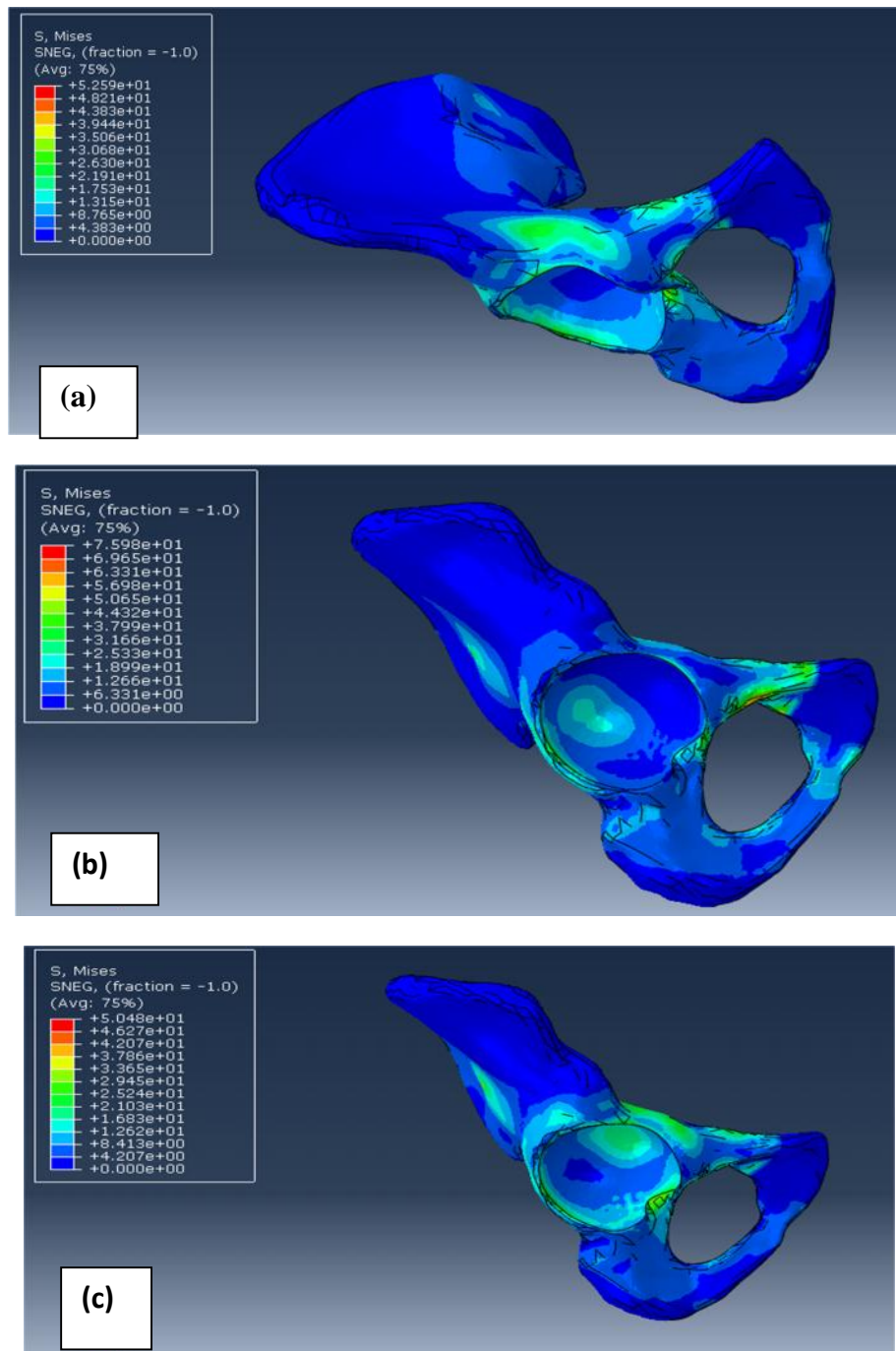


Figure II.8 : Répartition de la contrainte équivalente (Von Mises) dans l'os coxal pour les trois types de chargement 0° (a), -23°(b), +23° (c).

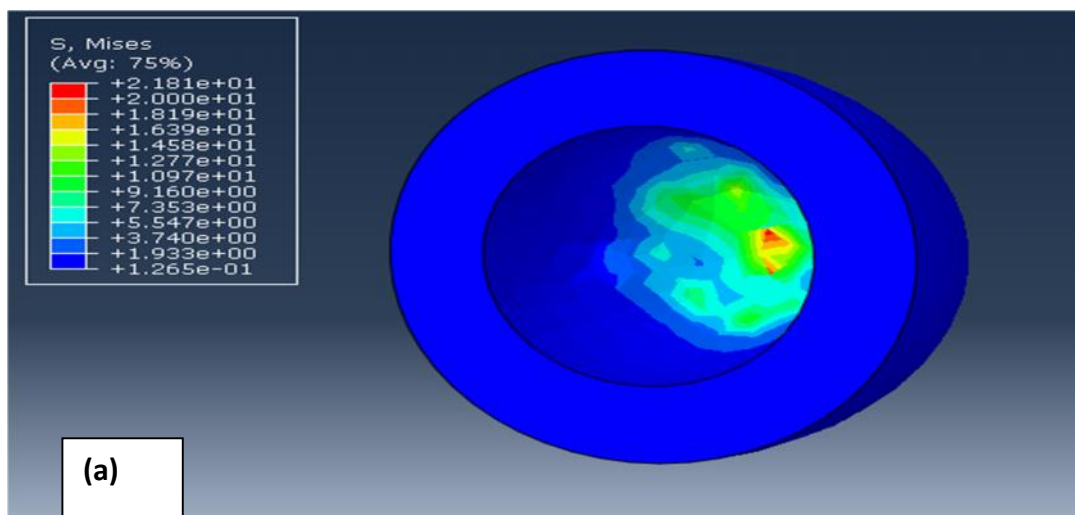
3.2 Contrainte dans la cupule :

La figure II.9 montre la répartition et l'amplitude des contraintes dans la cupule en matériau UHMWPE (Ultra High molecular weight polyethylene) en fonction de la position de l'implant par rapport à l'axe de la cupule.

Dans le premier type de chargement (POS 0°), les contraintes varient de 9MPa à 21MPa en majorité en compression ; ils sont localisés au voisinage de la zone de contact avec la tête fémorale, et de 0,12 à 7,35 en traction répartie dans le reste de la partie.

L'influence de l'orientation de l'implant sur la distribution et l'intensité de la contrainte équivalente dans la cupule est illustrée sur la figure II.9 (POS +23°, POS-23°). Le deuxième chargement engendre des contraintes d'intensité et de répartition différente son amplitude est de 23MPa. Les contraintes les plus intenses sont localisées au point de contact cupule-tête de l'implant dont une importante zone est soumise à des contraintes de compression. Les valeurs élevées enregistrées dans cette partie sont dues à l'effet de contact entre implant et cupule.

Une orientation +23° de l'implant n'entraîne pas l'intensification de la contrainte équivalente, elle engendre un niveau de contrainte presque comparable au premier chargement (21 MPa). les contraintes les plus intenses se localisent toujours au centre de la cupule au voisinage de l'interface cupule-tête de l'implant et dans la direction circonférentielle.



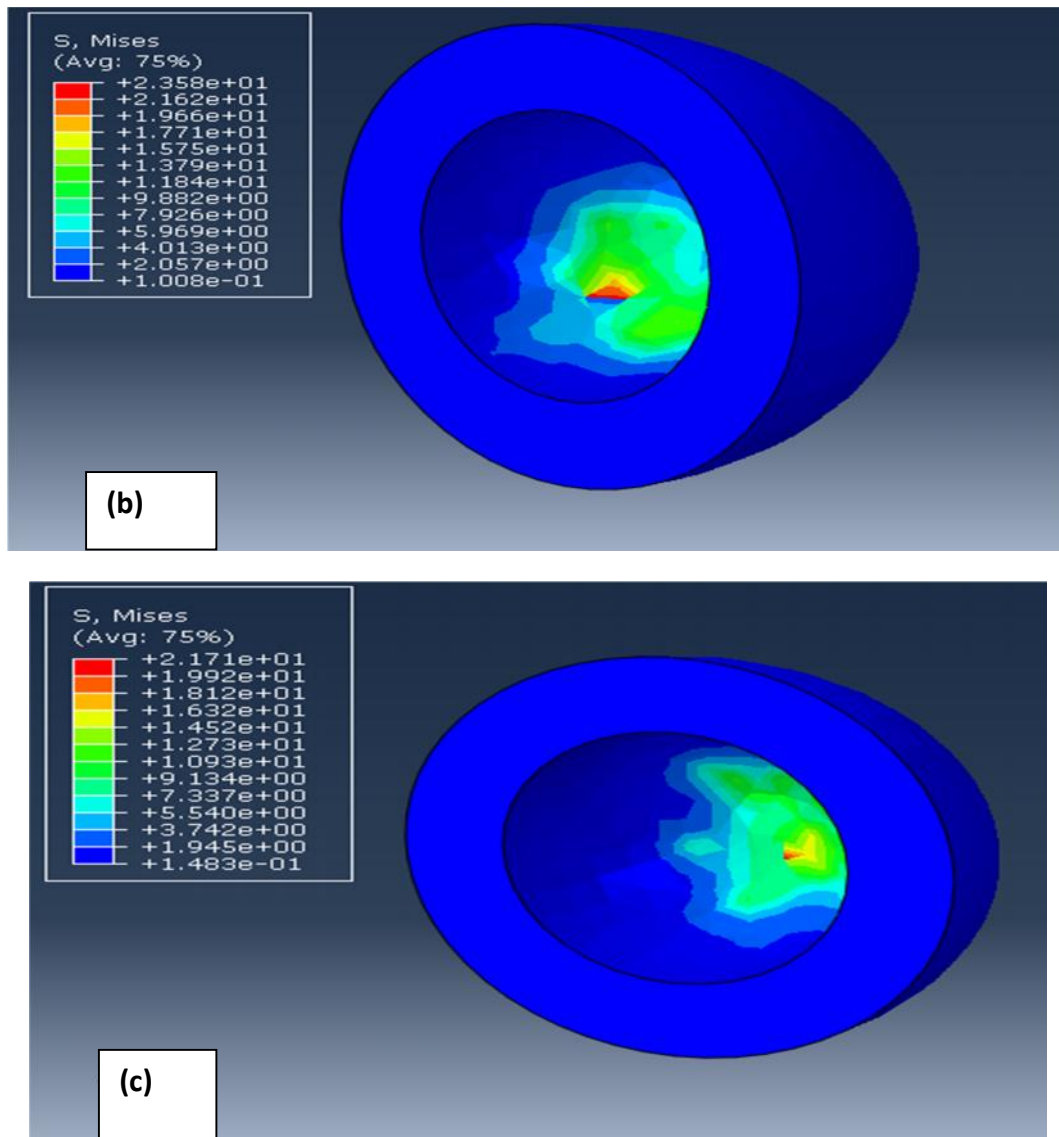


Figure II.9 : Répartition de la contrainte équivalente (Von Mises) dans la cupule pour les trois types de chargement 0° (a) , -23° (b), $+23^\circ$ (c).

3.3 Contrainte dans l'implant :

Les résultats obtenus sont illustrés sur la figure II.10. Un alignement implant-axe de la cupule entraîne une très forte concentration de la contrainte équivalente au col de l'implant et dans son prolongement vers la tête fémorale ; son amplitude est de 36 MPa ; il est soumis à la compression, qui peut être expliquée par la discontinuité de la géométrie. En revanche, la tension est répartie sur les deux côtés latéraux de la tête de l'implant.

Une orientation de -23° de l'implant entraîne une diminution d'amplitude aux environs de 18MPa, cette intensité diminue pour le troisième type de chargement (POS $+23^\circ$), elle est de l'ordre de 16MPa. Un tel comportement est le résultat des conditions aux limites qui n'ont pas été changées.

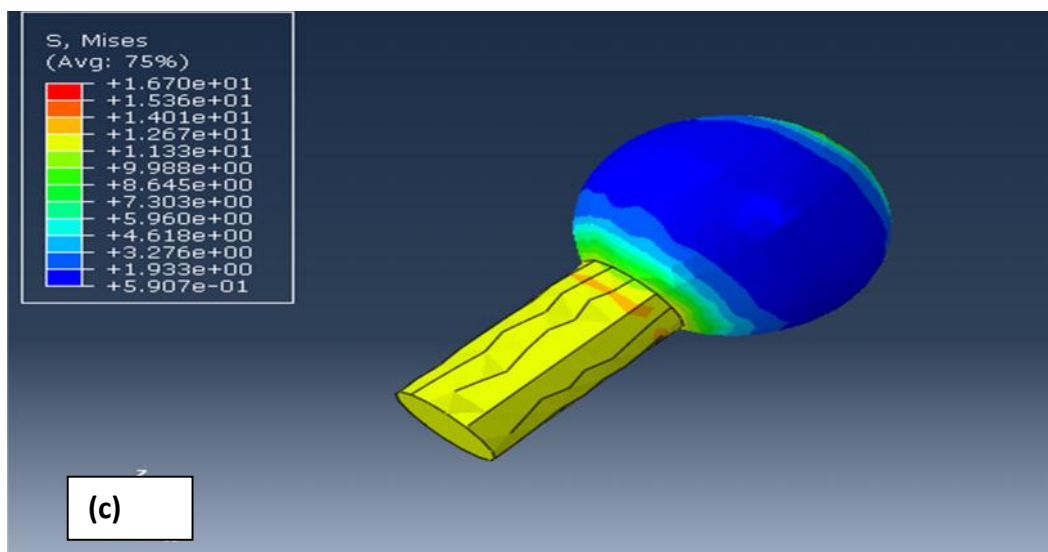
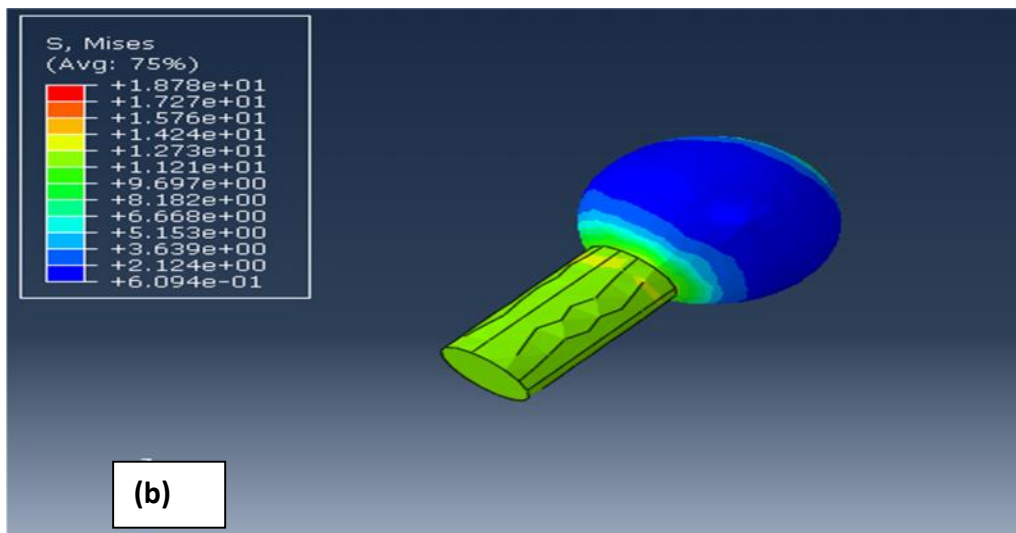
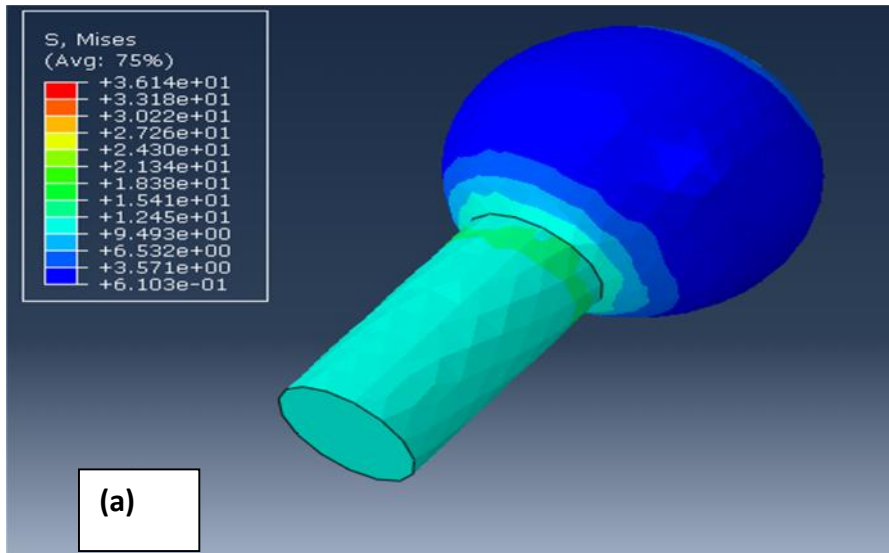


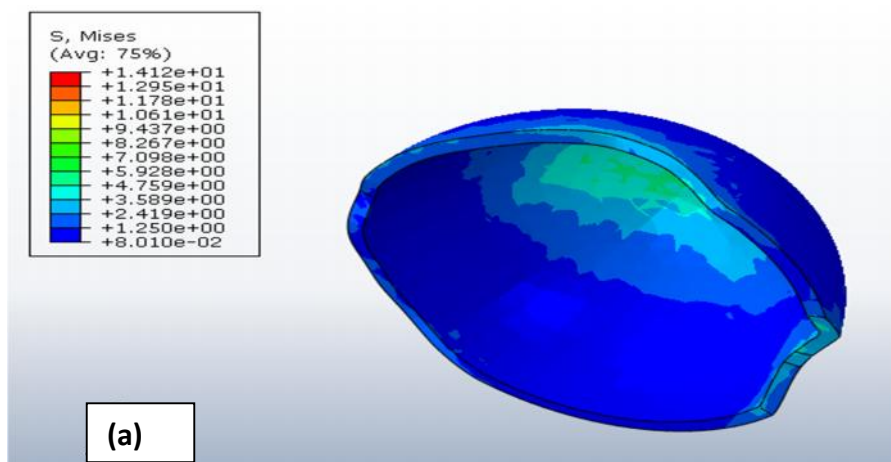
Figure II.10 : Répartition de la contrainte équivalente (Von Mises) dans l'implant pour les trois types de chargement 0°(a), -23° (b), +23° (c).

II.4 Contrainte dans le ciment :

La figure II.11, présente la contrainte équivalente dans le ciment pour les trois types de chargement. Il existe deux zones dans le ciment fortement sollicitées, la première se trouve dans le sens d'application de la charge (implant-cupule- ciment) et l'autre se trouve autour des bords inférieur du ciment. Cet état de contrainte est dû aux conditions aux limites.

La position de l'implant qui donne une forte concentration de contrainte est celle de POS+23° avec une amplitude de 22MPa , suivi par la position 0° qui donne une intensité de contrainte proche de 14MPa, par contre le deuxième type de chargement enregistre un niveau de contrainte plus au moins faible comparativement aux autres qui sont aux environ 10MPa. Malgré son amplitude, cette contrainte ne présente à aucun danger réel de rupture pour le liant puisqu'elle est essentiellement de compression sauf pour la zone située au centre du ciment dans le sens de l'application de la charge (Cette contrainte de compression peut provoquer des contraintes de tension dans la direction circonférentielle). Cette zone a subi une forte élévation de contrainte équivalente et résulte de la charge appliquée. Il faut rappeler que cette charge appliquée vaut 7 fois le poids moyen d'un corps humain.

Du point de vue clinique, il est important de déterminer le risque ou la probabilité d'initiation des fissures dans le ciment, dont le but est de comprendre le comportement de ce matériau clé de la PTH dans le cas d'une surcharge tel qu'un saut d'une hauteur ou un trébuchement de patient.



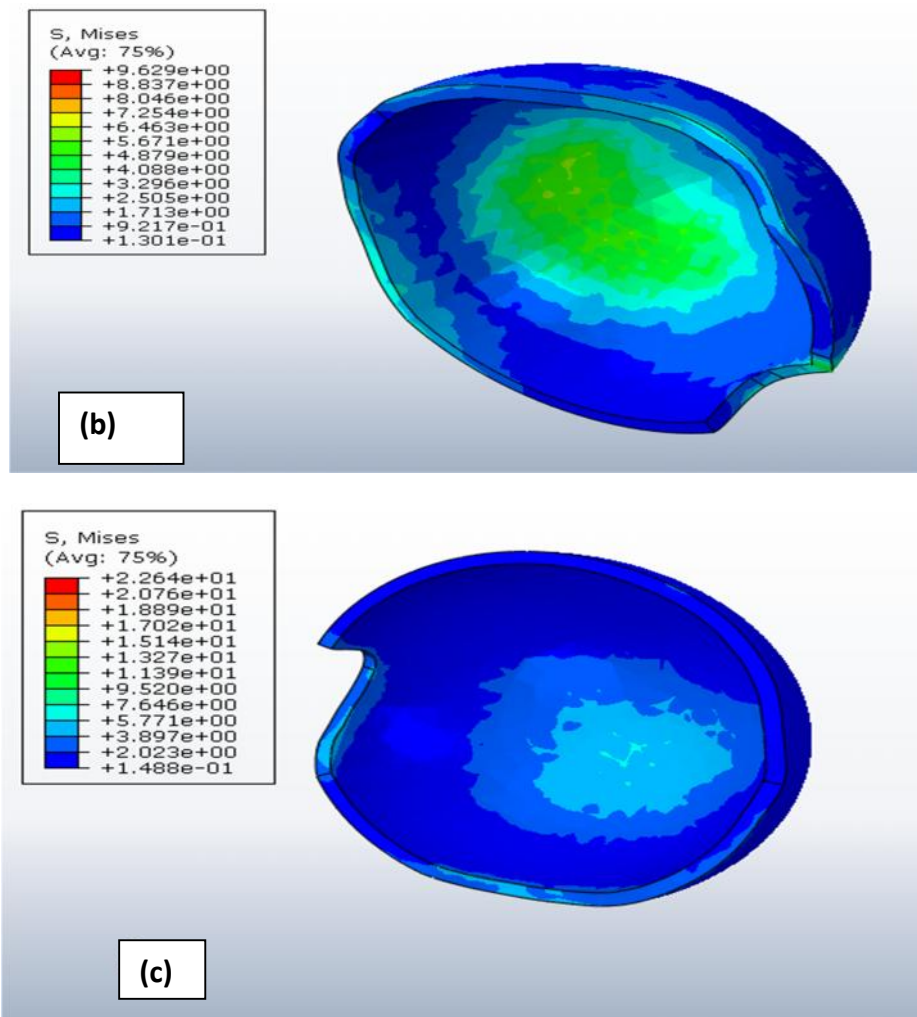


Figure II.11 : Répartition de la contrainte équivalente (Von Mises) dans le ciment, pour les trois types de chargement 0° (a), -23° (b), $+23^\circ$ (c).

II.5 Etat de contrainte dans le ciment en présence de défaut (inclusion osseuse) :

Rappelons que cette analyse a été réalisée sur la partie acétabulaire de la partie fémorale du corps humain. La simulation dans cette étude a été faite par la FEM, à l'aide de la technique de submodeling (voir section suivante), l'utilisation de cette méthode est jugé bénéfique vu la simplicité de leur utilisation et le gain de temps gagné dans le calcul. un seul calcul est suffisant pour le modèle global, la possibilité de changer le repère dans n'importe quelle direction et orientation lui a donne un avantage majeur.

Dans cette partie nous avons utilisé la technique de submodeling pour montrer l'effet de la présence de l'inclusion osseuse, ainsi l'effet de la position circonférentielle sur l'état de contrainte dans le ciment en fonction des trois modes de chargement, La figure ci-dessous (12) montre le submodel utilisé dans cette étude.

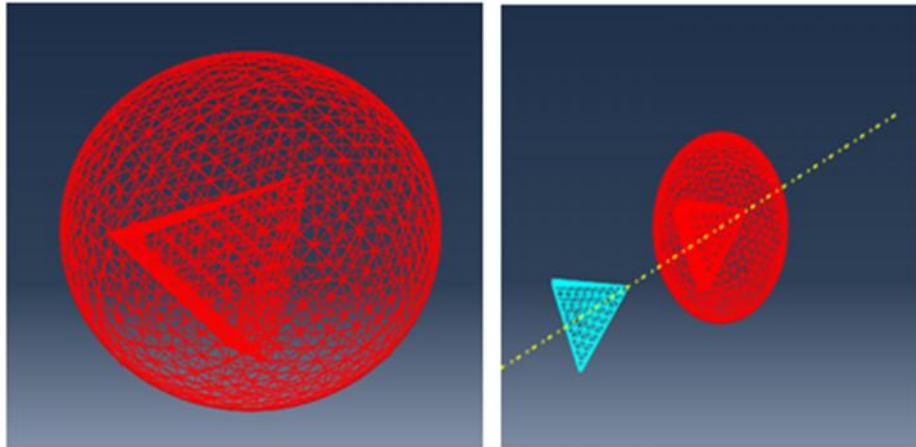


Figure II.12 : Schématisation du submodel utilisé.

3.5.1 Technique de submodeling :

Le submodèleing est une technique de modélisation générée par le code de calcul Abaqus Software, cette dernière nous permet de déduire plusieurs données physiques (mécanique et thermique...) ou mathématiques telles que l'amplitude de la contrainte, le calcul de l'intégral J, le facteur d'intensité de contrainte, dans ce chapitre notre intérêt de cette technique est porté sur l'état de contrainte (Von Mises, Max principal, contraintes radiales et tangentielles) au voisinage de l'inclusion [79].

Le calcul avec le submodèle est basé sur une logique de changement de repère à partir d'un modèle primaire (global-modèle) avec un système de coordonnées et propriétés mécaniques bien définies. Tout d'abord le calcul s'effectue sur ce type de (géométrie et caractéristique) pour déduire les conditions de frontière, afin de définir les nouvelles conditions dans le submodèle le logiciel effectue un changement de repère à partir du modèle global en basant sur une interpolation sur la surface du sous modèle en utilisant une fonction d'interpolation appropriée. Donc les données de submodel sont définies directement au niveau des surfaces d'intersection avec des conditions aux limites appliquées sur le sous modèle, [79].

Cette technique génère deux calculs :

- Le calcul du modèle global qui contient la géométrie primaire, le chargement et les conditions aux limites, le repère principal. Voir figure II.13 et 14.
- Le calcul du submodèle qui contient la géométrie, et conditions aux limites transférées à partir du modèle global.

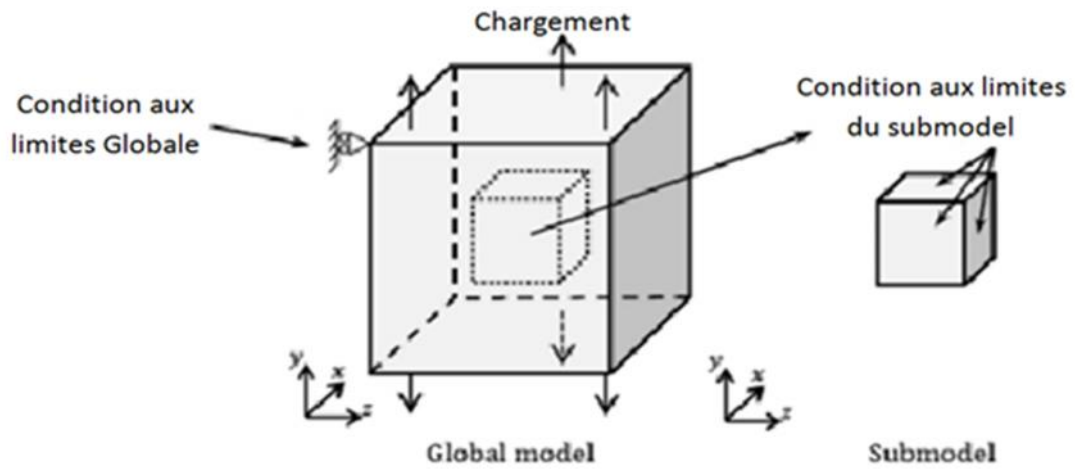


Figure II.13 : Schématisation (du global modèle et sub modèle).

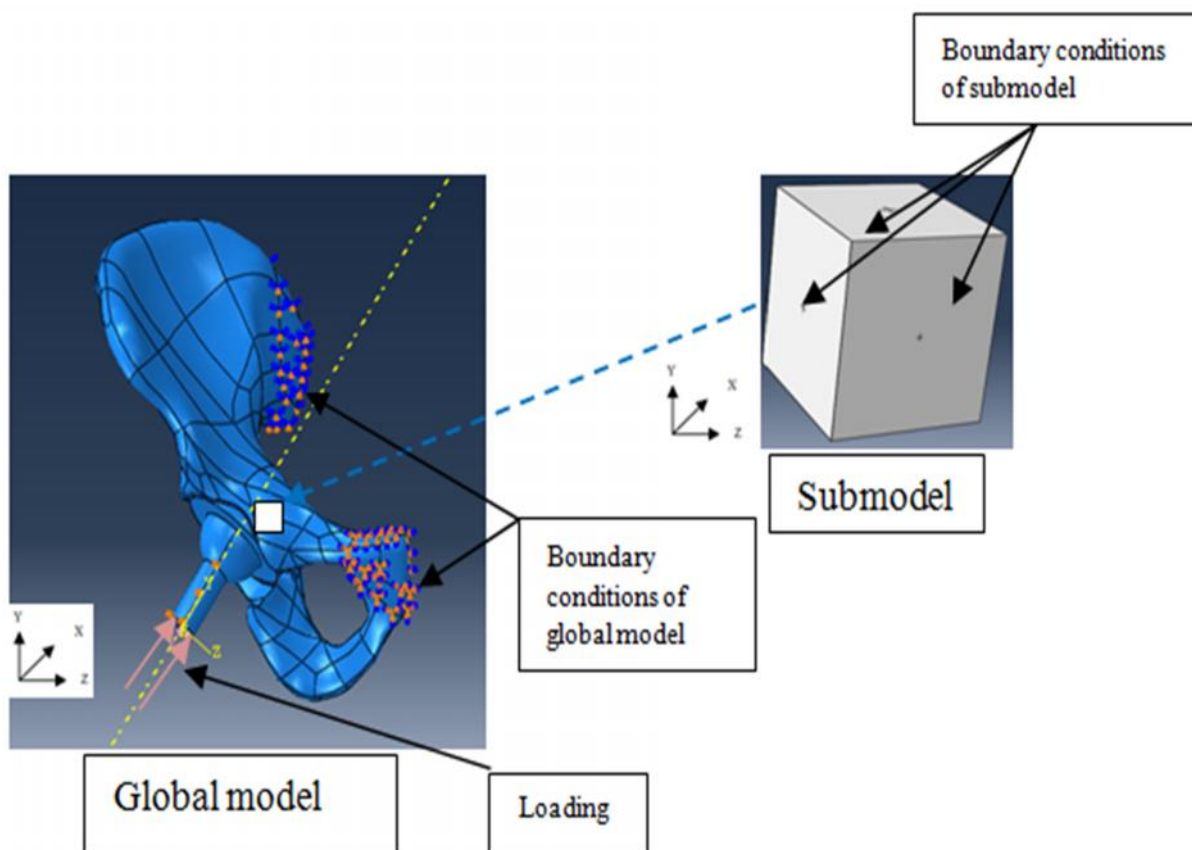


Figure II.14 : Schématisation du globale et submodel et les conditions aux limites.

3.5.2 Position circonférentielle :

Dans notre étude notre choix de la position circonférentiel est tombé sur un pas de 10° , ce qui permet de varier l'angle de 0° à 160° . Nous avons pris en considération les positions circonférentielle $10^\circ, 50^\circ, 80^\circ, 90^\circ, 100^\circ, 110^\circ, 130^\circ, 160^\circ$, avec une rotation de 2° du submodel (inclusion osseuse) pour chaque position circonférentielle voir figure II.15. Ces positions représentent respectivement les parties du bord inférieur, ainsi les positions du centre de ciment. Le choix de ces positions a pour but de minimiser les calculs et le temps, toute en déterminant les zones qui subit à une forte concentration de contrainte, les zones présentant un danger réel sur le liant, les zones susceptibles de former un réseau de fissure en présence de ce défaut sous l'effet de la charge appliqué, et les conditions aux limites.

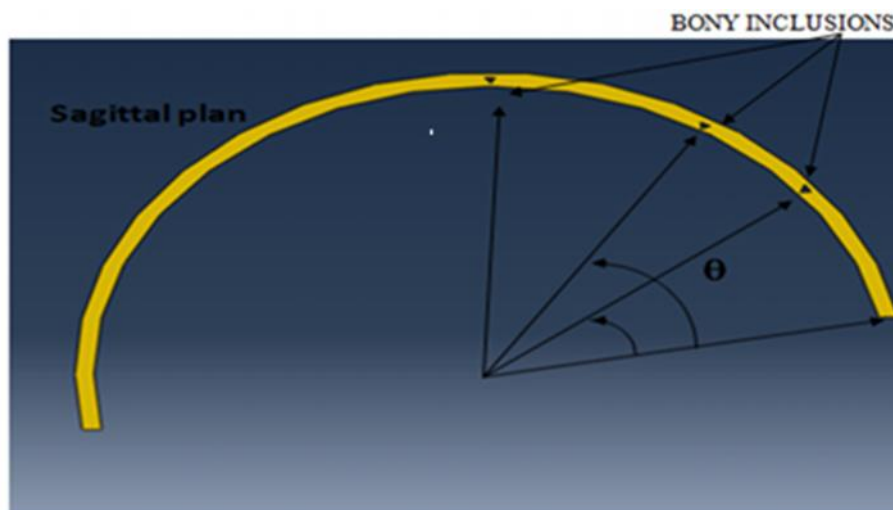


Figure II.15 : Position circonférentielle de l'inclusion.

3.5.3 Contraintes de Von mises en présence de l'inclusion :

Les figures 16, 17, et 18 montrent la variation de la contrainte équivalente (Von Mises) en MPa à chaque position circonférentielle, en fonction de l'orientation 2° du submodel, dans les trois positions de l'implant. Les résultats obtenus montrent que la présence d'une inclusion osseuse dans le ciment entraîne une forte augmentation de la contrainte qui dépend essentiellement de la position circonférentielle de l'inclusion, et de la position de l'implant.

Pour le premier type de chargement POS 0° , les positions $90^\circ, 100^\circ$, et 110° circonférentielle sont ceux qui donnent des valeurs très importantes, avec une amplitude qui varie de 16 à 20 MPa, ces valeurs sont toujours localisées autour de l'inclusion précisément sur la pointe aigue du pyramide comme la montre la figure au dessous; ce la est due à l'existence du débris d'os

dans le sens de la charge. L'allure de ces variations est harmonique pour les différentes positions, elles présentent une symétrie au par rapport à l'orientation 180° de l'inclusion. Les valeurs sont tous positives, et prennent des amplitudes maximales aux orientations d'extrémités 0° (360°), 180° .

La contrainte enregistré pour le deuxième type de chargement (POS -23°) sont représenté sur la figure II.17. La contraintes équivalentes (Von Mises) diminue considérablement, avec une intensité des valeurs maximale enregistré avec un peu de décalées par rapport au premier type de chargement. Ces valeurs présentent une symétrie la ou l'inclusion se trouve de 0° à 140° , la même allure se répète jusqu'à 360° . La position circonférentielle 50° est celle qui donne une amplitude max dans ce type de chargement, elle d'environ de 18 MPa ce qui est logique puisque le sens de la charge est incliné avec un angle -23° . Nous remarquons aussi que la concentration de contrainte est localisée toujours dans la pointe aigüe de la pyramide (débris d'os) comme la montre la figure.

La figure II.19 représente la variation de la contrainte de Von Mises en fonction de l'orientation de l'inclusion autour d'elle-même de 360° , pour différents positions circonférentielle, toute en gardant la position de l'implant à POS $+23^\circ$. Ce mode de chargement donne des valeurs de contrainte plus au mois fortes que le premier et deuxième chargement, l'intensité de contraintes est localisée autour de la pointe de l'impureté osseuse (figure II.18). Les valeurs max de la contrainte équivalente sont enregistrées pour les positions du centre de ciment (90° , 100° , 110°), ces valeurs varient de 20 à 22 MPa, par contre les positions des bords latéraux (10° , 30° , et 150° , 160°) enregistre des valeurs faibles presque nul. Ce la est dû à leurs positions qui se trouvent loin du champ de contrainte max.

La position circonférentielle et l'orientation de l'inclusion influent directement sur l'état de contrainte équivalente. C'est l'effet du champ de contrainte sur lequel se trouve le défaut (inclusion osseuse). Dans ce type de chargement $+23^\circ$, la symétrie n'est pas la même dans les différentes positions circonférentielle, ainsi l'orientation de l'inclusion enregistre des valeurs max décalées qui dépendent du sens de la charge (position de l'implant).

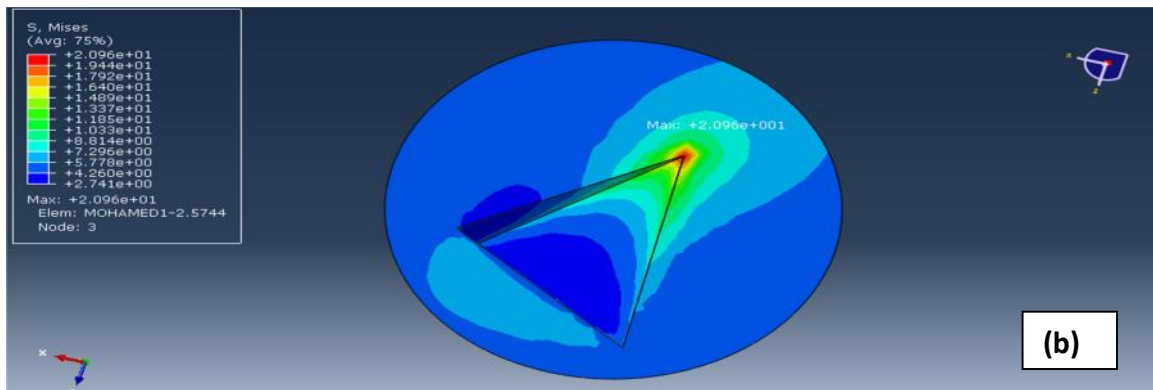
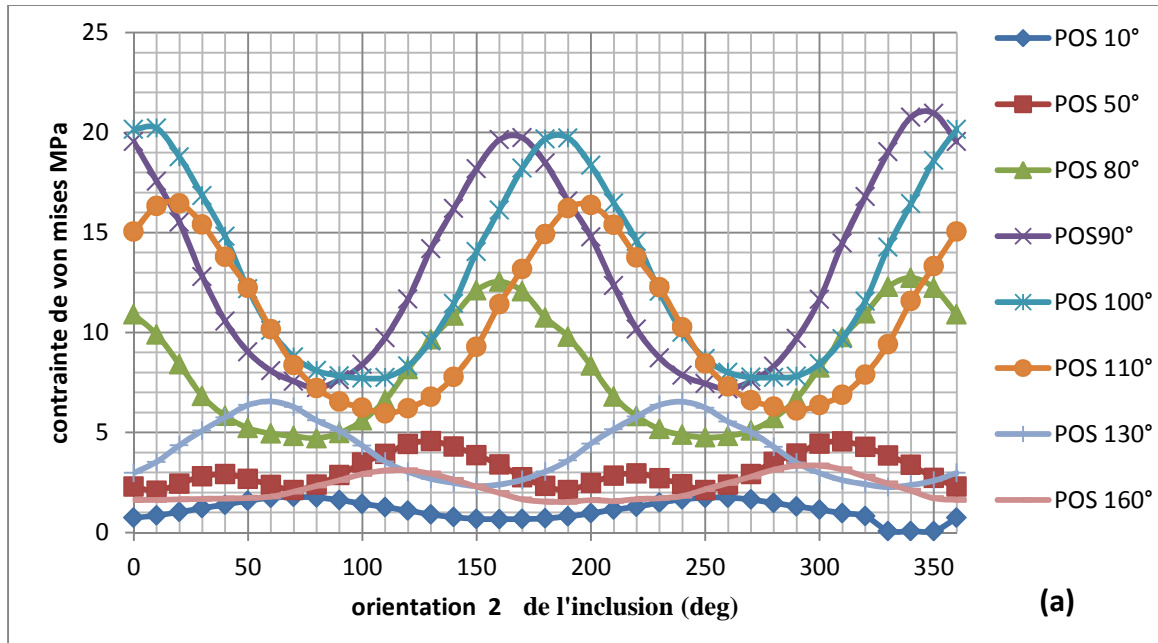


Figure II.16 : (a) Variations de la contrainte équivalente en fonction de l'orientation de l'inclusion. (b) Distribution de la contrainte autour d'une inclusion osseuse à la POS 0° de l'implant.

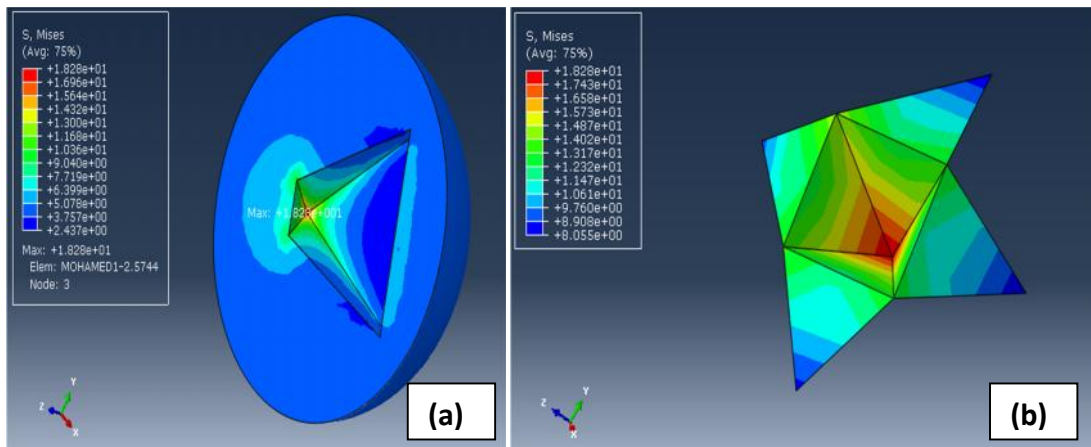
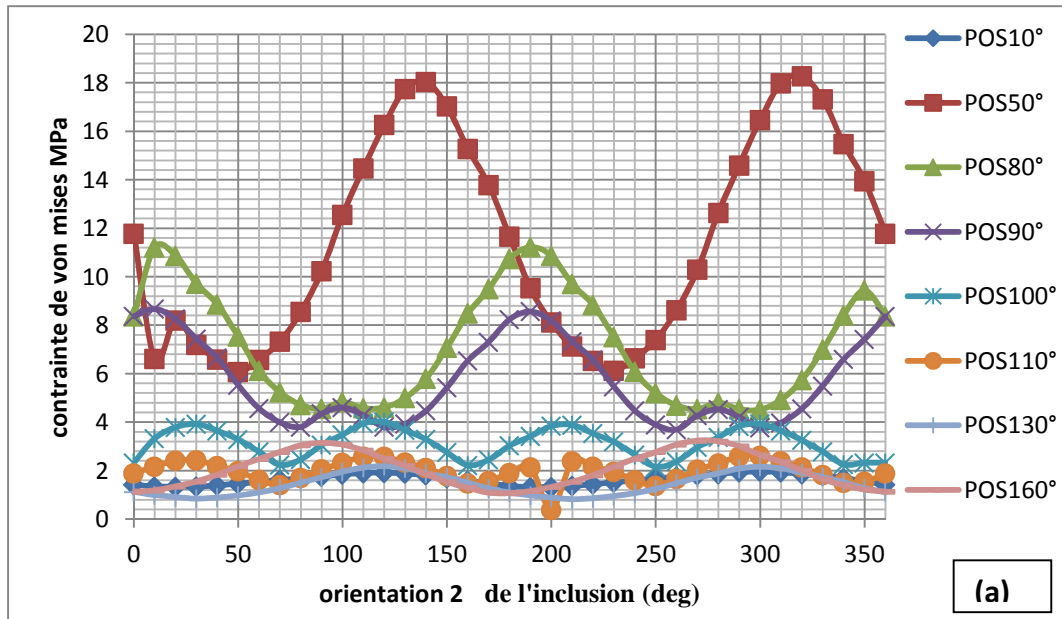


Figure II.17 : (a) Variations de la contrainte équivalente en fonction de l'orientation de l'inclusion. (b) Distribution de contrainte autour d'une inclusion osseuse à la POS -23° de l'implant.

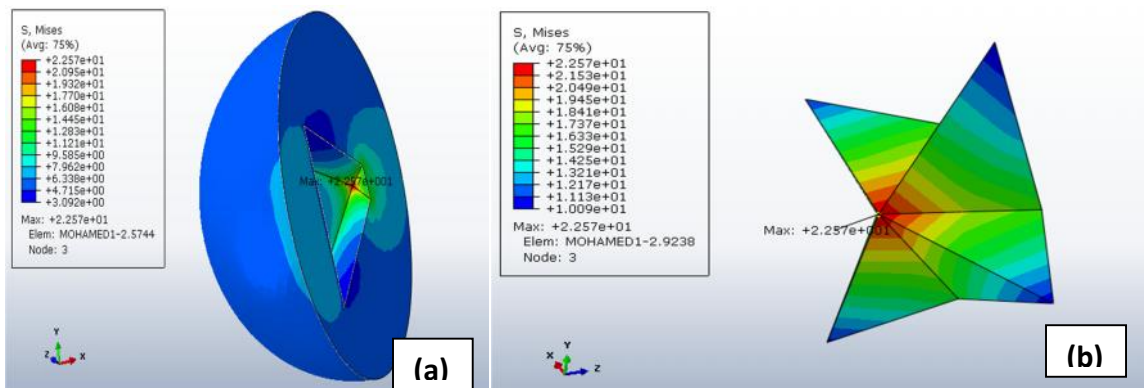
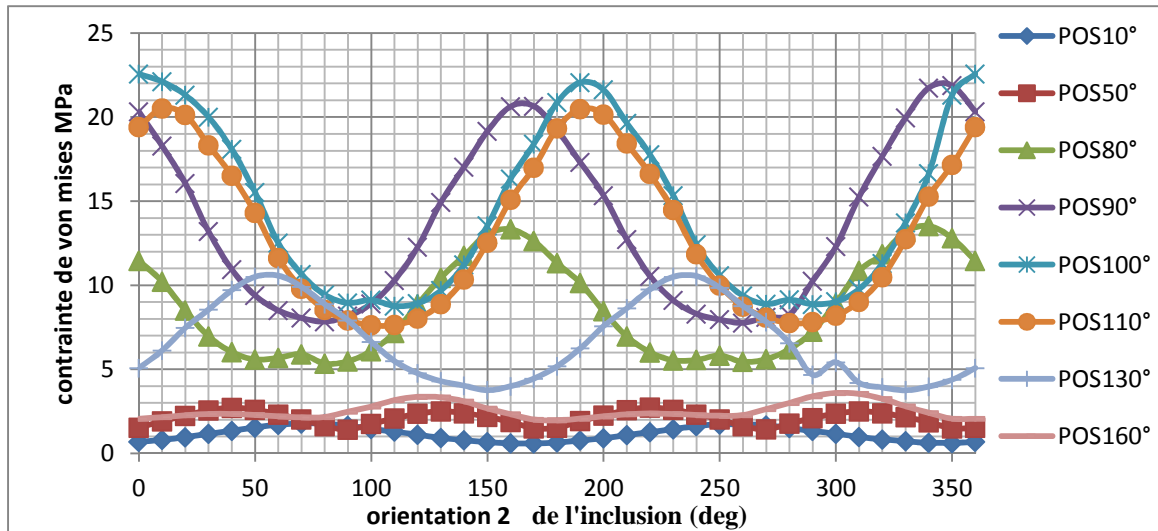


Figure II.18 : (a) Variations de la contrainte équivalente en fonction de l'orientation de l'inclusion, (b) contrainte équivalente autour d'une inclusion osseuse à la POS +23° de l'implant.

II.5.4 Contraintes Max principale en présence de l'inclusion :

L'analyse de la distribution de la contrainte principale autour du défaut nous permet de connaître les zones où le ciment est sollicité en mode simple (traction et compression simple ou cisaillement pure) ainsi que leurs directions. La distribution de la tension pure autour de l'inclusion osseuse permet la connaissance des zones d'initiation de fissure et la direction de propagation de fissure. Les figures 19, 20, 21 montrent la variation de la contrainte Max principale en MPa, en fonction de l'orientation (2) du défaut (inclusion osseuse) dans les trois positions de l'implant POS 0°, POS-23°, POS+23°. Ces variations sont enregistrées et dressées sous forme des graphes à chaque position circonférentielles de 10° jusqu'à 160°. Les résultats obtenus dans les trois types de chargement montrent que la pointe aigüe du pyramide a subit une forte concentration de la contrainte, cette élévation de l'état de contrainte dépend essentiellement de la géométrie du ciment, les conditions aux limites appliquées et la nature de chargement, la position circonférentielle et l'orientation de défaut, la position de l'implant.

A cet effet on a procédé à un changement de repère en utilisons l'outil de code de calcul ABAQUS, dont le but est de montrer l'effet de la pointe du pyramide.

Le premier type de chargement engendre un état de contrainte (Max principale) positive, et harmonique en fonction de l'orientation de l'inclusion, qui marque une symétrie varie selon la position circonférentielle et l'orientation de défaut. Pour la POS 0° de l'implant, nous remarquons que les positions centrales du ciment ($90^\circ, 100^\circ, 110^\circ$), sont ceux qui enregistrent des valeurs importantes varie de 3,65 jusqu'à 5 MPa. Notons que la partie localisé autour de la pointe aigue du pyramide se trouve dans un état de compression qui se délatte en traction en éloignant de cette partie, sauf une arrête de ce pyramide qui se trouve aussi en compression et enregistre une amplitude de 6 MPa voir figure II.19.

La figure II.20 schématise aussi la variation de la contrainte Max principale pour le deuxième type de chargement POS -23° de l'implant, ce dernier conduit à un niveau de contrainte moins important comparativement au premier chargement avec une amplitude max varie de 2,8 jusqu'à 3,5 MPa, ces valeurs sont enregistrées pour les positions circonférentielles de 50° jusqu'à 100° . Dans ce cas de chargement, tous le submodel se trouve en traction avec une amplitude varie de 0,5 jusqu'à 4 MPa, sauf la partie du la pointe aigue qui s'est trouvée en compression, a signaler qu'une autre partie de défaut de la base de pyramide enregistre une forte concentration de la contrainte Max principale au niveau de l'arrête, cette partie est sollicité à la compression, elle enregistre une amplitude de 4,2 MPa.

L'influence du troisième type de chargement est bien montré dans la figure II.21, la zone de compression vient d'être élargit au détriment de la zone de traction par rapport aux deux premiers chargements, les zones les plus sollicitées à la compression sont respectivement la pointe aigue avec une amplitude de 6,12 MPa, et la zone située proche de l'arête du pyramide avec une intensité de 6,52 MPa. Ces valeurs sont enregistrées lorsque le défaut se trouve à une orientation de 280° , dans la position circonférentielle 100° , il existe d'autres positions circonférentielle tel que les positions $80^\circ, 90^\circ, 110^\circ$ mais leurs effet reste moins important que la position 100° , ce la est due à la position de l'implant et les conditions aux limites.

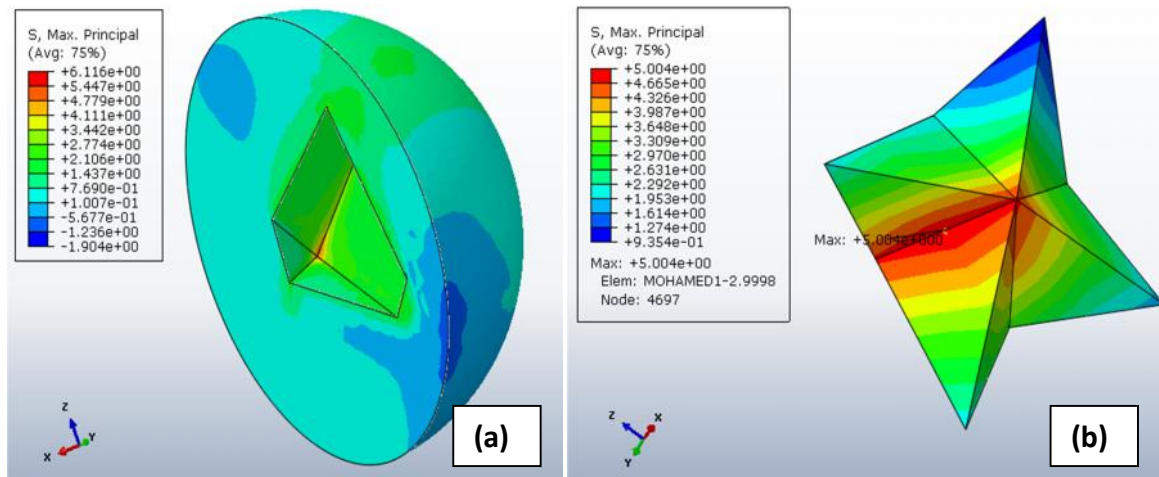
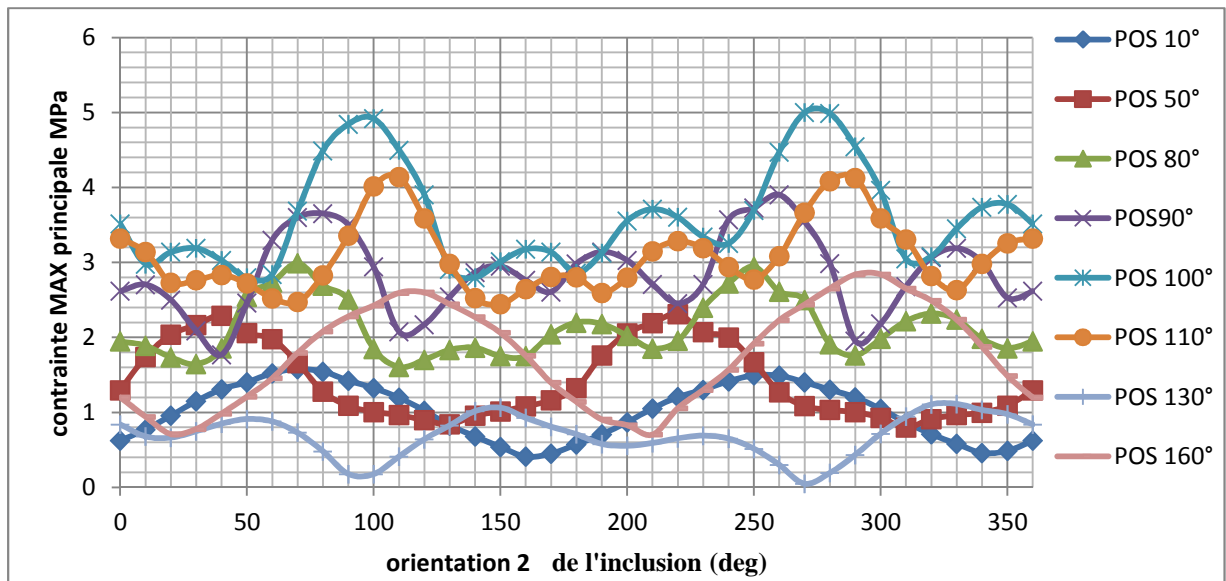


Figure II.19 : (a) Variations de la contrainte Max principale en fonction de l'orientation de l'inclusion. (b) Distribution de la contrainte max principale autour de l'inclusion osseuse à la POS 0° de l'implant.

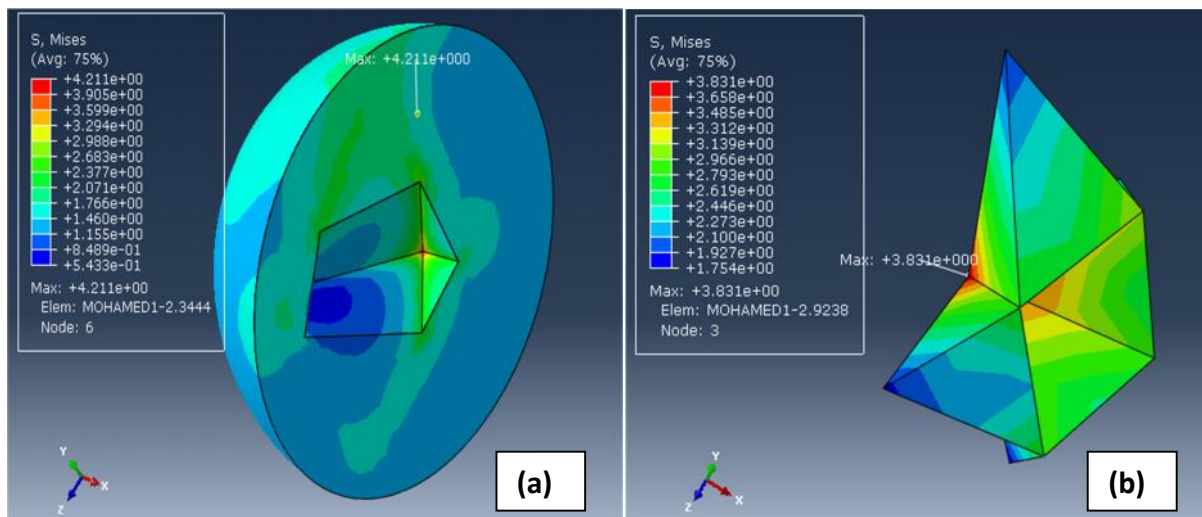
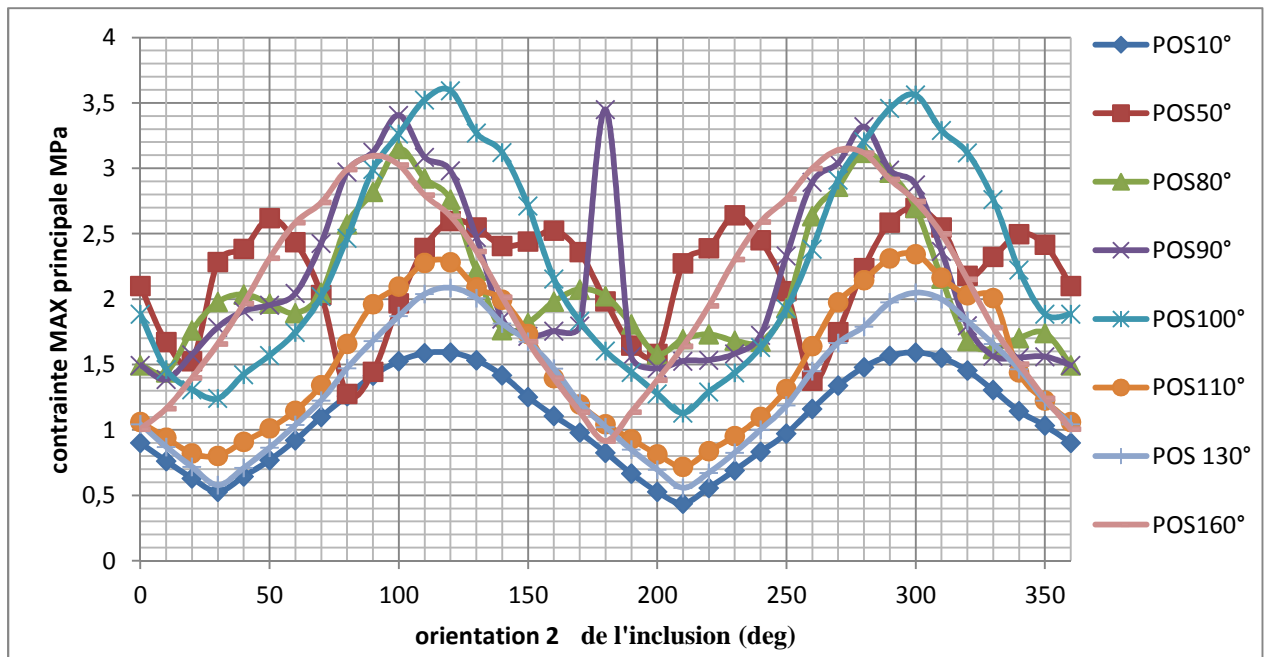


Figure II.20 : (a) Variations de la contrainte Max principale en fonction de l'orientation de l'inclusion. (b) Distribution de la contrainte max principale autour de l'inclusion osseuse à la POS -23° de l'implant.

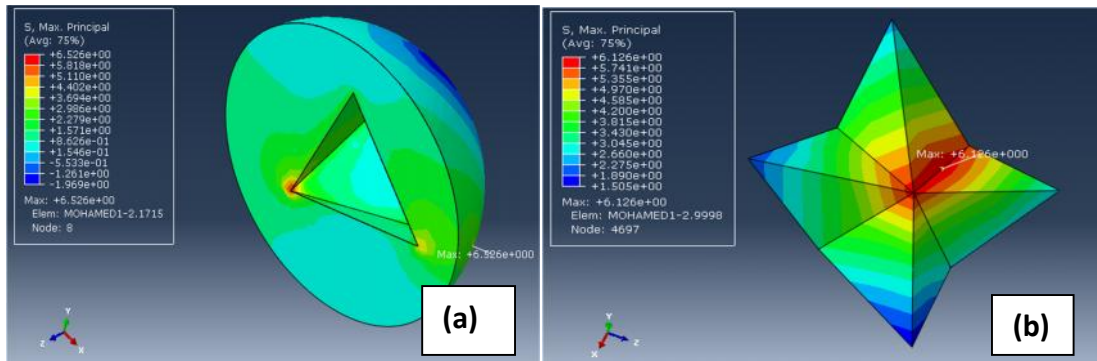
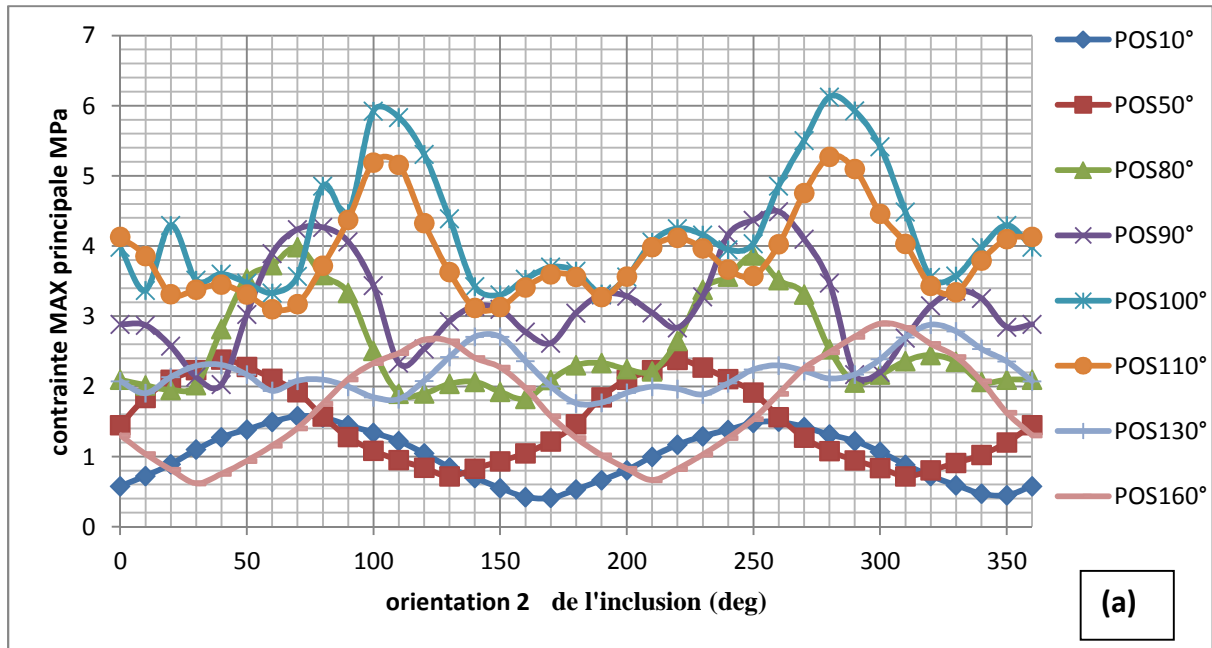


Figure II.21 : (a) Variations de la contrainte Max principale en fonction de l'orientation de l'inclusion. (b) Distribution de la contrainte max principale autour de l'inclusion osseuse à la POS +23° de l'implant.

3.5.5 Contraintes circonférentielles, radiales, de cisaillement en présence de l'inclusion :

3.5.5.1 : Contrainte radiale S11 :

La variation de la contrainte circonférentielle dans l'axe 1-1, en fonction de l'orientation de l'inclusion est bien montrer dans les figures 22, 23, 24. Dont le but est de montrer l'effet de la présence d'une inclusion osseuse dans le ciment, nous rappelons que ces résultats ont été pris autour de la pointe aigue de pyramide. Pour les trois types de chargement nous remarquons que les positions circonférentielles 90°,100°,110° sont ceux qui engendrent une augmentation considérable de la contrainte en premier lieu par contre les positions proche des bords latéraux du ciment donne des résultats presque nuls, en deuxième lieu la position de l'implant influe directement sur l'état de contrainte.

La variation de la contrainte prouvait qu'il ya une symétrie, qui dépend toujours de la position circonférentielle du défaut et l'état de contrainte sur lequel se trouve. On voit que les résultats de S11 varient de 1,6MPa jusqu'à 4,6 MPa.

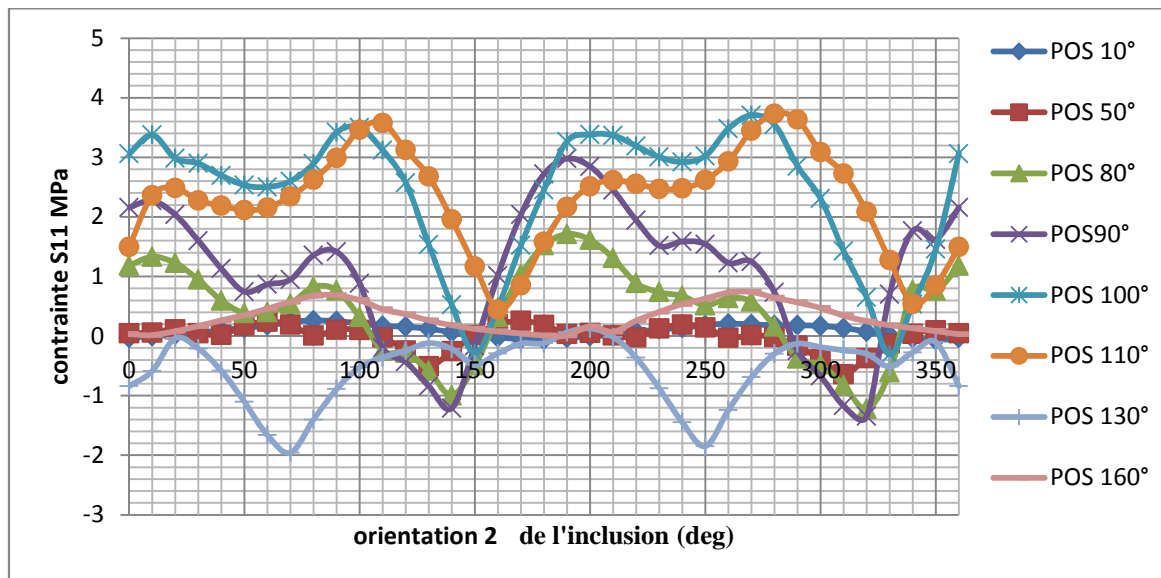


Figure II.22 : Variations de la contrainte S11 en fonction de l'orientation de l'inclusion à la POS 0° de l'implant.

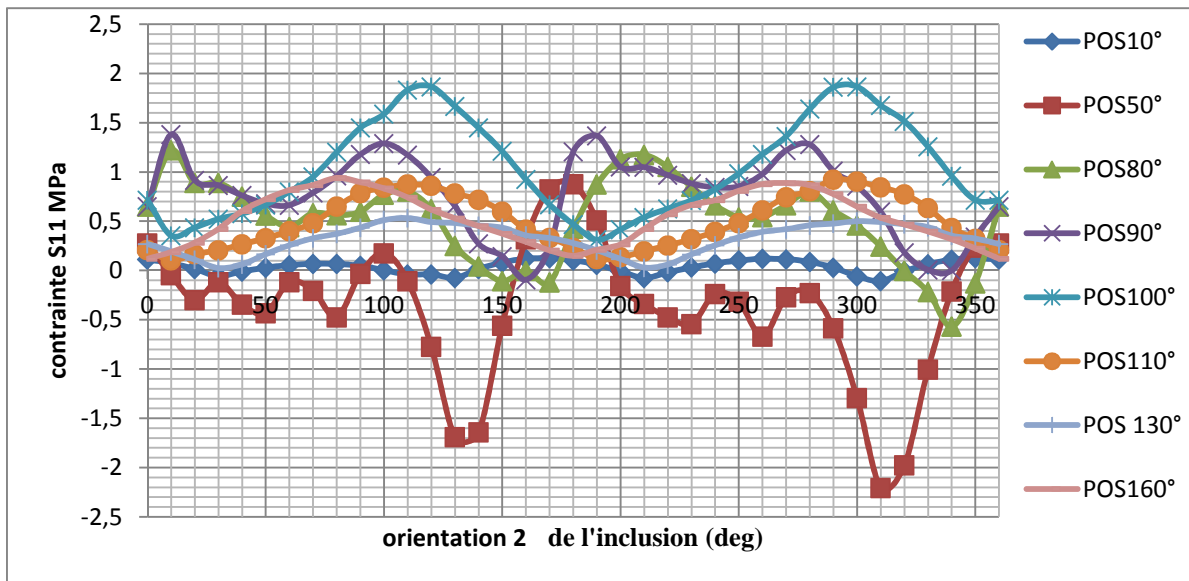


Figure II.23 : Variations de la contrainte S11 en fonction de l'orientation de l'inclusion à la POS -23° de l'implant.

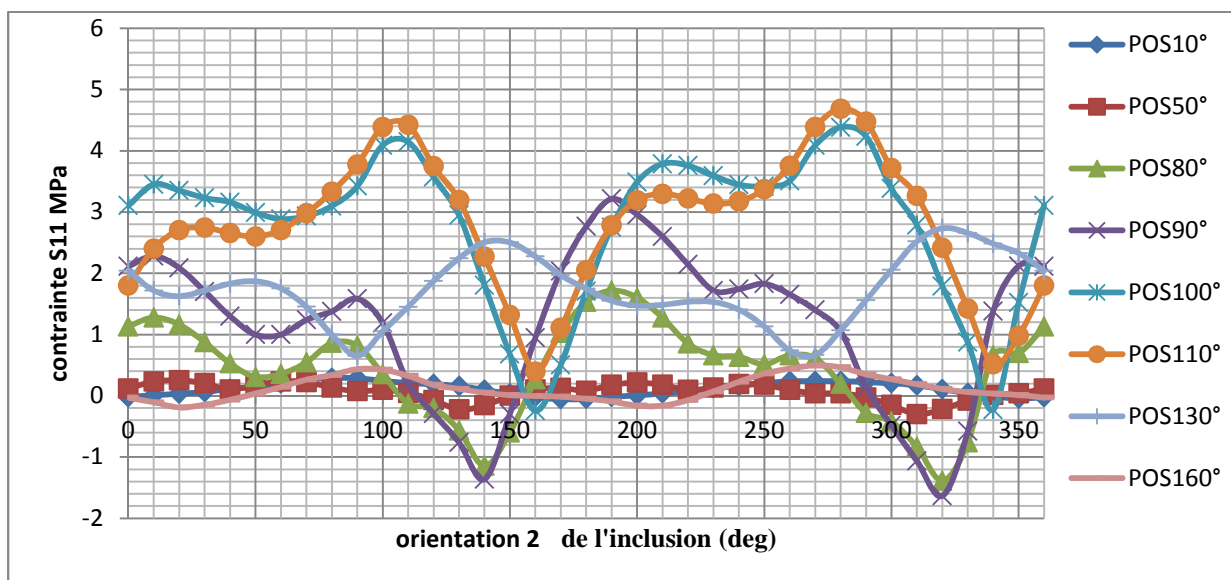


Figure II.24 : Variations de la contrainte S11 en fonction de l'orientation de l'inclusion à la POS +23° de l'implant.

3.5.5.2 : 1^{ère} contrainte circonférentielles S22 :

Les figures 25, 26, 27 représentent respectivement la variation de la contrainte circonférentielle dans l'axe 2-2 en fonction de l'orientation de l'inclusion osseuse, pour les trois types de chargement POS 0°, POS -23°, POS +23°, la variation de la contrainte S22 autour de la pointe aigüe du pyramide montre qu'il existe des positions circonférentielles enregistrent un niveau de contrainte important, et ce lui là dépend essentiellement de la position circonférentielle et le sens d'application de la charge (position de l'implant). On peut citer les positions du centre de ciment 90° et 100°, associée par la

position 80° qui enregistre une amplitude de 2 MPa pour les trois positions de l'implant, par contre la position 110° enregistre un niveau de contrainte moins important.

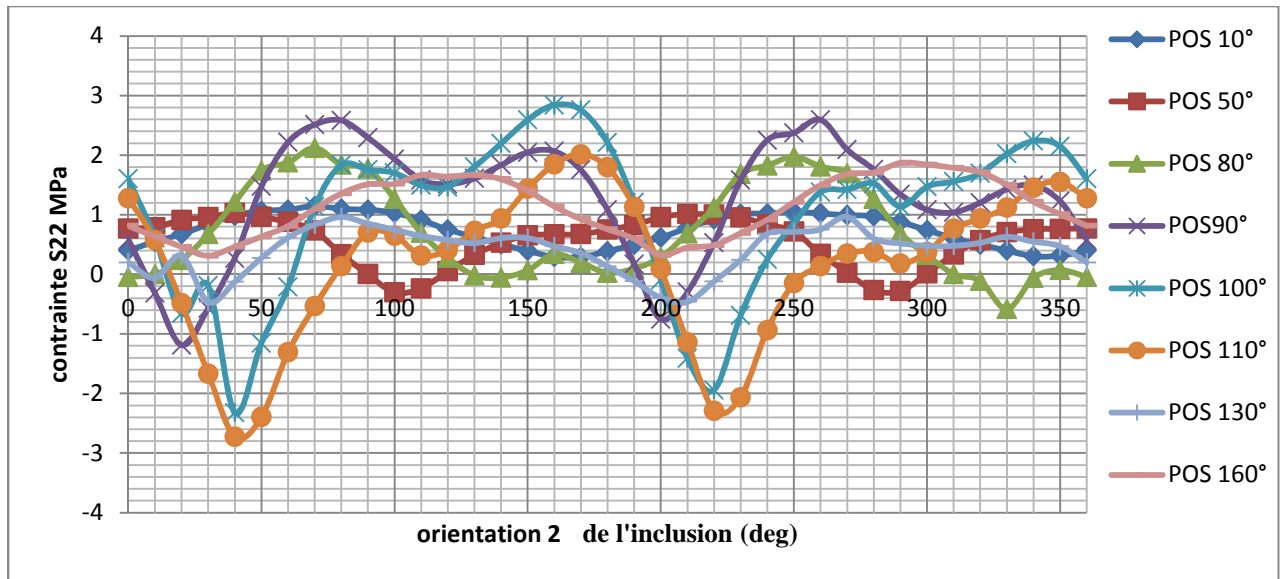


Figure II.25 : Variations de la contrainte S22 en fonction de l'orientation de l'inclusion à la POS 0° de l'implant.

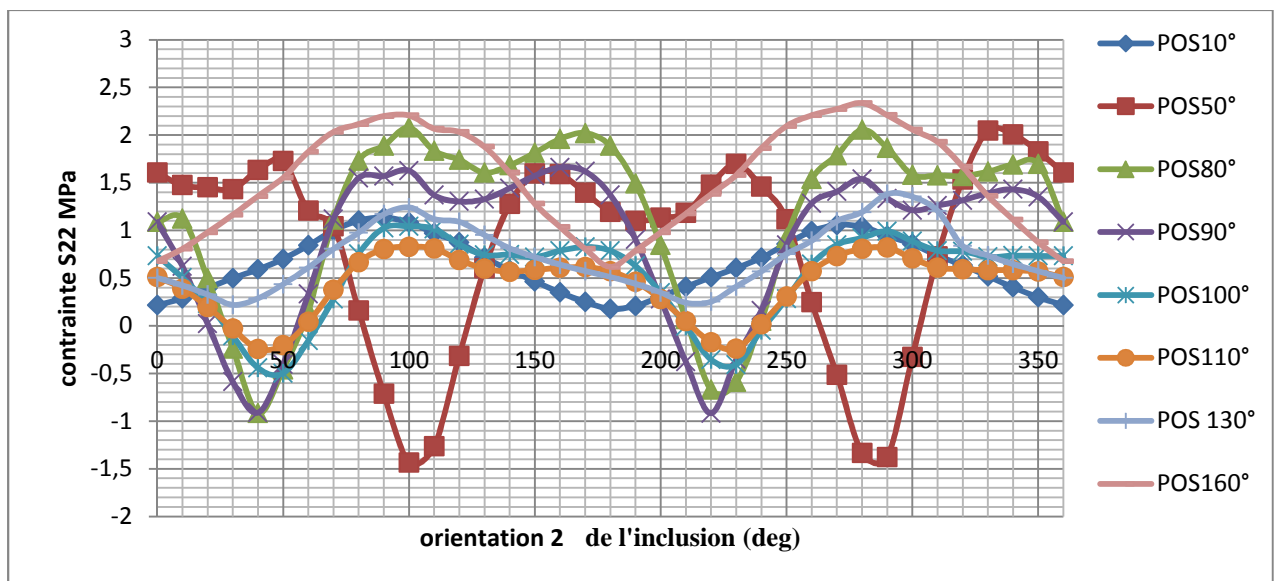


Figure II.26 : Variations de la contrainte S22 en fonction de l'orientation de l'inclusion à la POS -23° de l'implant.

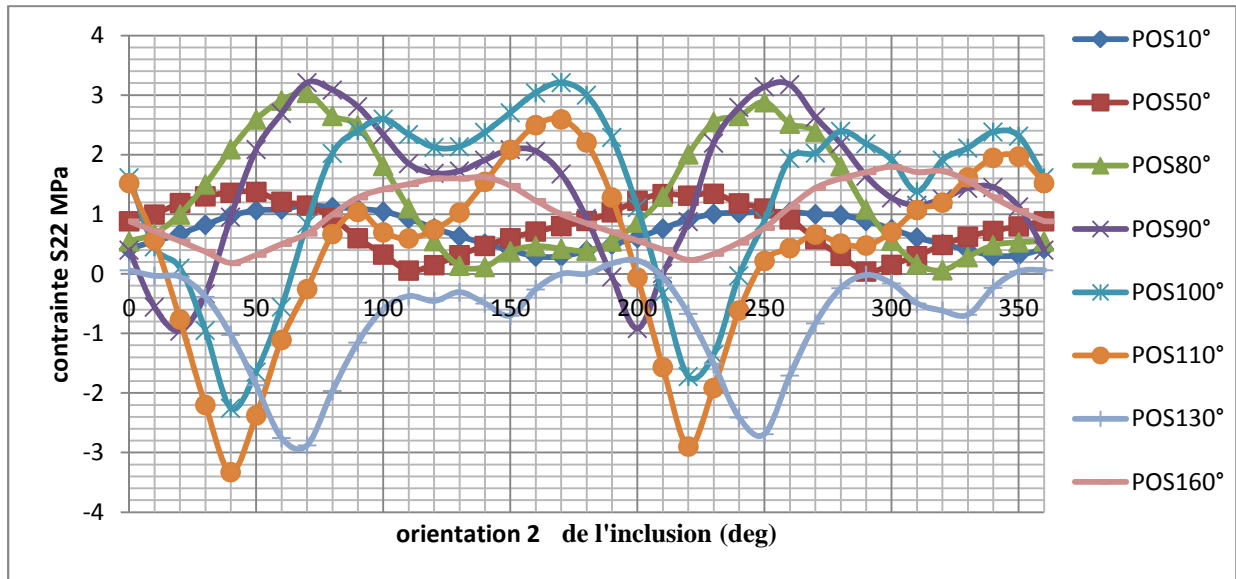


Figure II.27 : Variations de la contrainte S22 en fonction de l'orientation de l'inclusion à la POS +23° de l'implant.

3.5.5.3 : 2^{ème} contrainte circonférentielle S33 :

Les figures au dessous (28,29 et 30) représentent la variation de la contrainte radiale en fonction de l'orientation de l'inclusion osseuse dans les trois types de chargement (POS 0°, POS +23°, POS- 23°). Les résultats montrent que l'effet de la présence de l'inclusion osseuse n'est pas assez important en compression quelque soit la position de l'implant, sauf la position circonférentielle 50° qui enregistre un pic de 2,3 MPa pour le deuxième type de chargement, mais plus au moins important en traction comme c'est montré en figures, la ou l'état de contrainte radiale donne des niveau d'intensité de 5,5 MPa .

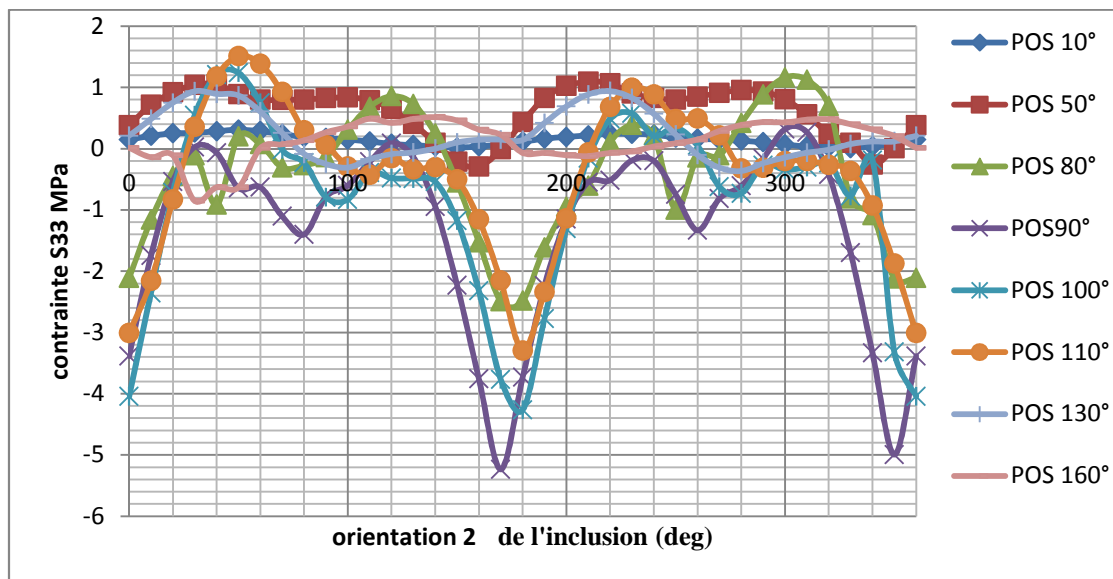


Figure II.28 : Variations de la contrainte S33 en fonction de l'orientation de l'inclusion à la POS 0° de l'implant.

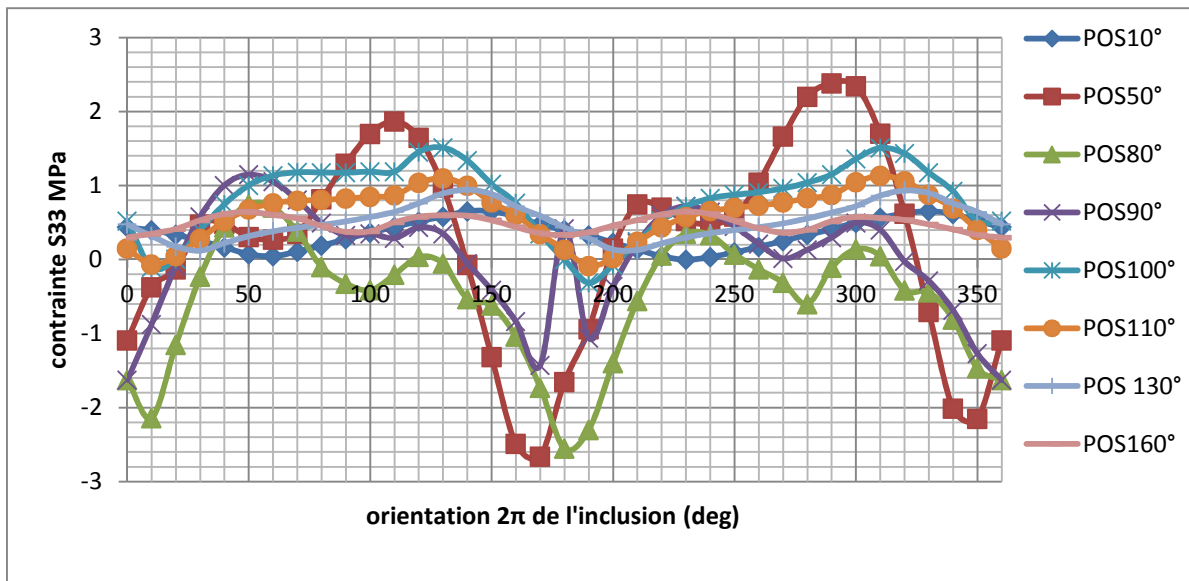


Figure II.29 : Variations de la contrainte S33 en fonction de l'orientation de l'inclusion à la POS -23° de l'implant.

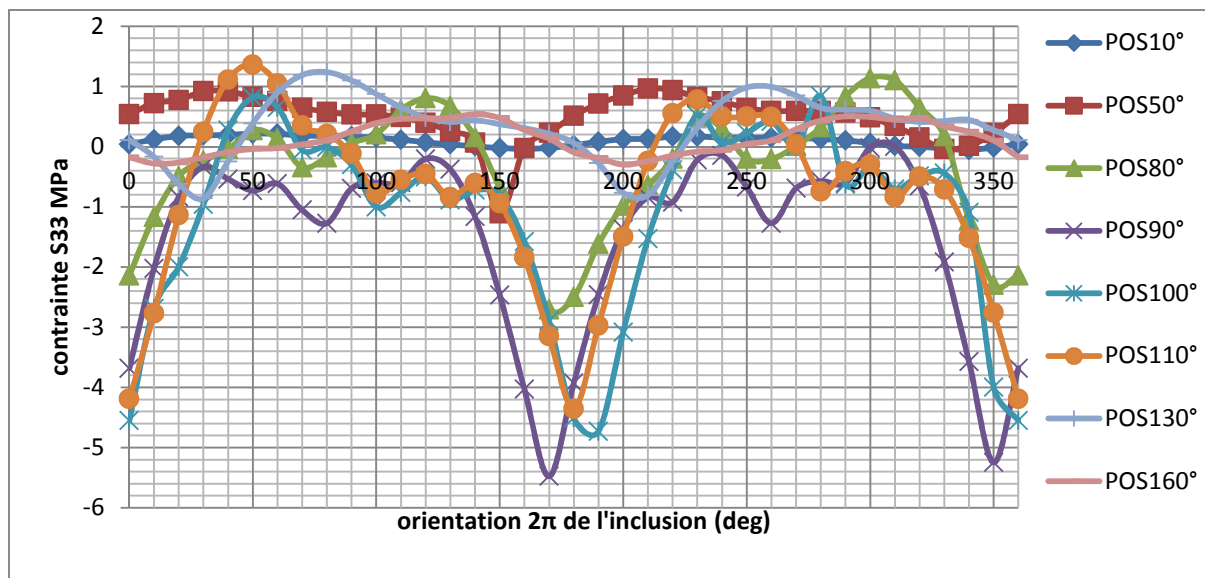


Figure II.30 : Variations de la contrainte S33 en fonction de l'orientation de l'inclusion à la POS +23° de l'implant.

3.5.5.4 : Contrainte de cisaillement S12 :

Le but de cette partie d'étude est d'analyser l'état de contrainte dans les différents constituants de la prothèse totale de la hanche et beaucoup plus dans le ciment, à ce fait la discussion des résultats de contraintes tangentielles est primordiale pour compléter notre étude. La présente analyse se porte sur la distribution et l'intensité de la contrainte tangentielle dans le ciment en présence de l'impureté d'os.

Dans cette étude notre intérêt se porte sur l'effet de la présence d'une inclusion osseuse dans le liant PMMA, ainsi de montrer l'effet de la charge appliquée, les conditions aux limites, la position de défaut. Suite aux résultats précédents nous avons conclu que les contraintes les plus intenses sont

localisés beaucoup plus autour de la pointe aigue pyramide, en basant sur ce principe et pour garder une étude paramétrique, nous avons procédé à un changement de repère comme précédent, en prenant un point d'origine de repère sur la tête de l'inclusion osseuse.

Les figures aux dessous (31, 32, 33) montrent la variation de la contrainte tangentielle S1-2 dans le ciment en fonction de l'orientation de l'inclusion pour les trois types de chargement. Nous remarquons que toujours les positions circonférentielles 90°, 100°, 110°, sont ceux qui présentent une élévation de la contrainte tangentielle par rapport aux autres positions, les bord latéraux ne présentent à aucun danger réel sur le ciment, la majorité des positions sont sollicitées à la compression, l'amplitude et le niveau de contrainte marque des valeurs de 3 jusqu'à 5,4 MPa tous dépend de la position circonférentielle et la position de l'implant.

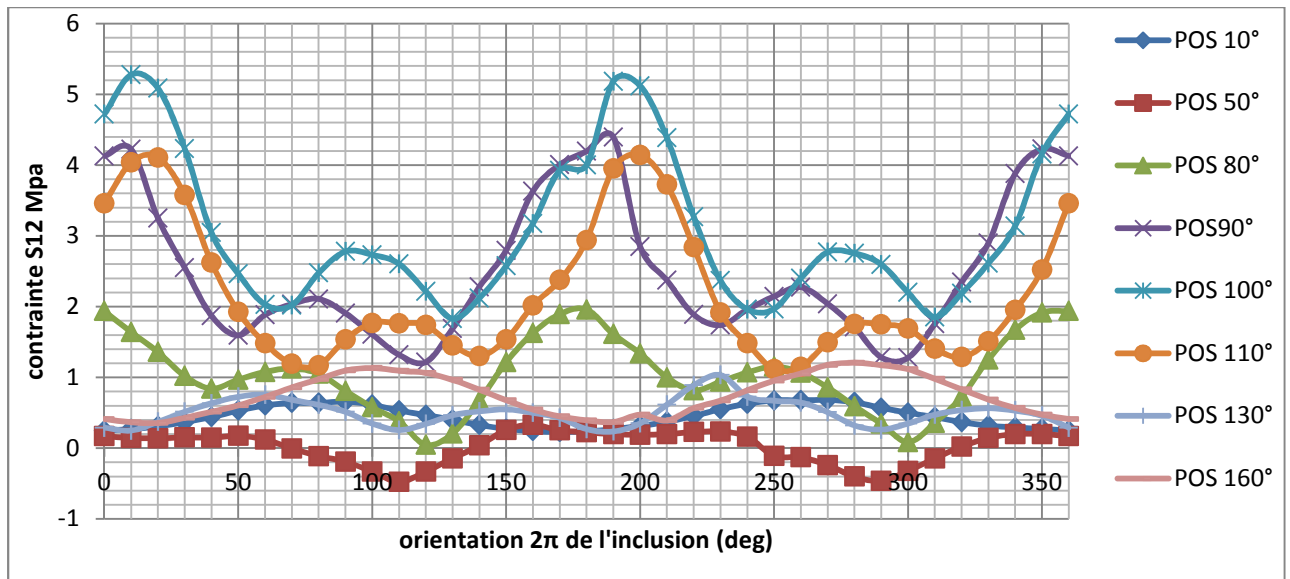


Figure II.31 : Variations de la contrainte S12 en fonction de l'orientation de l'inclusion à la POS 0° de l'implant.

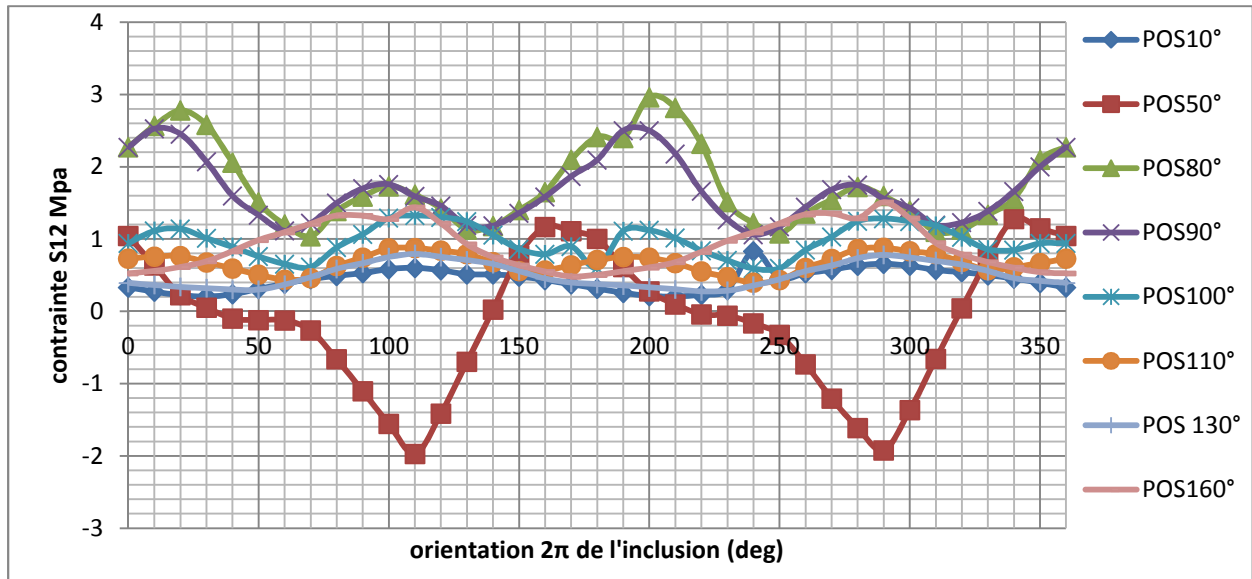


Figure II.32 : Variations de la contrainte S12 en fonction de l'orientation de l'inclusion à la POS -23° de l'implant.

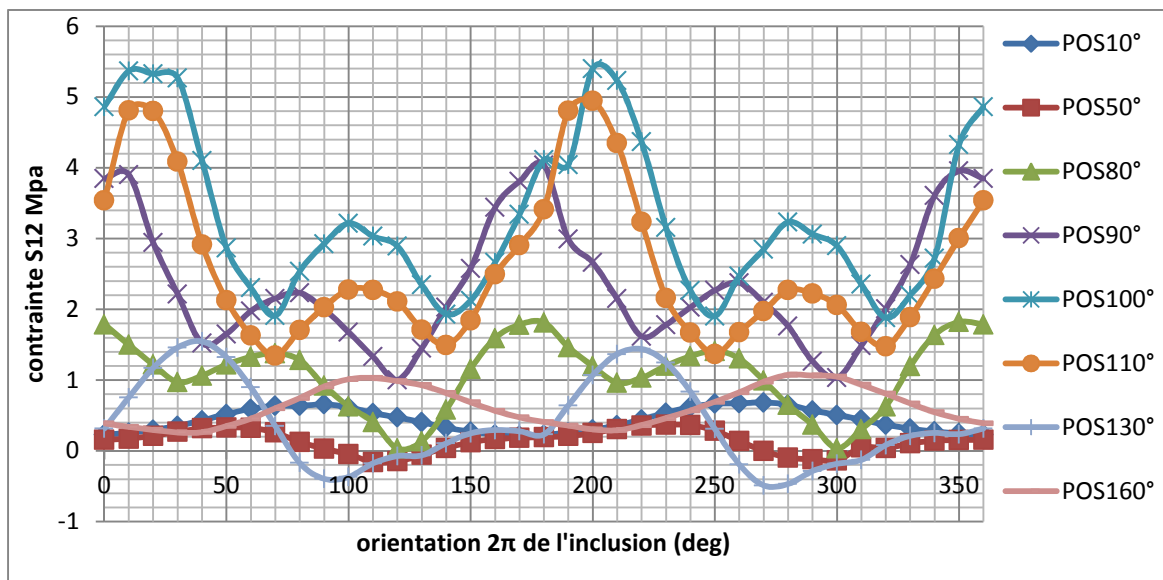


Figure II.33 : Variation de la contrainte S12 en fonction de l'orientation de l'inclusion à la POS +23° de l'implant.

Chapitre III

III.1 Introduction :

Le ciment acrylique (PMMA) est utilisé en orthopédie chirurgicale et est considéré comme l'élément le plus faible dans la chaîne de transfert de charge implant-ciment-cupule, donc ce matériau est le premier responsable de la durée de vie de la prothèse totale de la hanche. Plusieurs travaux traités de la fracture et les dommages du ciment orthopédique comme cité par Jan Stolk [87] qui a étudié l'accumulation de dommages et le fluage en ciment acrylique et Amos Race [88] qui a fait quelques expériences au sujet de la fatigue accélérée des constructions d'implants cimentés à l'aide de l'os cadavériques avec du ciment PMMA modifié. Nous pouvons ajouter les œuvres de A May-Pat [89] qui traite le boulon de serrage effet de force sur le facteur d'intensité en mode de rupture mixte et de la contrainte pour une fissure de bord dans un échantillon de PMMA. Dans ce contexte nous pouvons ajouter aussi le travail présenté par D. Ouinas [82] qui montre l'effet de la présence des fissures dans le manteau de ciment, et leurs effets sur le comportement à la rupture de la prothèse totale de la hanche [82]. Afin d'augmenter la durée prévue de la PTH, l'étude du comportement de ce matériau est devenue primordiale pour l'amortissement de ce produit et de plus en plus pour une qualité excellente des PTH. Le (PMMA) est un ciment orthopédique auto durcissant à polymérisation rapide utilisé récemment pour fixer les implants dans le cas d'une arthroplastie. L'endommagement de ce matériau conduit à la rupture fatale et par conséquent au descellement de la prothèse totale de la hanche, l'effet de surchargement tel le cas de trébuchement du patient pendant la marche est l'un des paramètres qui conduit à l'endommagement de ce liant. Ainsi la présence de quelques impuretés dans le ciment influent sur son comportement mécanique. Dans cette étude on a considéré l'existence dans le ciment de deux fragments (débris) d'os triangulaires de $7.071e-3mm^2$ pour chacun en position d'interaction, on suite nous avons analysé l'effet d'interaction entre ces deux inclusions sur l'endommagement de ce matériau. Par la méthode des éléments finis bidimensionnelle on a pu calculer la zone endommagée et estimer la longueur de fissure provoqué par ces deux paramètres. Le calcul de la zone endommagée a été fait dans les trois types de chargement (implant non orienté 0° , implant faiblement orienté 25° , implant fortement orienté 50°), qui représentent les postures du corps humain. Par la méthode des éléments finis on a pu calculer l'endommagement, toute en implantant un script à partir d'un critère d'endommagement [90] en langage FORTRON, ce dernier permet de donner comme résultats (la zone endommagée et prédire la longueur de la fissure).

II. 2 Modélisation numérique :

2.1 Modèle géométrique :

2.1.1 Présentation du modèle : La figure III.1 présente le modèle géométrique bidimensionnel de l'ensemble : os coxal, ciment, implant fémoral et cupule, le tout formant la prothèse total de la hanche [5] . Ce modèle est une approche de la structure réelle de cette partie du corps humain [10, 28].

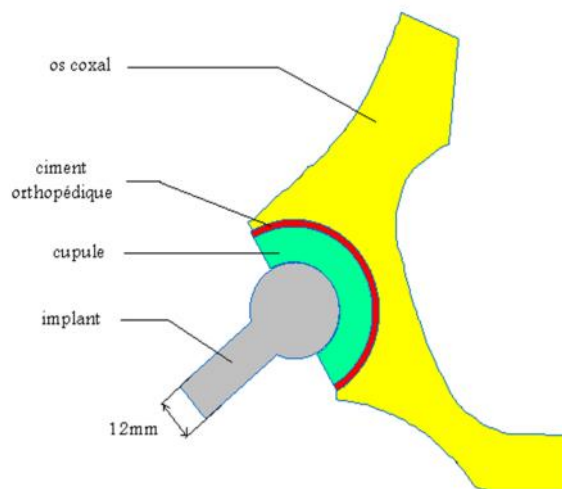


Figure III.1 : Modèle géométrique de la prothèse total de la hanche.

2.1.2 Positions et dimension :

Les positions de ce défaut dans le liant sont définies par les angles de son orientation. Celle-ci est obtenue par la rotation autour du centre de gravité d'une inclusion par rapport à l'autre, c'est-à-dire que, le défaut s'approche de l'interface de la cupule tout en augmentant l'angle de rotation Θ , dans les trois positions de l'implant (non orienté faiblement orienté et fortement orienté).

*En traction	25MPa
*En cisaillement	40MPa
*En flexion	50MPa
*En compression	80MPa
*Elongation à la rupture	5%
*Résistance à la fatigue 108 cycles	14MPa
*Ténacité	$1.03-2.32 \text{ MPa}\sqrt{m}$

2.3 Présentation du critère :

Nous avons conçu un programme en langage FORTRAN permettant d'implémenter le critère de GEARING, ce programme calcule la zone endommagée à partir de ce critère. Le programme teste le critère d'endommagement pour chaque élément ; si ce critère est rempli, ($D>1$), le programme élimine la rigidité de cet élément (l'élément dont le critère est atteint reste non déformé) [90, 94].

GEARING est basé sur un critère simple avec les conditions suivantes :

- 1) la contrainte principale maximale et la moyenne des contraintes normales sont positives

$$\sigma_1 > 0 \quad , \quad \sigma = 1/3(\sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3) > 0$$

- 2) la contrainte principale maximale atteint une valeur critique dépendant de la moyenne des contraintes

$$\sigma_1 = \sigma_{x1} \quad \text{ou} \quad (\sigma) > 0$$

$$\sigma_{x1} = C1 + (C2/\sigma) + C3\sigma$$

Ou C_1 et C_2 et C_3 : Constantes dépend du matériau

$$x_1 = C1 + (C2/\sigma)$$

Les constantes correspondent au PMMA sont :

$$C_1 = 45.60 \text{ Mpa}$$

$$C_2 = 785.56 \text{ Mpa}^2$$

Le troisième constant C_3 est nul puisque la simulation est bidimensionnelle.

2.4 Conditions aux limites, et maillage :

La partie supérieure appelée os iliaque possède un seul degré de liberté c'est-à-dire que le mouvement possible pour cet organe est un petit déplacement vertical, et Pour que la partie inférieure (fémur et tête fémorale) peut se retâtée de façon perpendiculaire sur le plan de la

coupe précédente il faut encastrement le système de l'autre coté (le pubis) a fin d'atteindre ces critère on a imposé des conditions aux limites adéquates [95].

Les conditions aux limites utilisées 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 20MPa, appliquée sur l'implant [68].

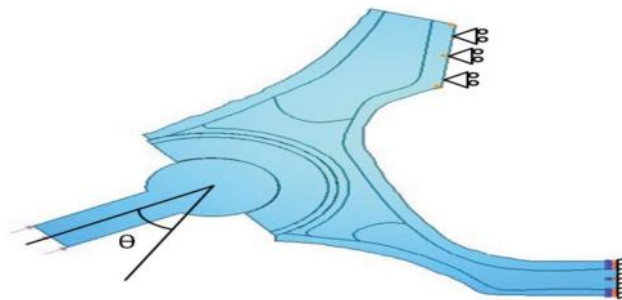


Figure III.4 : Conditions aux limites imposées.

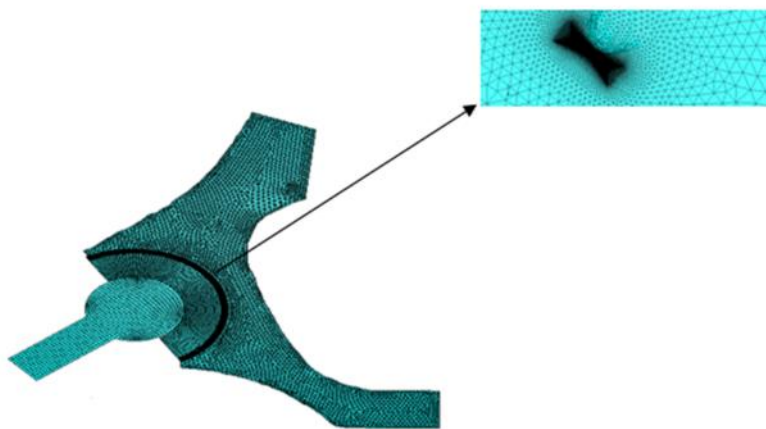


Figure III.5 : Maillage de la PTH et le ciment.

Le ciment est un élément essentiel à la prothèse. Le raffinement de son maillage revêt par conséquent une grande importance dans cette analyse. Le 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. Pour les deux inclusions en position d'interaction le choix de maillage s'est porté aussi sur un élément triangulaire.

- 140000 élément quadratique triangulaire pour le maillage du ciment ;

- 7150 élément quadratique triangulaire pour le maillage de l'os ;
- 900 élément quadratique rectangulaire pour le maillage de l'implant ;
- 1600 élément quadratique rectangulaire pour le maillage de la cupule.

2.5 Positions de l'implant :

Nous avons opté pour trois positions de l'implant (POS1, POS2, POS3), ces dernières sont définies par les inclinaisons de 0° ; 25° et 50° [66, 69]. Figure III.6.

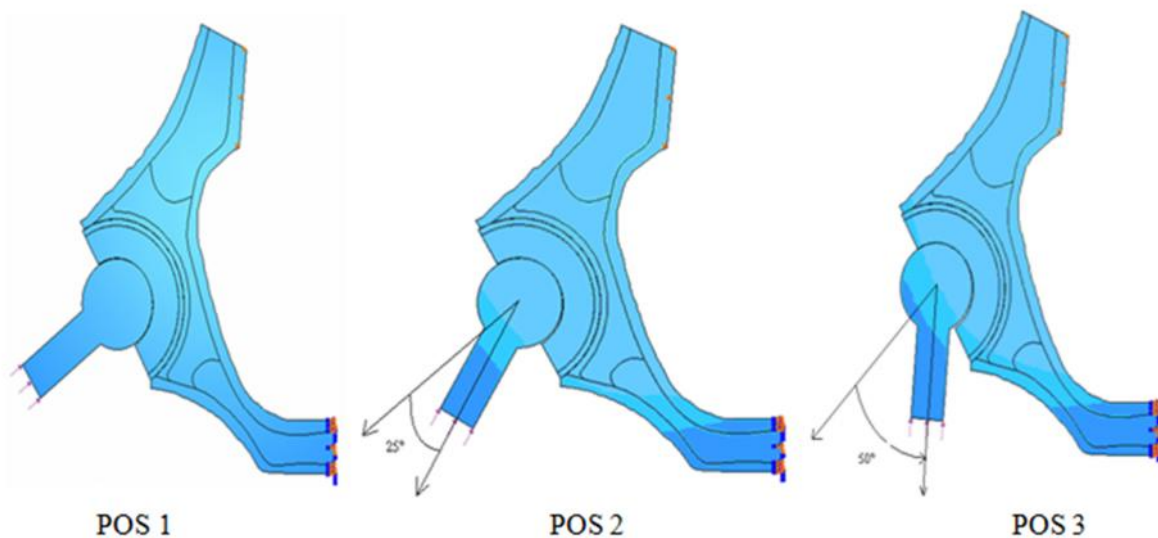


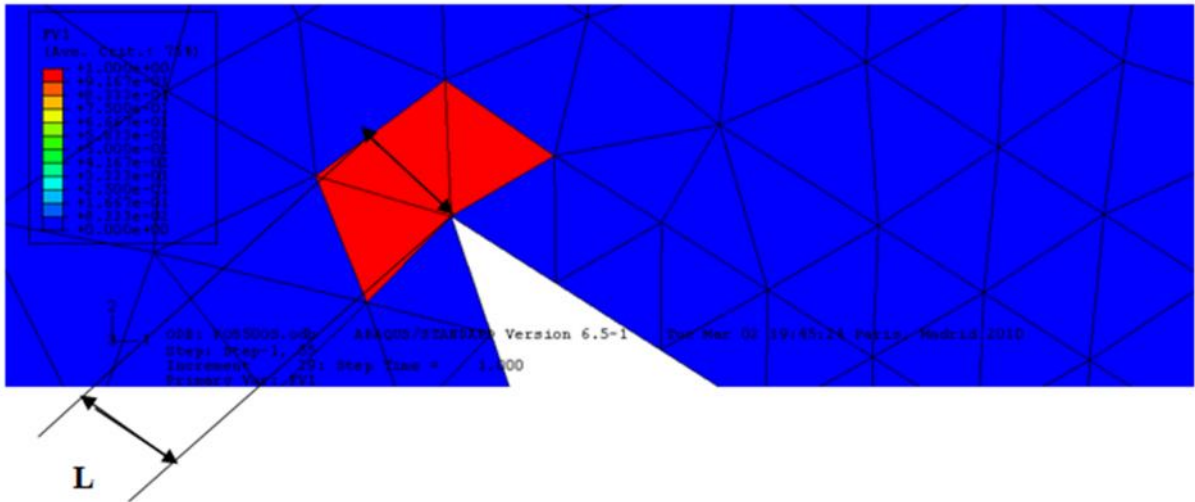
Figure III.6 : Positions de l'implant.

Benbarek et al ont montré le danger que peut représenter un double débris d'os dans le ciment orthopédique. ils ont montré qu'au voisinage proche de la pointe aigüe des deux inclusions osseuses, la contrainte peut atteindre un degré très élevé permettant d'initier une fissure.

2.6 Estimations de la longueur de la fissure :

La figure III.7 est la représentation schématique de la méthode d'estimation de la longueur de la fissure. La longueur de fissure estimée est prise entre deux points qui appartiennent au périmètre de la zone endommagée. On a pris la coordonnée de deux points et calcule la longueur de fissure.

Le calcul de la surface endommagée est faite, dans un premier temps par un enregistrement des coordonnées de la courbe du contour de la zone endommagée; dans la continuité, nous injectons ces coordonnées dans un autre programme, qui calcule cette surface.



L : longueur de la fissure estimée.
S : la surface endommagée [μm^2]

Figure III.7 : la zone endommagée calculée pour une seule inclusion.

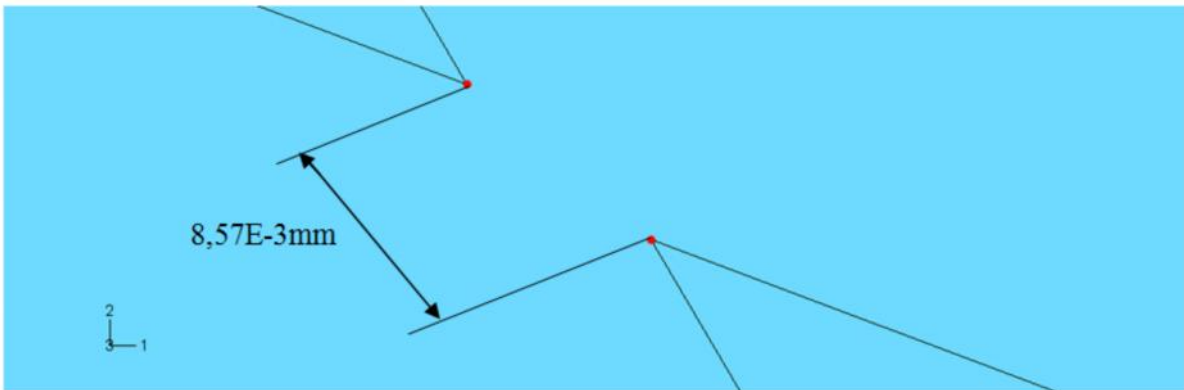


Figure III.8 : Distance entre les deux inclusions (distance d'interaction).

III. 3 Analyse et résultats :

3-1 endommagement autour d'une seule inclusion osseuse :

3-1-1 Effet de la position de défaut et l'orientation de l'implant sur les paramètres de l'endommagement L :

On a procédé à la modélisation de l'endommagement autour d'une seule inclusion pour plusieurs positions sur tout le circonférentiel du ciment en variant la position de cette impureté de 0° à 175° . Les deux graphes 9 et 10, présentent la variation de l'endommagement ainsi que la longueur de fissure en fonction de la position de l'impureté dans le ciment. Du fait que le ciment a une forme semi circulaire, donc nous avons opté pour un référentiel circulaire qui prend des valeurs entre 0° et 175° (figure III.9).

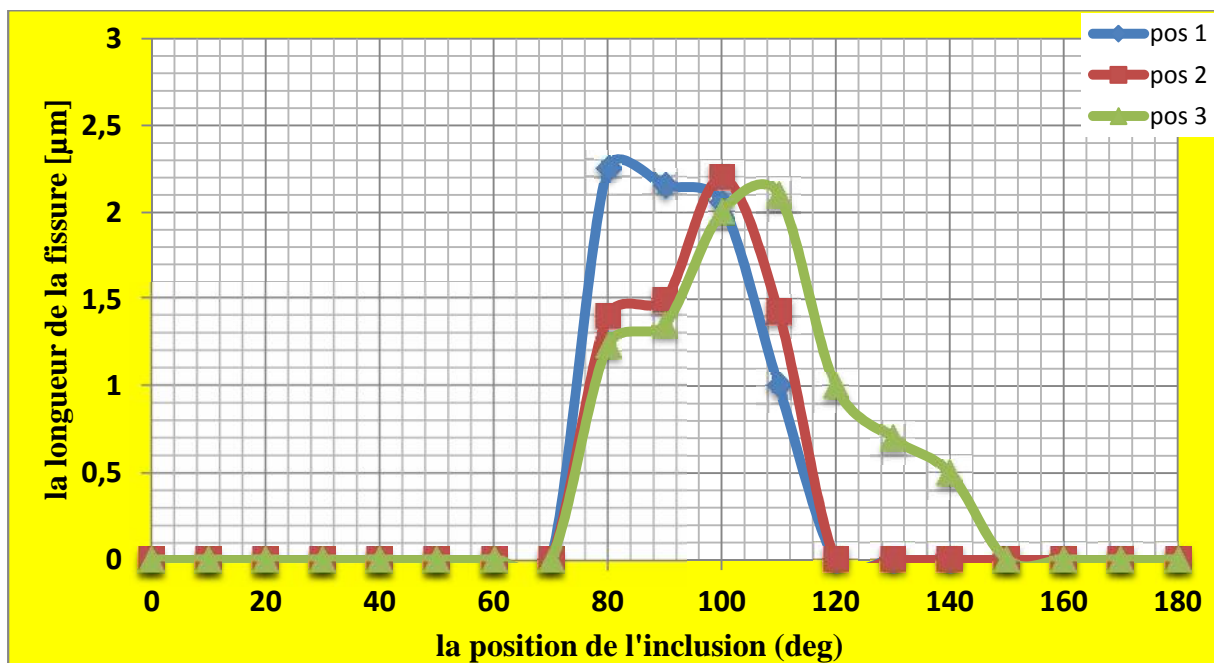


Figure III.9 : Longueur de la fissure L en fonction de la position circumférentiel, dans les trois positions de l'implant.

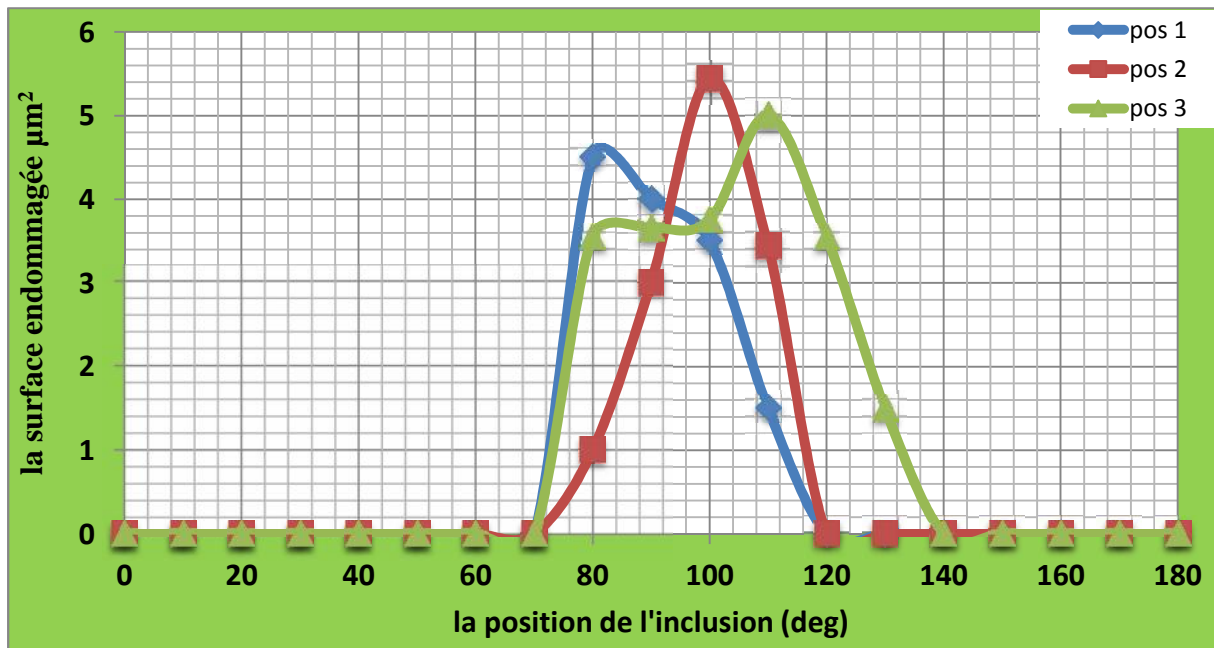


Figure III.10 : Modélisations de la surface endommagée S en fonction de la position circouférentiel, dans les trois positions de l'implant.

Les résultats montrent que les valeurs les plus importantes de ces variations sont obtenues quand ce débris d'os est positionné dans les zones de : 80°, 100° et 110°, dans ces trois positions de l'implant, l'importance de l'effet d'endommagement atteint des valeurs situées entre 4,5 jusqu'à 5,44 μm^2 ; ainsi, la longueur de fissure tirée à partir de ces zones endommagées sont 2,1 et 2,25 μm .

Les autres positions conduisent à un niveau d'endommagement quasiment faible, voire nul. En effet, ce défaut, qui se déplace de 0° à 175°, engendre un niveau d'endommagement très faible sauf pour les trois positions 80°, 100°, 110° là où la longueur de fissure est importante, cela explique le risque de rupture si l'inclusion se trouve dans ces trois positions. Ces dernières constituent un risque de descellement pour le ciment.

Ce risque est d'autant plus grand que ce défaut (ou ce fragment d'os) est situé à 80°, 110° et 100°, dans le ciment où l'endommagement sera important pouvant être fatal à la prothèse totale de hanche. La présence d'un corps étranger dans le ciment favorise la décohésion de la prothèse de hanche. En revanche, dans le cas où, une microfissure existe au voisinage proche de ce corps, celle-ci peut conduire à une rupture du ciment entraînant ainsi la ruine de la prothèse totale de hanche.

De telles positions peuvent provoquer une fissure dans le ciment conduisant au descellement de la structure.

A partir de ces résultats nous pouvons dire, qu'afin de connaître la probabilité du risque présenté par ce débris d'os sur le ciment, la simulation dans ces trois positions devient primordiale.

3-1-2 Modélisation de l'endommagement en fonction de la position de l'implant :

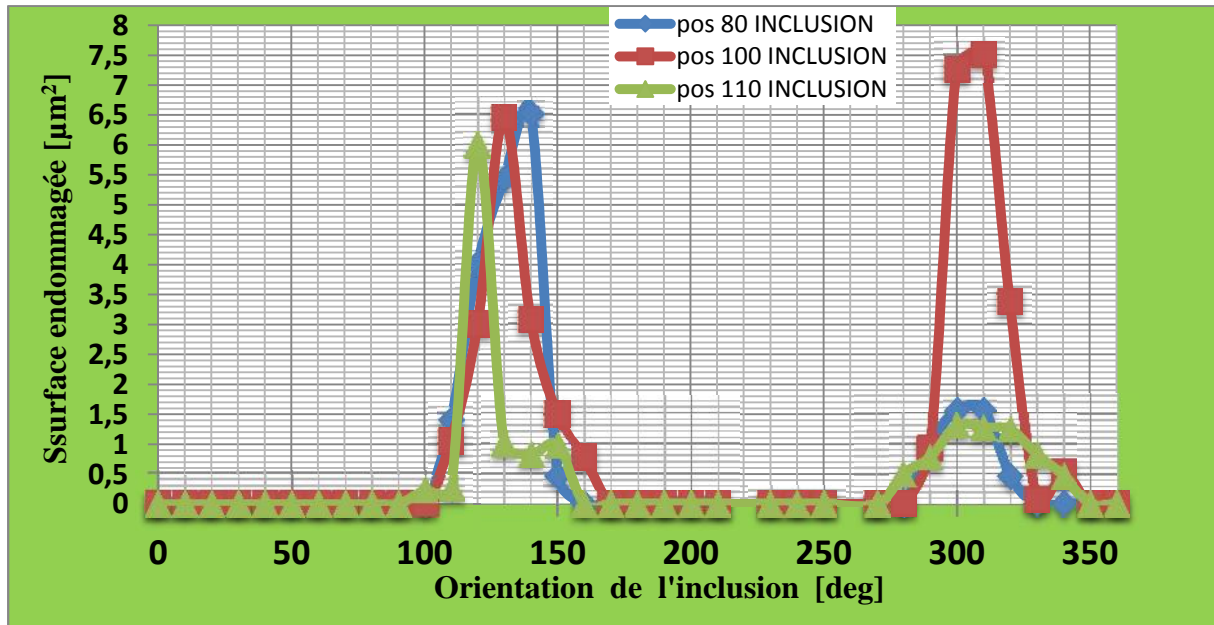


Figure III.11 : Surface endommagée S en fonction de l'orientation de l'inclusion à 2 , a la POS 1 de l'implant.

Les valeurs d'endommagement les plus ou critiques sont engendrées autour de la pointe aigüe du triangle, lorsque le défaut se trouve dans un intervalle compris entre 100° et 160° , à noter que l'endommagement atteint une valeur de $6,45\mu\text{m}^2$ et correspond à une longueur $1,38\mu\text{m}$. Ensuite ces valeurs deviennent faibles ou presque nul sur des intervalles, jusqu'il atteint des valeurs importantes $7,5\mu\text{m}^2$ et une longueur stable $1,38\mu\text{m}$. ces valeurs sont enregistrées dans le cas où le débris d'os vient d'être positionnée en même axe de transfert de charge avec l'implant entre 300° et 360° .

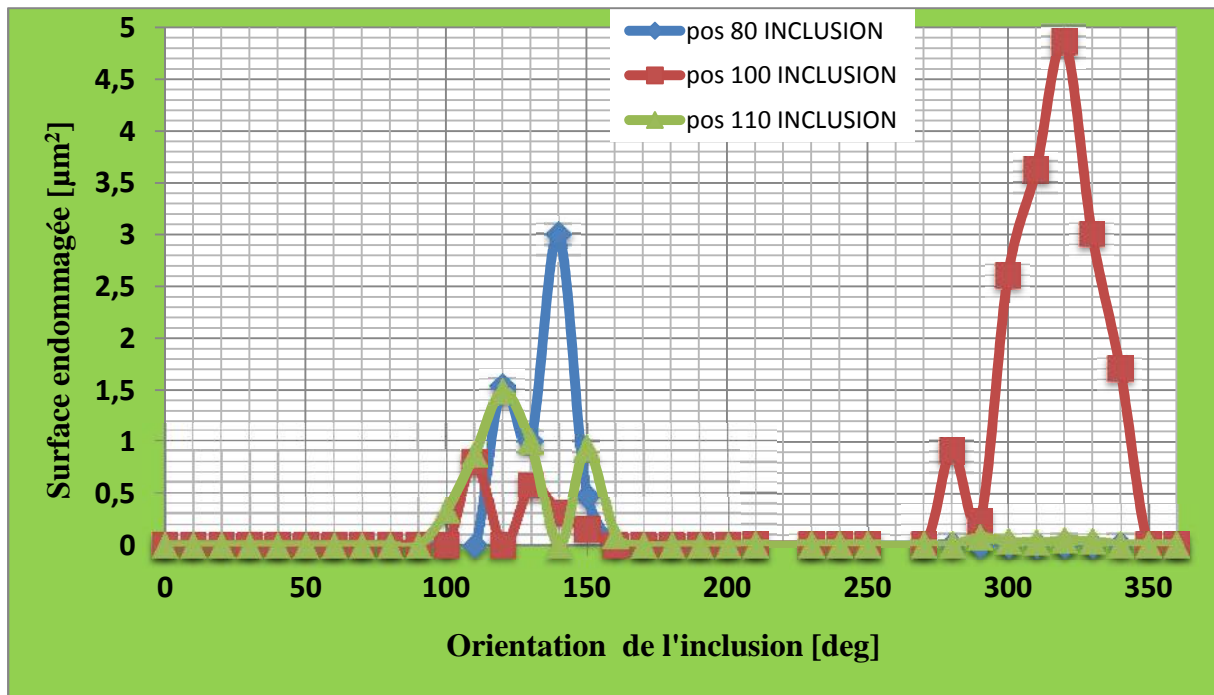


Figure III.12 : Surface endommagée S en fonction de l'orientation de l'inclusion à 2 , à la POS 2 de l'implant.

Cette orientation de l'implant entraîne un décroissement de ces paramètres dont l'intensité au voisinage de ce corps présente des valeurs maximales à partir de la position 110° jusqu'à 150° pour enregistrer une longueur de fissure de $1,38 \mu\text{m}$ puis chute à $0 \mu\text{m}$. Cette diminution de l'endommagement montre que ces positions n'exposent le liant à aucun danger. Cette courbe reprend son chemin avec une valeur critique $4,86 \mu\text{m}^2$ d'endommagement correspondant à la position 320° .

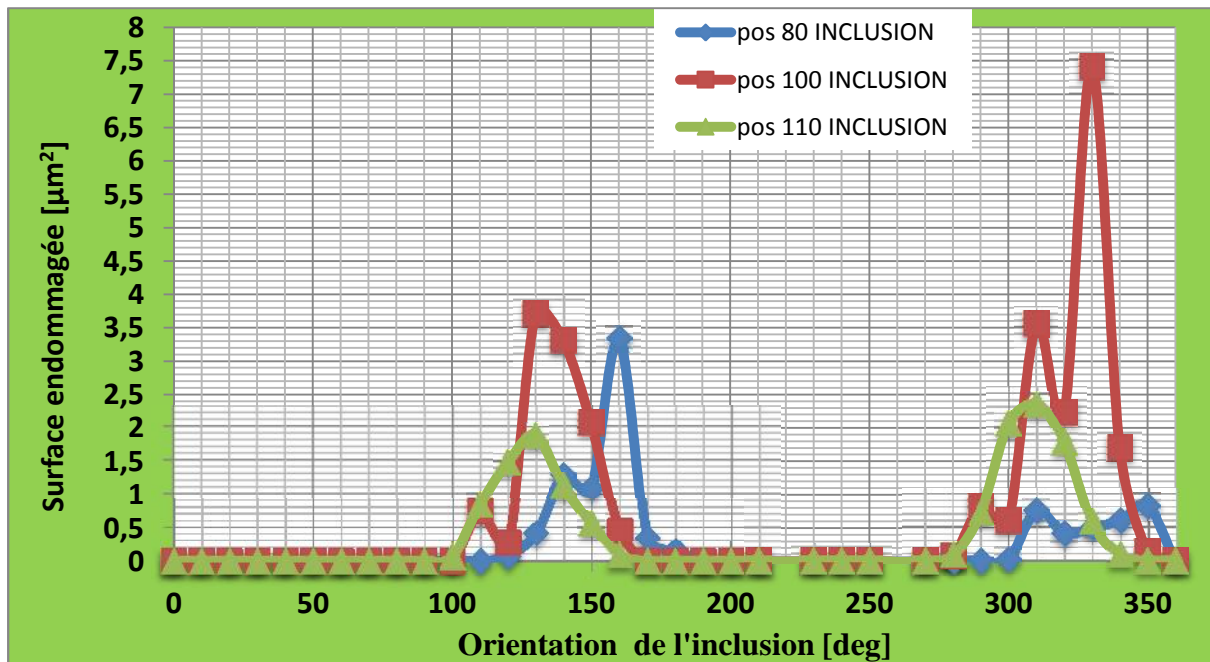


Figure III.13 : Surface endommagée S en fonction de l'orientation de l'inclusion à 2, à la POS 3 de l'implant.

L'analyse de cette courbe, montre que le niveau d'endommagement marque des valeurs plus importantes que celles du deuxième chargement mais comparables à celles du premier chargement dont la position correspond à un endommagement important ; c'est toujours dans le cas où le fragment d'os se trouve à 100° . Il s'agit des orientations de 130° jusqu'à 160° et 310° jusqu'à 330° avec une valeur maximale à 330° qui conduit à une zone endommagée de $7,4 \mu\text{m}^2$ tout en enregistrant une longueur de fissure de $2,4 \mu\text{m}$.

3-2 Interaction inclusion-inclusion :

3-2-1 Effet de l'orientation de défaut (double inclusion) sur les paramètres de l'endommagement L et S :

Nous avons jugé nécessaire d'étudier la probabilité d'initiation de fissure dans le liant en présence de cette impureté osseuse (deux inclusion).

Les résultats sont obtenus en utilisant la méthode des éléments finis ; la zone endommagée est de type triangulaire et le maillage appliqué à cette zone est localisé sur les deux têtes aigues des débris d'os, figure III.14.

La figure III.15, montre un cas de l'analyse de l'endommagement en pointe des deux inclusions triangulaires. La zone endommagée relie les deux défauts ; cela permet de déduire qu'une fissure est amorcée entre ces deux inclusions.

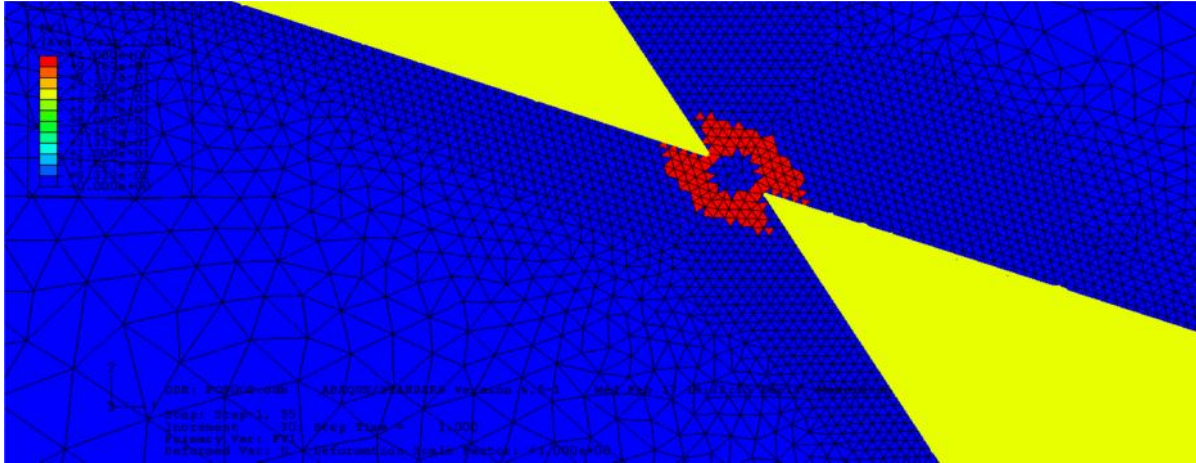


Figure III.14 : Modélisation de l'endommagement autour des deux inclusions.

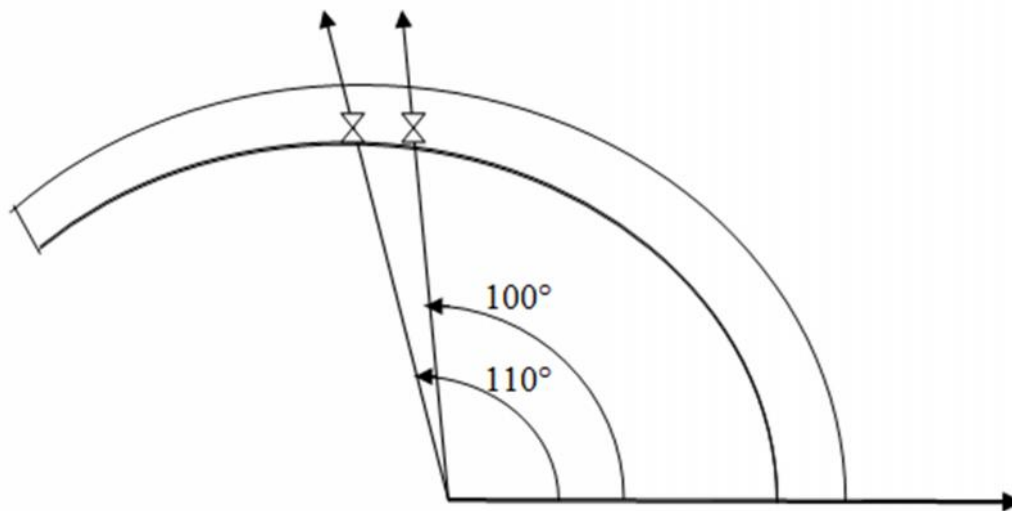


Figure III.15 : Les deux positions de l'interaction des deux inclusions.

3-2-1-1 Première position de l'implant (POS 1) :

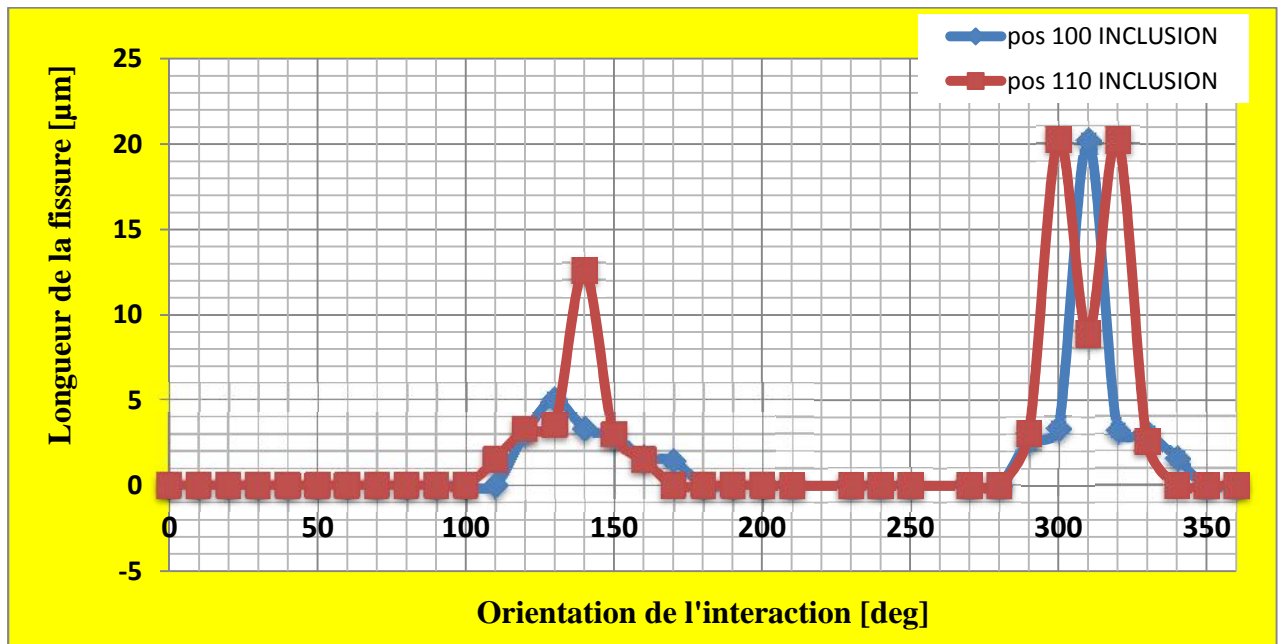


Figure16: Longueurs de fissure S en fonction de l'orientation de l'interaction inclusion-inclusion, à la POS 1 de l'implant.

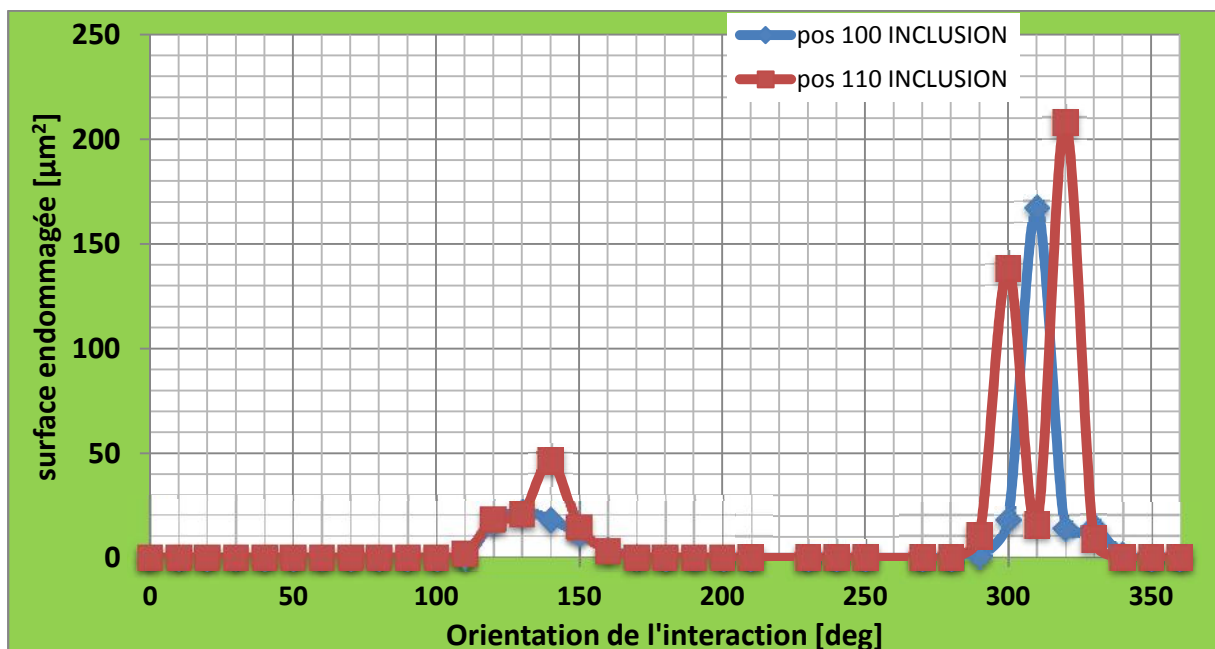


Figure III.17 : Surface endommagée S en fonction de l'orientation de l'interaction inclusion-inclusion, à la POS 1 de l'implant.

Les figures III.16-III.17 sont des graphes consécutivement de la longueur de fissure estimée et la zone endommagée calculée a orientation égale à de 2π de l'inclusion, pour les deux positions circonférentielles de ce défaut 100° et 110° .

Les résultats obtenus sont illustrés sur les figures III.16-III.17. Ces dernières montrent la variation de l'endommagement ainsi que la longueur de fissure estimée au voisinage du fragment d'os dans le ciment en fonction de l'angle d'orientation de la double inclusion.

Ici ne sont modélisées que les deux positions 100° et 110° . Ainsi, selon l'importance des résultats enregistrés à partir de ces deux graphes, on peut déduire que l'endommagement et la longueur de fissure présentent des valeurs nulles pour des orientations d'une double inclusion, comprises entre 0° et 110° , et entre 170° et 290° ; il y'a deux intervalles pour un probable endommagement, le premier, entre 110° et 160° et le second entre 300° et 350° . Ces derniers sont les plus importants, tout particulièrement l'orientation à 320° qui présente une zone endommagée d'une surface d'environ $200 \mu\text{m}^2$. Les orientations qui ont un endommagement important sont celles qui correspondent à un alignement des deux inclusions. Ainsi, ce comportement peut être expliqué par la nature des contraintes engendrées autour de l'inclusion qui sont essentiellement de traction circonférentielle. La deuxième orientation est la plus importante par sa proximité avec l'interface ciment-cupule.

Après avoir calculé la taille de la zone endommagée on procède à l'estimation de la longueur de la fissure engendrée par cette zone. La longueur estimée doit être perpendiculaire à la contrainte principale maximale. C'est la raison pour laquelle la longueur de fissure est perpendiculaire à l'orientation de la double inclusion.

On peut aussi prédire des fissures émanant des pointes de l'inclusion et estimer leurs longueurs. A cet effet, quatre fissures émanant de deux inclusions sont considérées et une seule fissure est prise perpendiculairement à l'axe d'orientation. Les zones d'endommagement sont celles qui conduisent à l'amorçage de fissure. Ainsi, on constate que les longueurs sont importantes sur les mêmes zones d'endommagement. Une fissure de $21\mu\text{m}$ est susceptible d'apparaître dans la zone endommagée à une orientation comprise entre 300° et 330° .

3-2-1-2 Deuxième position de l'implant (POS 2) :

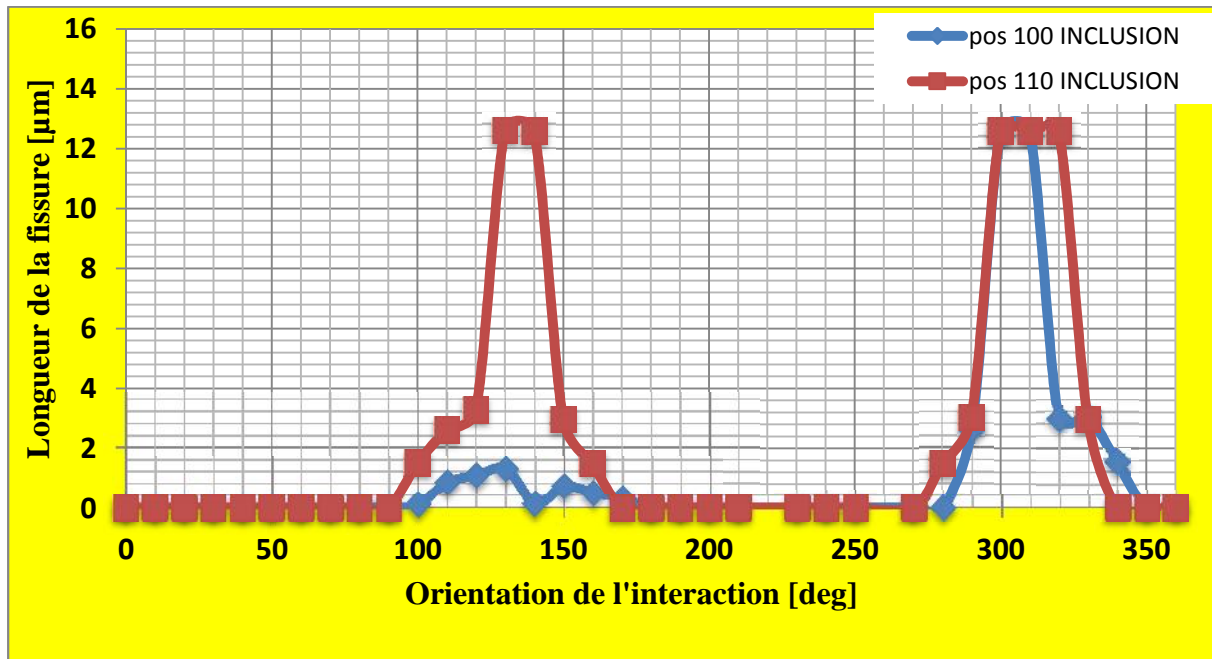


Figure III.19 : Longueur de fissure S en fonction de l'orientation de l'interaction inclusion-inclusion, à la POS 2 de l'implant.

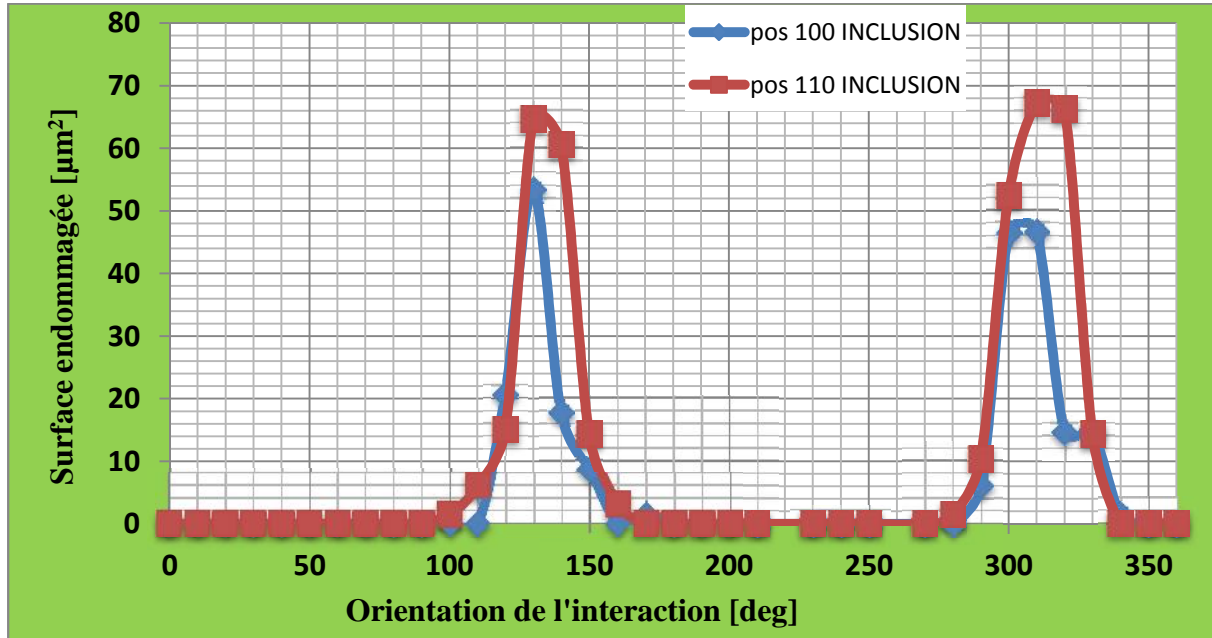


Figure III.20 : Surface endommagée S en fonction de l'orientation de l'interaction inclusion-inclusion, à la POS 2 de l'implant.

Nous avons également analysé et modéliser l'endommagement pour une faible inclinaison de l'implant (implant faiblement orienté) (figures III.19-III.20), les résultats obtenus montrent que la taille de la fissure diminue comparativement par le premier chargement, mais avec un élargissement de l'intervalle d'endommagement de 100° à 160° et 280° à 330°.

Les valeurs maximales de ces deux paramètres correspond a la position d'interaction 110deg, cette fois avec des valeurs comparable pour les orientation 130°, 140°, 300° et 310°, 320° cette longueur est approximativement a 13 μm provoqué par une zone endommagée de 65 μm^2 d'endommagement, ces valeurs restes moins importante qu'avec alignement avec l'axe de la cupule mais elles pouvait être fatale pour la prothèse totale de hanche.

3-2-1-3 Troisième position de l'implant (POS 3) :

Pour un troisième type de chargement correspond à une inclinaison de 50deg de l'axe de l'implant par rapport à l'axe de la cupule. Sous cet effet, le ciment se trouve fortement sollicitée ; un tel comportement entraîne une augmentation de la zone endommagée.

Une forte orientation de l'implant par rapport à l'axe de la cupule entraîne un endommagement moins important que celui résultant d'un alignement avec l'axe de l'implant et plus important que le deuxième chargement toujours avec des valeurs maximales pour une orientation de l'interaction a 110deg (figures III.21-III.22).

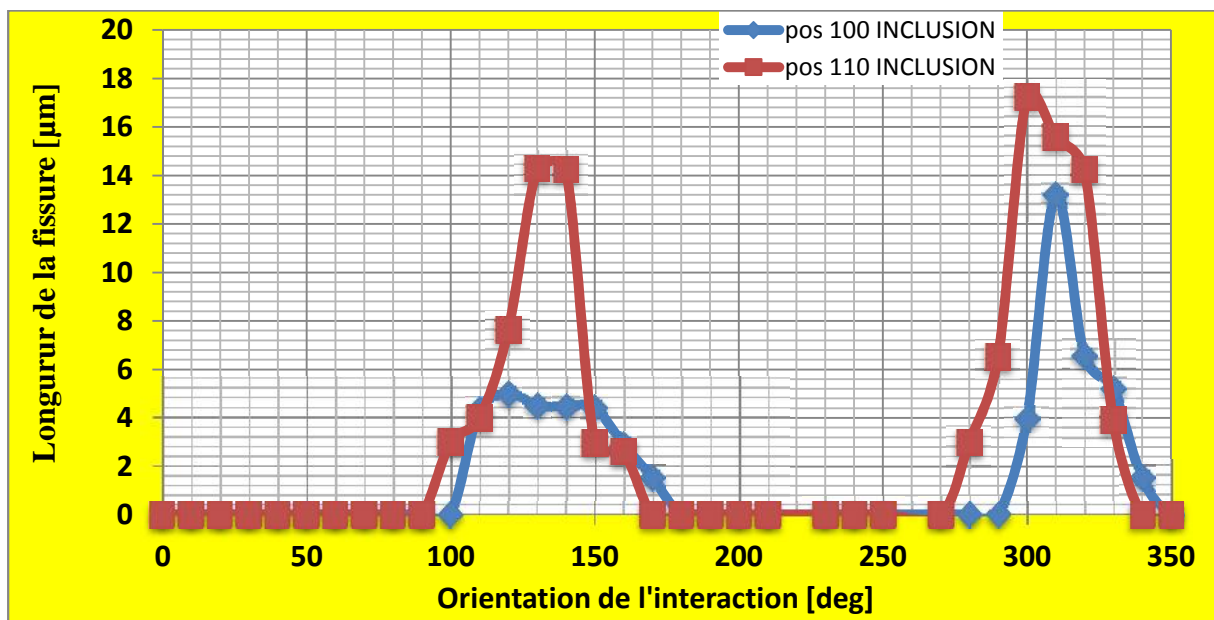


Figure III.21 : Longueur de fissure S en fonction de l'orientation de l'interaction inclusion-inclusion, à la POS 3 de l'implant.

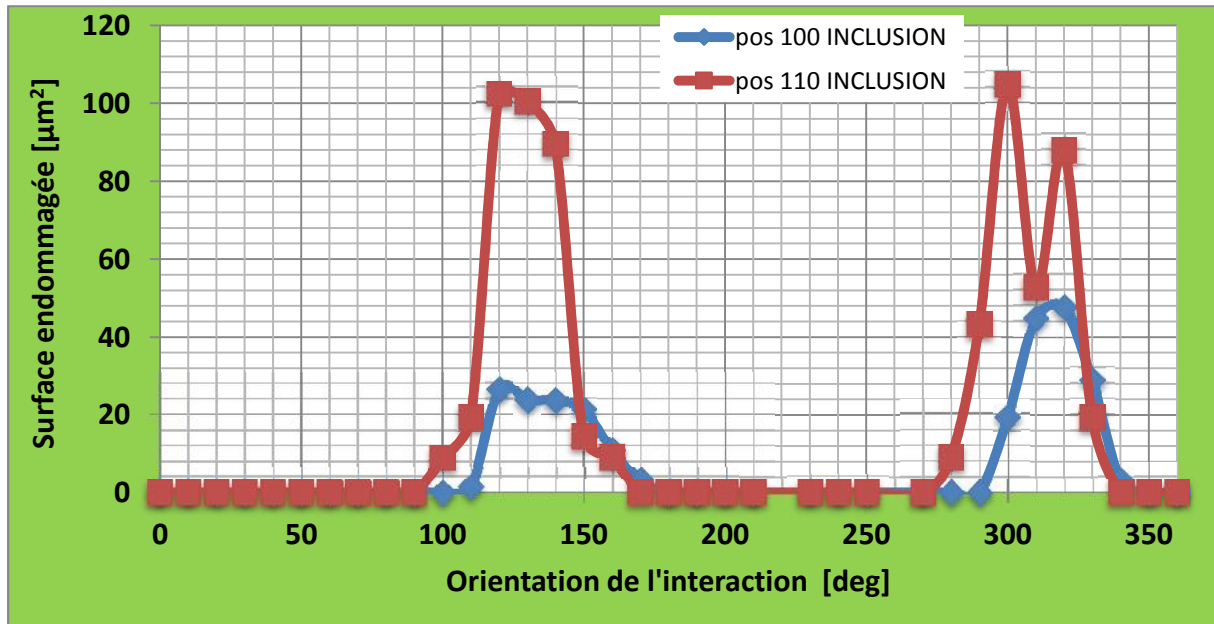


Figure III.22 : Surface endommagée en fonction de l'orientation de l'interaction inclusion- l'inclusion, à la POS 3 de l'implant.

Les résultats obtenus montrent clairement que l'existence d'une double inclusion dans le ciment, exactement dans cette position engendre un champ de contraintes très élevé qui conduit à un endommagement en positions 120°, 130°, 140° et 300° avec une zone de 104 μm^2 qui génère une fissure estimée, entre 8 et 17 μm . cela présente un peu près la moitié du paramètre d'endommagement provoqué par le premier type de chargement. Dans ce cas on peut dire que le risque provoqué par la présence de ce défaut dans cette position est traduit par une forte concentration des contraintes et par conséquent, cet acte engendre la formation d'un réseau de fissures qui se développe en une seule grande fissure.

Chapitre IV

IV.1 Introduction :

Le ciment PMMA doit assurer une bonne adhésion entre les constituants de la PTH d'une part et d'une autres part d'assurer un bon transfert de la charge, cet élément comme étant si fragile, le gradient de contrainte influe directement sur la fonctionnalité de ce dernier, ce qui favorise l'apparaissent des fissures. Le ciment de PTH doit systématiquement résister aux contraintes engendrées par l'effort mécanique des différents mouvements du corps humain qui répond aux besoins quotidiens du patient. Ce type de contrainte permet d'évoluer une simple micro-fissure à la rupture fatale du liant et par conséquent au descellement de la PTH [66,69 et 82]. Notre but de cette étude est de discuter le comportement en rupture du ciment en présence d'une impureté osseuse. Dans cette étude on a suppose que le ciment contient un débris d'os (fragment d'os), ce dernier est considéré de type pyramidal avec une base carré et une tête aiguë, occupe un volume bien défini, avec une fissure de forme triangulaire de longueur vaut 100 μm . Notre but et double non seulement de montrer l'effet de la présence de cette impureté mais également de présenter l'influence de cette fissure sur le comportement en rupture de ce matériau.

Nous avons opté pour trois orientations définies par les inclinaisons de 0° , $+23^\circ$ et -23° . Ces dernières reflètent les postures du corps humain. Rappelons que cette simulation a été réalisée sur la partie acétabulaire de la partie fémorale du corps humain par la méthode des éléments finis [86].

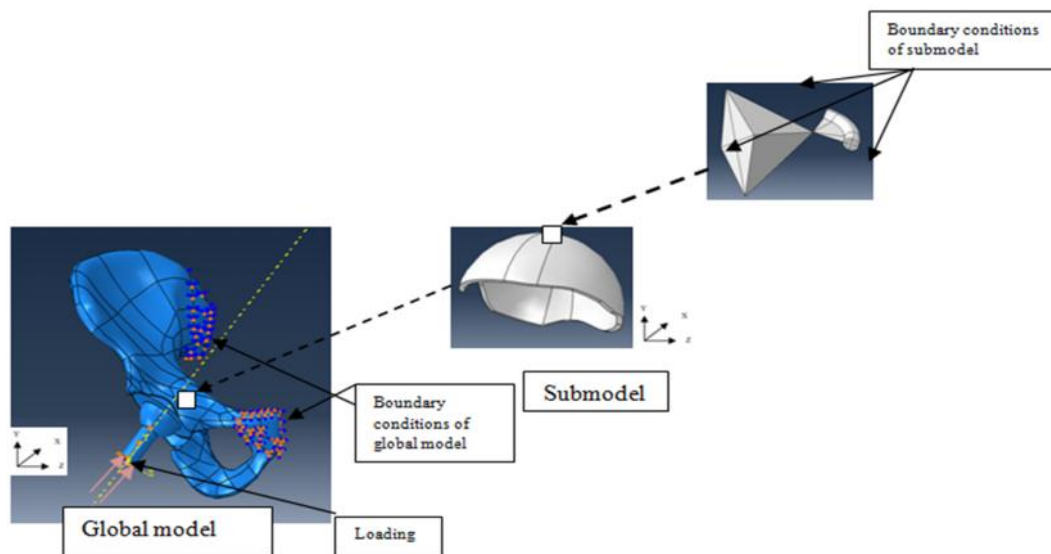
Dans ce chapitre nous avons étudié le comportement mécanique à la rupture du ciment PMMA de scellement dans la prothèse totale de la hanche sous l'effet d'une charge équivalente à 7 fois le poids d'un corps humain moyen, c'est le cas d'un trébuchement du patient durant la fonctionnalité de la marche [68]. Notre étude a pour but de traiter par la méthode des éléments finis en utilisons le code de calcul ABAQUS, en premier lieu l'effet de la présence de l'inclusion osseuse sur l'état de contrainte et analyser le comportement en rupture du ciment, deuxièmement l'effet de la charge appliqué, ainsi la position de la fissure, et l'effet de l'orientation de l'implant prothétique.

Afin de réaliser une étude paramétrique nous avons gardé les mêmes conditions aux limites, la même géométrie, et les mêmes dimensions, pour le calcul du facteur d'intensité de contrainte (FIC) dans le plot du ciment orthopédique.

IV.2 Comportement en rupture du ciment PMMA :

2.1 Effet de la position circonférentielle sur le ciment :

Dans cette présente simulation nous avons modélisé la présence d'un défaut de type volumique (inclusion + fissure) dans la position circonférentielle du ciment en utilisons la technique de submodeling comme signalé dans le chapitre précédent. La figure IV.1 montre le model global, et le submodel utilisé dans cette étude. Dans notre cas la position circonférentielle prend des valeurs compris entre 0° et 160° , pour les trois modes de chargement pos 0° , POS+ 23° , POS- 23° . La figure au dessous montre la forme, la géométrie, le model global, le submodel, et le maillage utilisé dans cette étude. La qualité de maillage de la fissure est déterminée comme le point clé dans le cas d'étude du comportement en rupture, donc pour avoir une bonne évaluation du facteur d'intensité de contraintes ; donc le maillage doit être très raffiné à proximité du front de fissure,. La figure IV.1 montre le raffinement spécifique autour du front de fissure, nous avons utilisé deux type de maillage, le premier est un maillage quadratique tétraédrique dont le nombre des éléments atteint 5415, utilisé pour le maillage de l'inclusion, le deuxième type est linéaire hexaédrique avec 3680 élément, utilisé pour le maillage de la fissure.



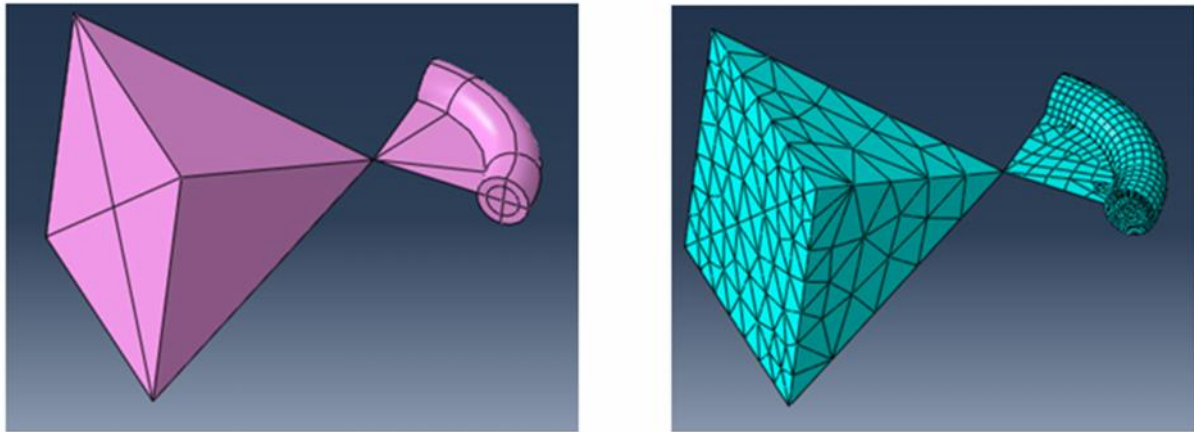


Figure IV.1 : Géométrie globale, et maillage de l'ensemble submodel.

Les graphes aux (2, 3, et 4) représentent la variation du facteur d'intensité de contrainte en mode I, en fonction de la position circonférentielle du défaut dans les trois type de chargement (0° , -23° , $+23^\circ$).

D'après l'analyse de ces graphes on peut dire que la variation du FIC en mode I, n'est pas stable pour les trois types de chargement (0° , 23° , -23°). Les positions circonférentielles de 10° aux 80° ne représentent à aucun risque de rupture puisque la valeur du KI est totalement faible environ $0,043 \text{ Mpa}\sqrt{\text{mm}}$, la position 130° aussi engendre un niveau d'intensité presque faible environ $0,064 \text{ Mpa}\sqrt{\text{mm}}$ et $0,025 \text{ Mpa}\sqrt{\text{mm}}$ consécutivement pour le deuxième et le premier type de chargement, ce qui explique que le mode d'ouverture dans ce cas-là n'a pas eu lieu. Notons que les valeurs négatives du facteur d'intensité de contrainte sont interprétées comme signifiant que la fissure est fermée, tandis que les valeurs positives indiquent l'ouverture de la fissure. Nous pouvons constater que les valeurs les plus intenses et critiques sont enregistrées pour la position 110° avec un facteur d'intensité de contrainte en mode I qui vaut $0,109 \text{ Mpa}\sqrt{\text{mm}}$ pour un implant non orienté (pos 0°), et $0,116 \text{ Mpa}\sqrt{\text{mm}}$ pour un implant orienté à 23° en arrière (pos $+23^\circ$), par contre le troisième type de chargement enregistre un niveau d'intensité faible (presque nul) pour les différentes positions circonférentielles.

À ce moment on peut dire que la position qui présente un taux de risque élevé est celle qui correspond à la position circonférentielle 110° en mode d'ouverture de la fissure, cela est dû en premier lieu à la présence directe du fragment d'os dans l'axe de transfert de la charge implant-cupule, ainsi la charge appliqué dans ce cas d'étude, ainsi que la présence de ce défaut dans la région qui se trouve en forte concentration de contrainte (position centrale).

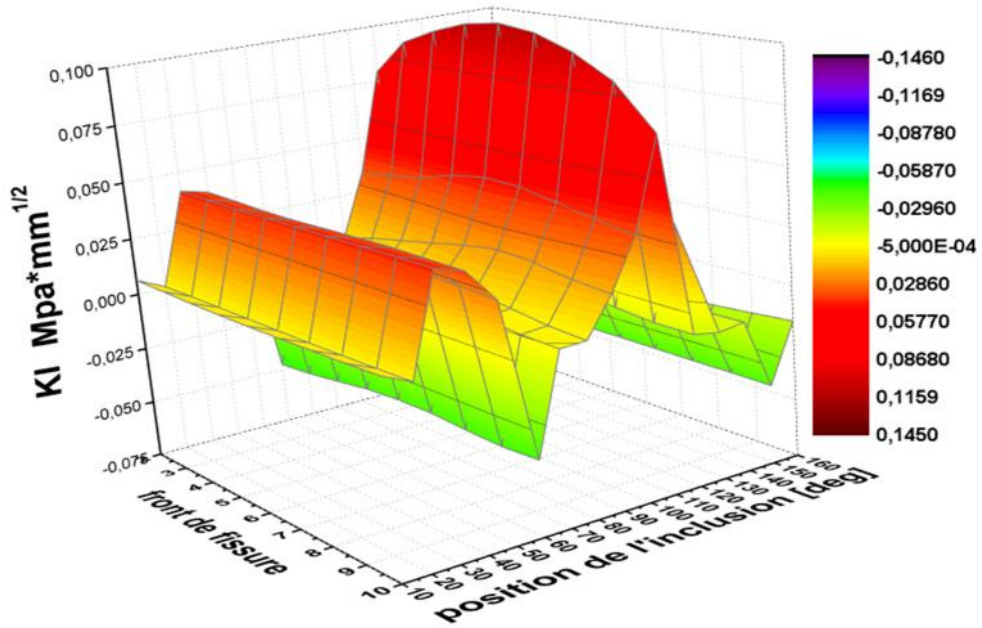


Figure IV.2 : Distribution du KI sur le front de fissure en fonction de la position de l'inclusion-fissure dans le ciment (pos 0°).

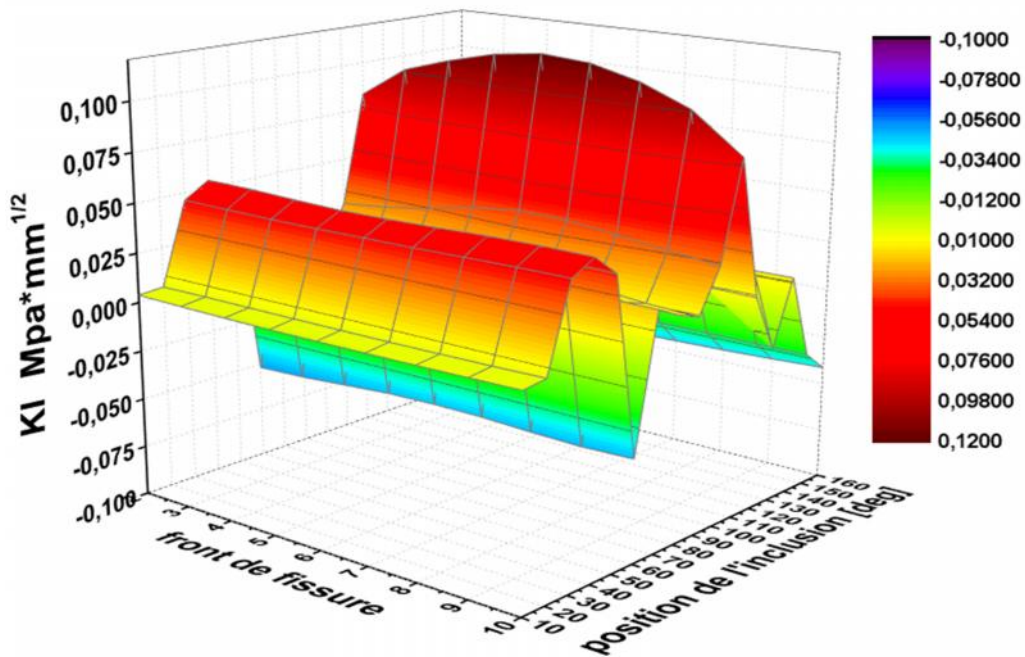


Figure IV.3 : Distribution du KI sur le front de fissure en fonction de la position de l'inclusion-fissure dans le ciment (pos +23°).

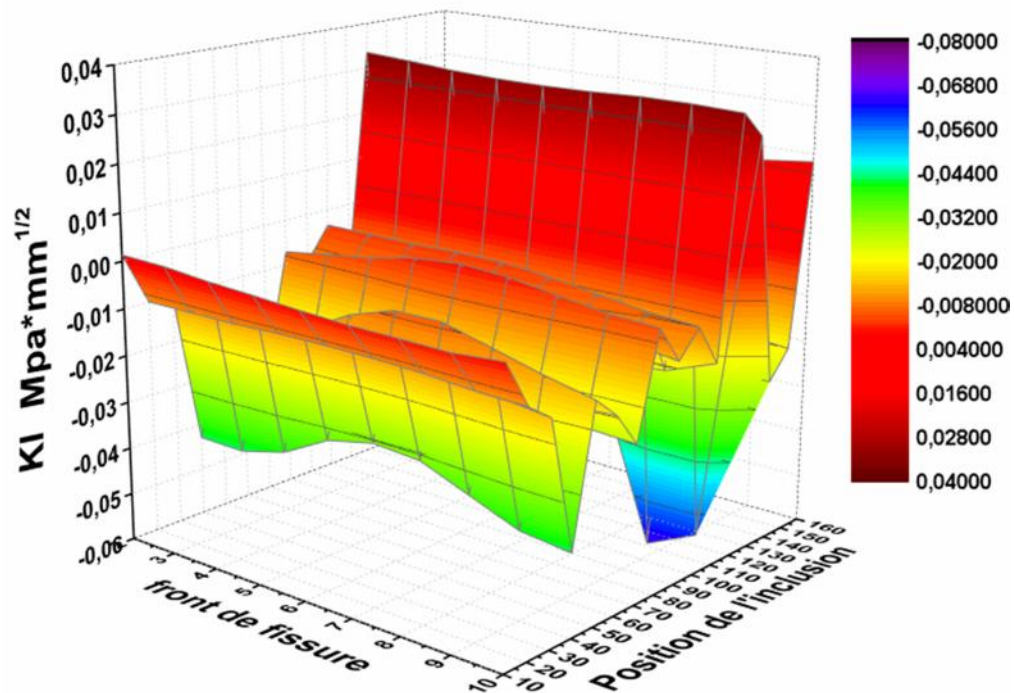


Figure IV.4 : Distribution du KI sur le front de fissure en fonction de la position de l'inclusion-fissure dans le ciment (pos -23°).

Sur les figures 5, 6 et 7, nous représentons la distribution du facteur d'intensité de contrainte en mode II en fonction de la position circonférentielle de l'inclusion osseuse. D'après l'analyse de ces graphes dans les trois types de chargement on peut déduire que les résultats les plus significatifs se trouvent quand le patient est en posture correspondant à la position de l'implant de 0° et $+23^\circ$, là où la valeur du facteur d'intensité de contrainte est proche de $0,1 \text{ Mpa} \sqrt{\text{mm}}$, engendré par les positions 80° et 120° circonférentielles. En point de vu théorique on peut juger que la fissure, se trouve totalement ouverte et avec des lèvres cisillées.

En outre une orientation de 23° en avant de l'implant donne des valeurs négatives en mode I ce qui traduit que l'ouverture de la fissure n'a pas eu lieu, par conséquent cette orientation n'expose à aucun danger réel sur le ciment en mode de cisaillement.

La combinaison des deux modes d'ouverture de fissure peut montrer que les positions 80° jusqu'à 120° enregistrent un niveau FIC important pour l'orientation 0° et $+23^\circ$ de l'implant, ce qui rend les résultats assez intéressants. La propagation de la fissure est probable dans ce cas pour les deux premiers modes. La position de l'implant ainsi la position le défaut influent directement sur la nature de comportement en rupture en mode I et II.

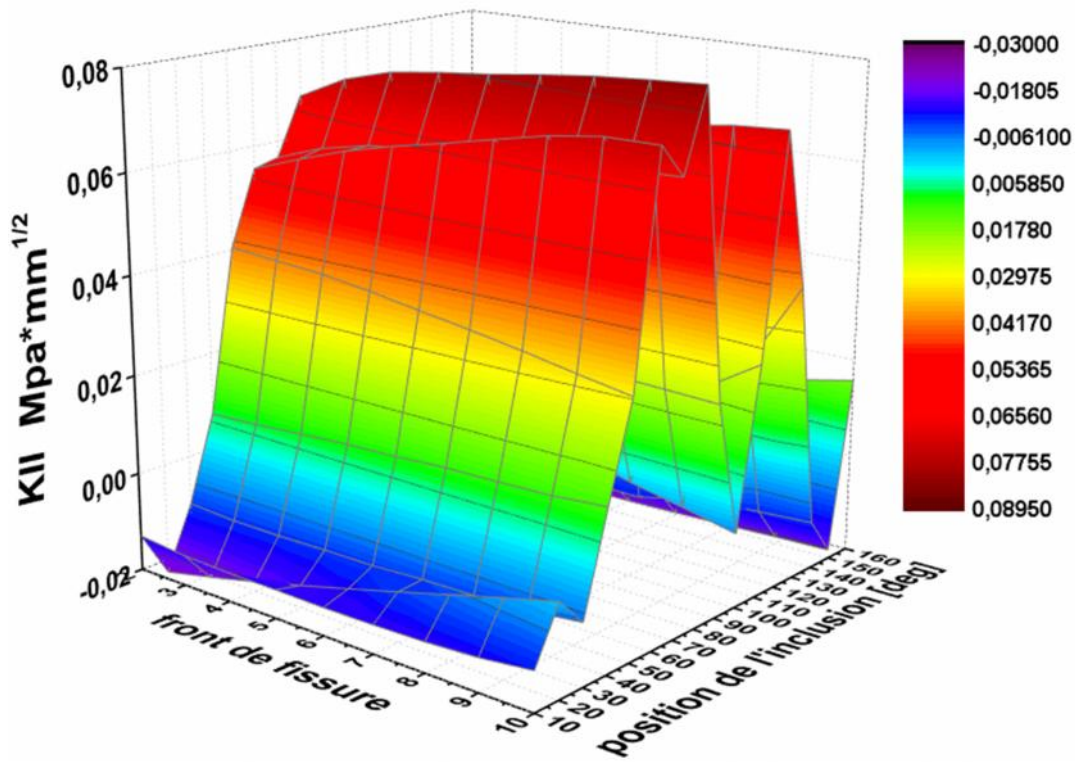


Figure IV.5 : Distribution du K_{II} sur le front de fissure en fonction de la position de l'inclusion-fissure dans le ciment (pos 0°).

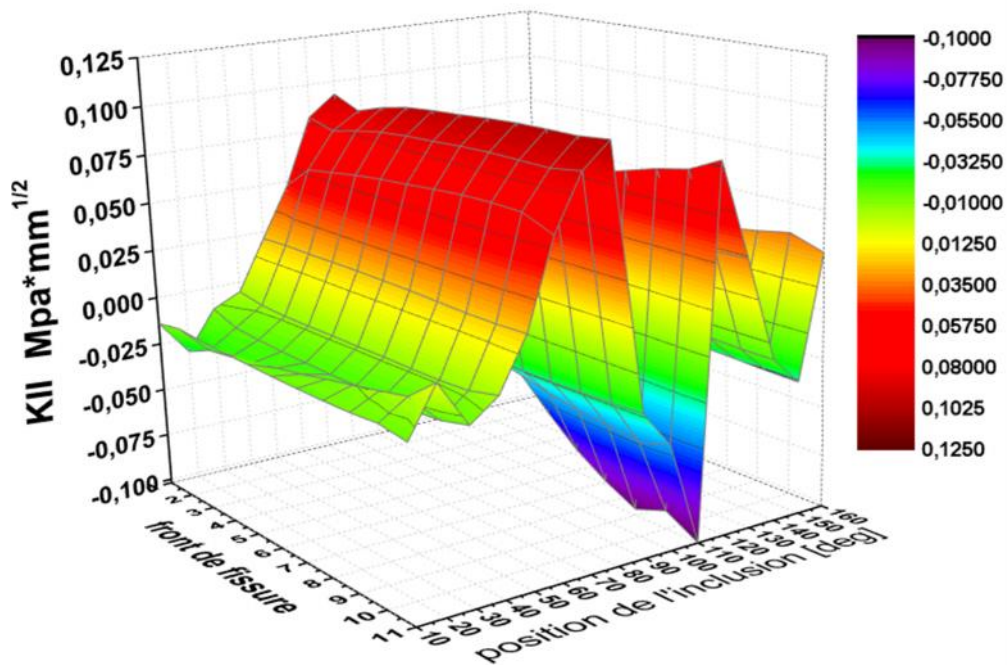


Figure IV.6 : Distribution du K_{II} sur le front de fissure en fonction de la position de l'inclusion-fissure dans le ciment (pos $+23^\circ$).

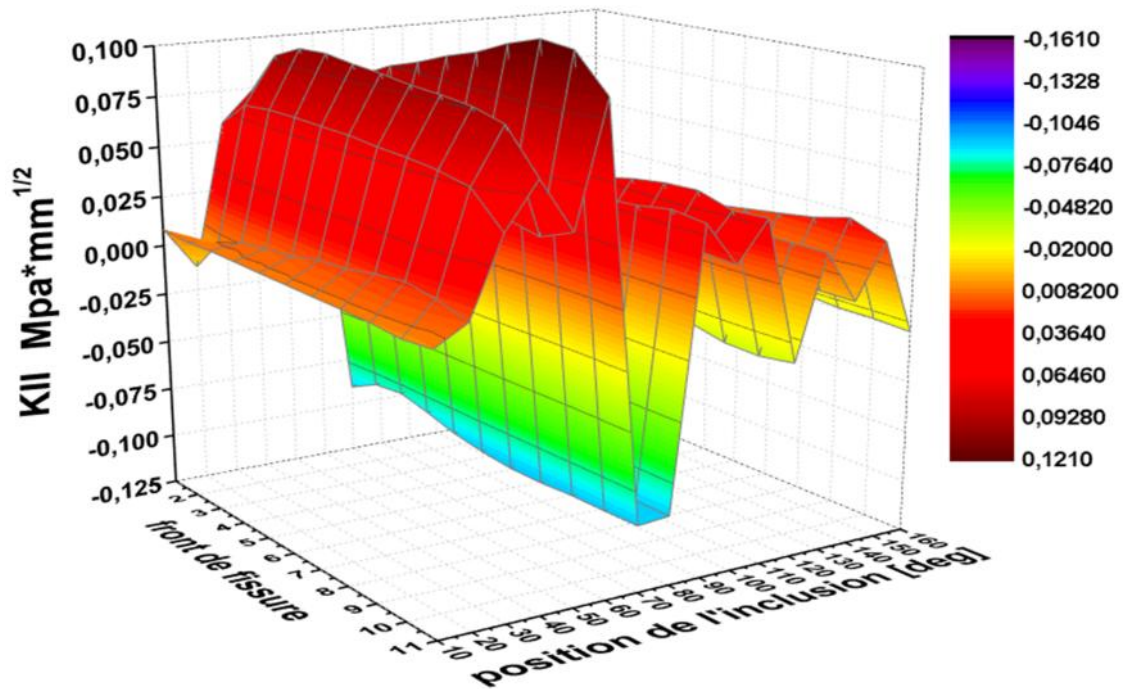


Figure IV.7 : Distribution du KII sur le front de fissure en fonction de la position de l'inclusion-fissure dans le ciment (pos -23°).

Les graphes aux dessous représentent la variation du facteur d'intensité de contrainte en mode III, en fonction de la position circonférentielle de défaut dans les trois type de chargement (0° , $+23^\circ$, -23°).

La distribution du KIII sur le front de fissure en fonction de la position circonférentielle de l'inclusion qui varie entre 10° et 160° dans les trois positions de l'implant, est bien montré sur les figures 8, 9, et 10. Dans ce cas, on voit clairement que la position qui donne des valeurs assez importantes est celle le 110° circonférentielle avec une amplitude de 0,07 et 0,1 $Mpa\sqrt{mm}$ qui correspondent consécutivement à la position de l'implant 0° et $+23^\circ$.

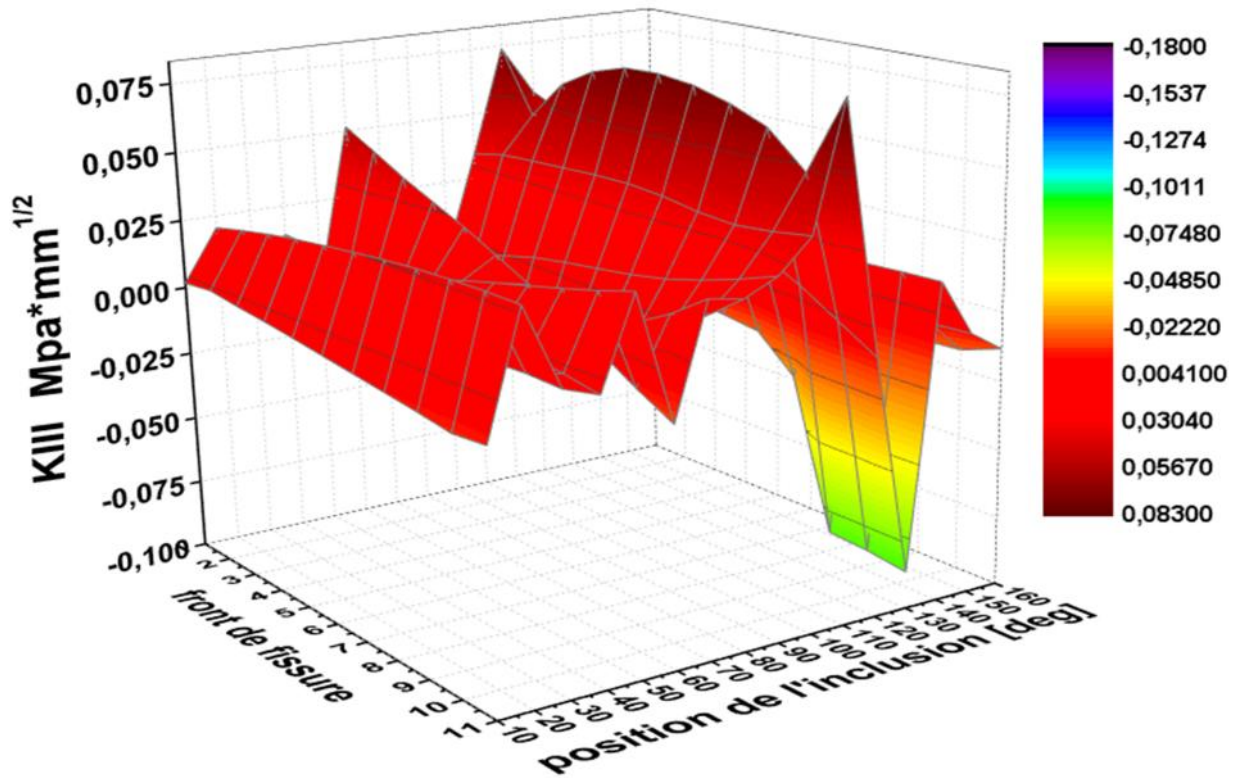


Figure IV.8 : Distribution du K_{III} sur le front de fissure en fonction de la position de l'inclusion-fissure dans le ciment (pos 0°).

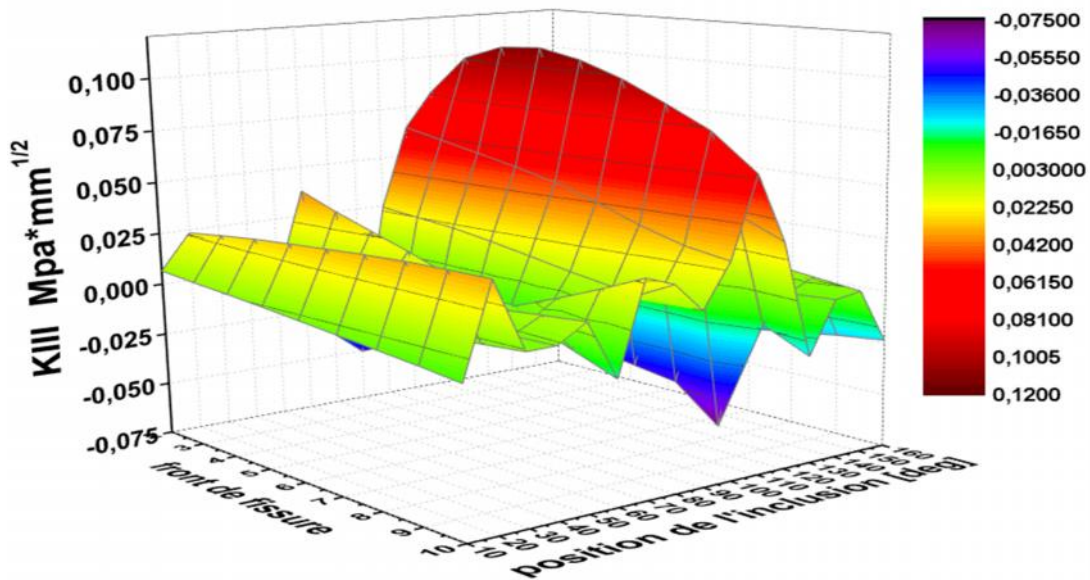


Figure IV.9 : Distribution du K_{III} sur le front de fissure en fonction de la position de l'inclusion-fissure dans le ciment (pos $+23^\circ$).

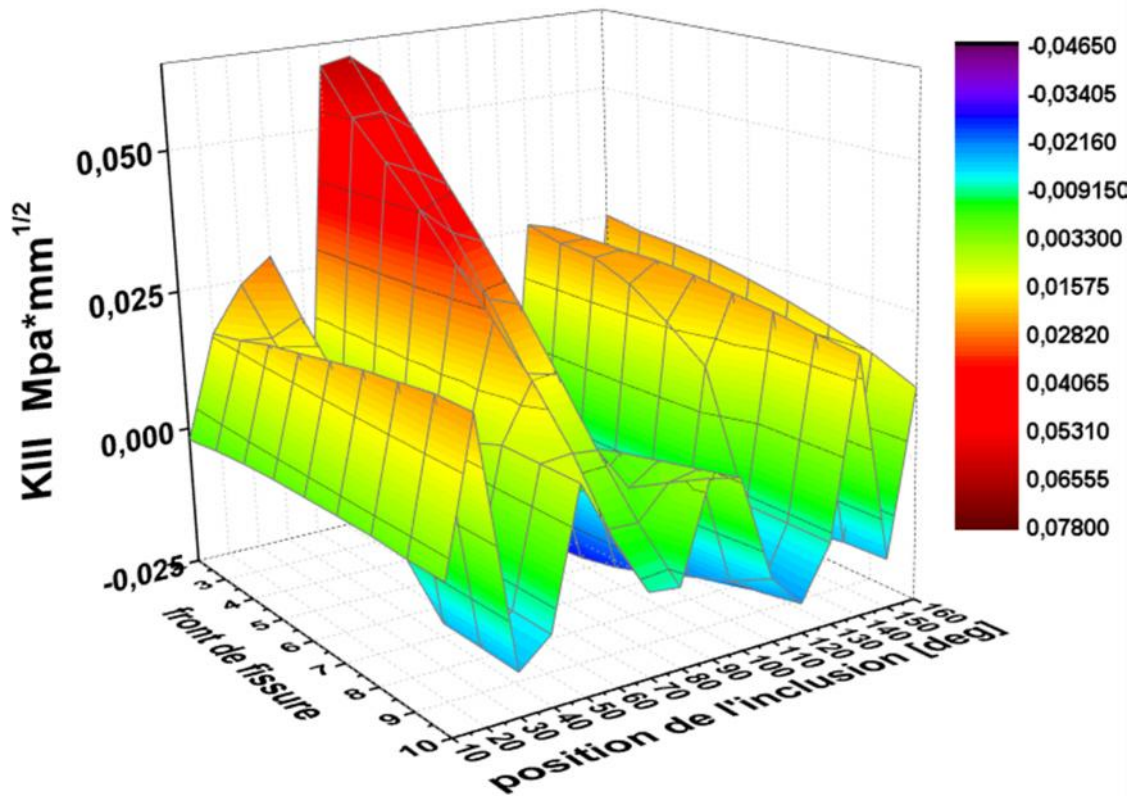


Figure IV.10 : Distribution du K_{III} sur le front de fissure en fonction de la position de l'inclusion-fissure dans le ciment (pos -23°).

2.2 Effet de la position 110° circonférentielle de défaut sur le ciment :

A noter que dans ce type d'intervention chirurgicale et dans l'implantation de la PTH, le ciment doit assurer une bonne adhérence entre les constituants de la prothèse, et homogénéiser le transfert de charge vers l'os. Cependant, nous avons jugé nécessaire de connaître les zones susceptibles à l'amorçage de la fissure en présence d'une inclusion osseuse, et sous l'effet de la charge appliqué, et la position de l'implant. Suite aux résultats de la position circonférentielle de défaut dans le ciment PMMA, on a pu conclure que les positions centrales du ciment, et beaucoup plus la position 110° qui présentent un danger réel sur le patient en cas de trébuchement associé par la présence d'un défaut (inclusion+ fissure). Donc pour bien cerner l'effet de cette position circonférentielle (110°), nous avons modélisé la présence d'une fissure émanant d'une inclusion osseuse, tout en déterminant les orientations et les positions qui présentent un risque sur le porteur de la PTH, et d'étudier le comportement en rupture de ce matériau.

Le facteur d'intensité de contrainte caractérise le champ de contrainte et le déplacement à la pointe de la fissure, il a une influence directe sur la propagation de la fissure dans le chargement monotone ou cyclique.

La figure IV.11 montre la schématisation de la position 110° sur la quelle notre étude est basé, le choix de cette dernière a été effectué suite aux résultats importants obtenus dans les trois modes de chargement (0° , -23° , $+23^\circ$). A fin de montrer l'effet de cette position on a procéder aux trois orientations définies par (figure IV.12) :

- Orientation faisant angle de 2° de submodel sur l'inclusion elle-même autour de l'axe X (position 1).
- Orientation de 360° sur l'axe X, se trouve sur le plan parallèle de la fissure (position 2).
- Orientation de 360° sur l'axe X, se trouve sur le plan perpendiculaire de la fissure (position 3).

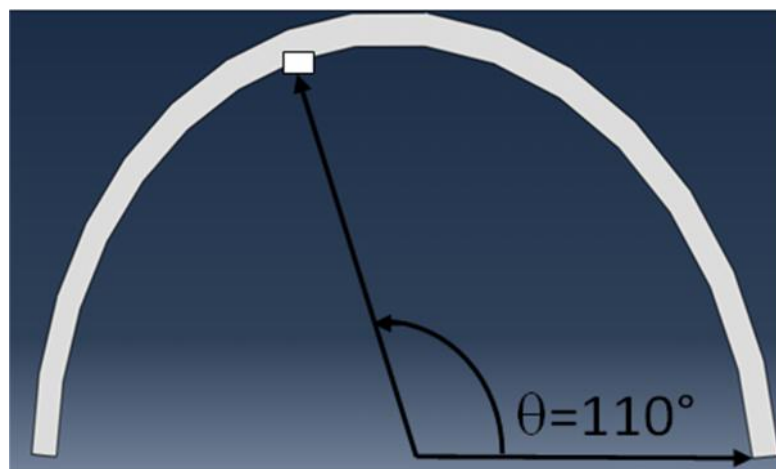


Figure IV.11 : Position de submodel (inclusion-fissure) analysé.

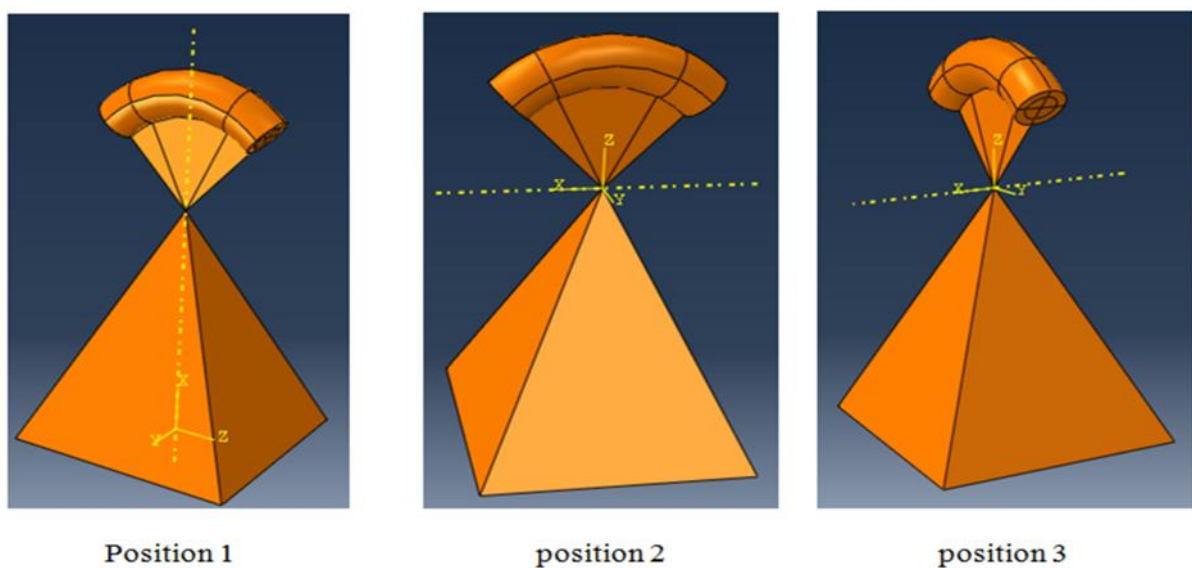


Figure IV.12 : Orientations du submodel (inclusion-fissure) à la position (110°).

2.3 Effet de la position de l'implant sur le comportement en rupture à la position 100° :

2.3.1 POS 0° :

La figure IV.13 représente la variation du facteur d'intensité de contrainte dans les trois modes (ouverture, cisaillement, mixe), en fonction de l'orientation de défaut (inclusion osseuse + fissure) à implant non orienté (pos 0°), pour les trois positions de submodel (position 1, 2, 3). Dans cette partie de ce chapitre, nous voulons bien montrer l'effet de la position du submodel, dont le but est de déterminer la position qui influe sur le comportement en rupture, ainsi celle qui favorise l'amorçage de la fissure. A cet effet on a procédé à une comparaison des résultats du FIC pour les trois positions (1, 2, et 3).

La distribution du facteur d'intensité de contrainte pour les trois positions de submodel présente une variation harmonique sinusoïdale en fonction des orientations de la fissure, ces variations enregistrent un FIC élevé provoqué par une concentration de contrainte au front de fissure comme la montre la figure IV.13. Nous remarquons que ces valeurs s'intensifient au centre du front de fissure (les nœuds du centre) pour les positions 1 et 3, par contre elles sont stable dans toutes les nœuds pour la position 2. Suite à l'emplacement d'une fissure émanant de cette inclusion osseuse, l'orientation de la position 1 vient d'être positionnée dans le champ de contrainte max conduisant à une élévation du FIC au détriment des autres positions (2, 3) qui enregistrent des valeurs moins intéressantes. La position 1 enregistre un FIC positif en mode d'ouverture de 0° à 80° et de 180° à 250°, avec un pic de $0,16 \text{ Mpa}\sqrt{\text{mm}}$ pour les orientations 40° et 210° de la fissure, ce la signifie que les lèvres de la fissure s'ouvre dans la position 1 dans le premier type de chargement 0° de l'implant. La deuxième position (2) du défaut entraine une variation du FIC en mode I sensible à l'orientation de la fissure, mais ce lui la reste toujours faible par rapport à la première position comme le montre la figure. La valeur max est enregistrée lorsque le défaut se positionne dans les orientations des extrémités de 0° à 20° et de 170° à 190° avec un FIC proche de $0,066 \text{ Mpa}\sqrt{\text{mm}}$. Le même cas est enregistré pour la position 3 de submodel lors de la variation du facteur d'intensité de contrainte en mode d'ouverture, les valeurs qui présentent un risque sur le ciment de scellement sont ceux des extrémités de 0° à 30° et de 260° à 340° qui donnent des valeurs proches de $0,1 \sqrt{\text{mm}}$.

Suite aux résultats enregistrés pour la distribution du FIC en mode I pour les trois positions à implant 0°, nous permet de dire que seule la position 1 présente un danger réel sur le liant et montre un risque de propagation de fissure puisqu'elle donne des valeurs positives, et

importantes de KI ; par contre les orientations dans les position 1 et 2 n'est aucun effet sur le comportement en rupture dans le ciment PMMA. Pour donner un sens technique à notre étude on doit passer par la discussion des résultats en mode cisaillement et en mode mixe.

Puisque la variation de KI passe par des valeurs positives, nuls, et négatives, on peut dire que les résultats qui peuvent être commenté sont ceux de signe positive parce qu'elles signifient l'ouverture des lèvres de la fissure (mode I), et par déduction ces résultats sont discutable pour les deux modes II et III. Les résultats dans la figure IV.13 montrent que les positions 2 et 3 ne présentent à aucun danger sur le liant puisque l'ouverture de la fissure n'a pas eu lieu sauf dans les orientations des extrémités. Par contre la position 1 du défaut est marquée comme celle la plus dangereuse parmi eux. On remarque que les variations du KII ne sont pas stable, et présentent une symétrie par rapport aux nœuds de la fissure, ce qui permet de dire que les deux extrémités de la fissure subit une déférence de sollicitation d'une part à la traction et d'autre part à la compression, ce la dépend de champ de contrainte appliqué. En mode mixe (mode d'ouverture + cisaillement anti plan) les valeurs de FIC dépend aussi du champ de contrainte sur lequel se trouve le défaut, la distribution du FIC enregistre une symétrie par rapport aux nœuds de la fissure, cela enregistre un FIC en mode III de $0,07 \text{ Mpa}\sqrt{\text{mm}}$ pour l'orientation 160° .

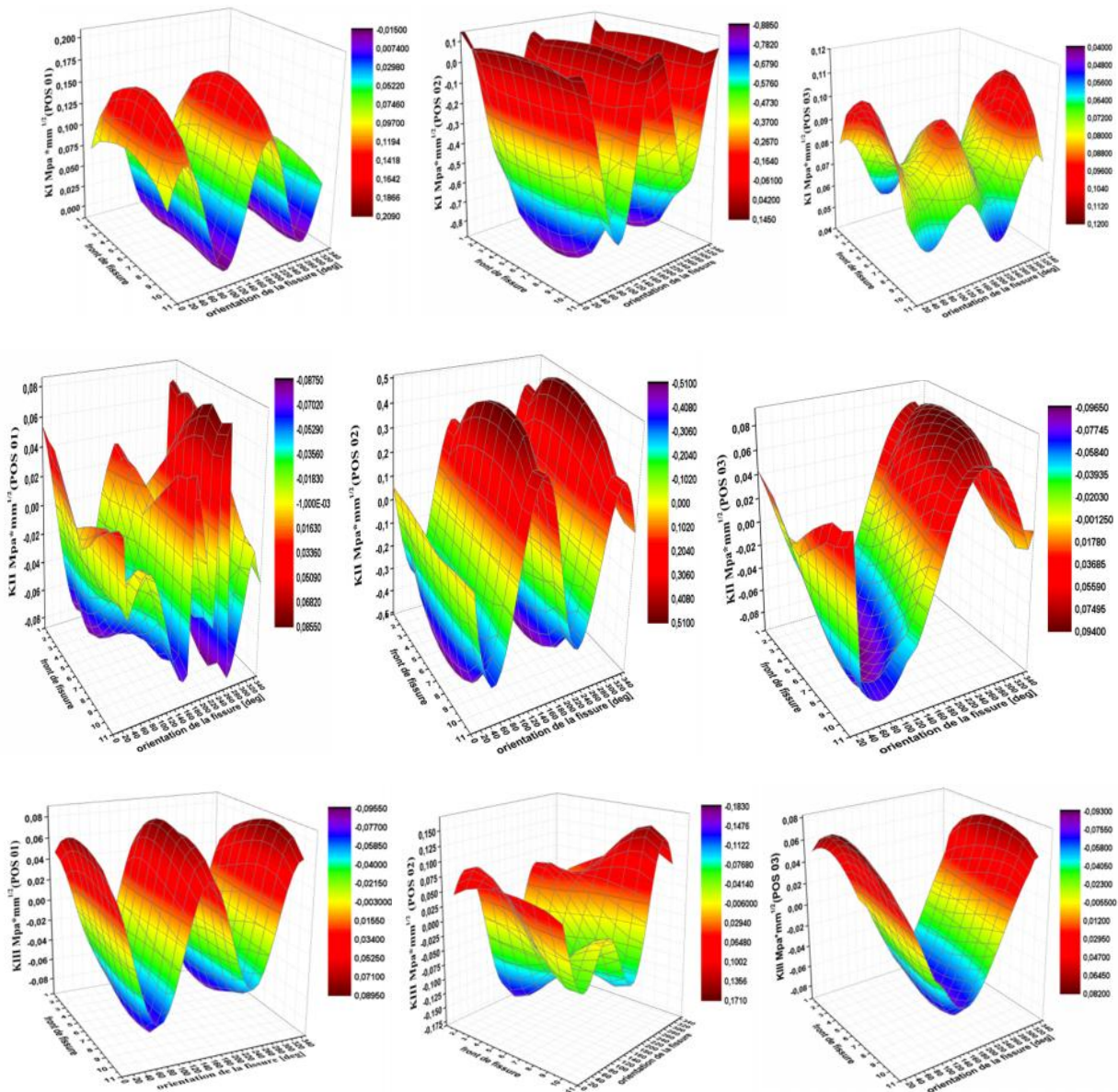


Figure IV.13 : Distribution du FIC en mode I, II, et III sur le front de fissure en fonction de la rotation de submodel (inclusion-fissure) (pos 0°).

2.3.2 POS +23° :

La figure IV.14 schématise la distribution du facteur d'intensité de contrainte dans le mode d'ouverture, cisaillement, et mixte en fonction de l'orientation de l'ensemble (inclusion+fissure) à implant orienté à + 23°, cette étude à pour but de déterminer les zones favorable à l'amorçage de la fissure, dans ce sens on a procéder à la simulation dans les trois axes possible (position 1, 2, et 3).

Un angle de 23° en arrière de l'implant par rapport à l'axe de la cupule augmente considérablement le FIC dans les différents modes, mais malgré l'intensification de ce paramètre (FIC) en fonction de l'orientation de l'inclusion, les résultats des positions 2 et 3

restent toujours faible et négligeable comparativement à la position 1. On peut dire que l'orientation effectuée dans les positions 2 et 3 impose un champ de contrainte moins important, puisque le submodel se trouve dans un endroit loin du champ max de la contrainte, ce qui rend l'intensification favorable seulement pour les orientations des extrémités.

Le comportement en rupture pour un implant orienté à $+23^\circ$ enregistre des résultats décalés en mode d'ouverture par rapport au premier type de chargement 0° de l'implant ce qui est noter logique puisque le champ de contrainte max est décalé a 23° , à signaler que les orientations qui donnent des valeurs positif sont comprises dans l'intervalle de 0° à 110° et de 160° à 280° la ou le facteur d'intensité de contrainte atteint $0,209 Mpa\sqrt{mm}$. Par contre les autres orientations donnent un FIC négatif ce qui permet de dire que les lèvres de la fissure sont fermées, ce la n'expose aucun risque sur le ciment.

En mode de cisaillement la position 1 enregistre un comportement en rupture non stable qui permet de mettre la variation en symétrie par rapport aux nœuds de la fissure, on remarque qu'il existe des orientations qui favorisent la propagation de la fissure en mode de cisaillement tel que 60° à 110° et 150° jusqu'à 190° . Ces orientations imposent que les deux lèvres de la fissure se trouvent l'une en traction et l'autre en compression, ce qui autorise l'importance de cette fissure en cisaillement plan. Pour le troisième mode (mixe), on peut dire que la variation de la position 1 est stable comme schématiser dans la figure IV.14, les orientations des extrémités enregistre des valeurs de FIC importantes environ $0,109 Mpa\sqrt{mm}$, ce la est résultant de l'emplacement des extrémités de défaut dans le champ de contrainte max, ces valeurs diminuent en provoquant l'orientation de l'inclusion de 50° à 310° .

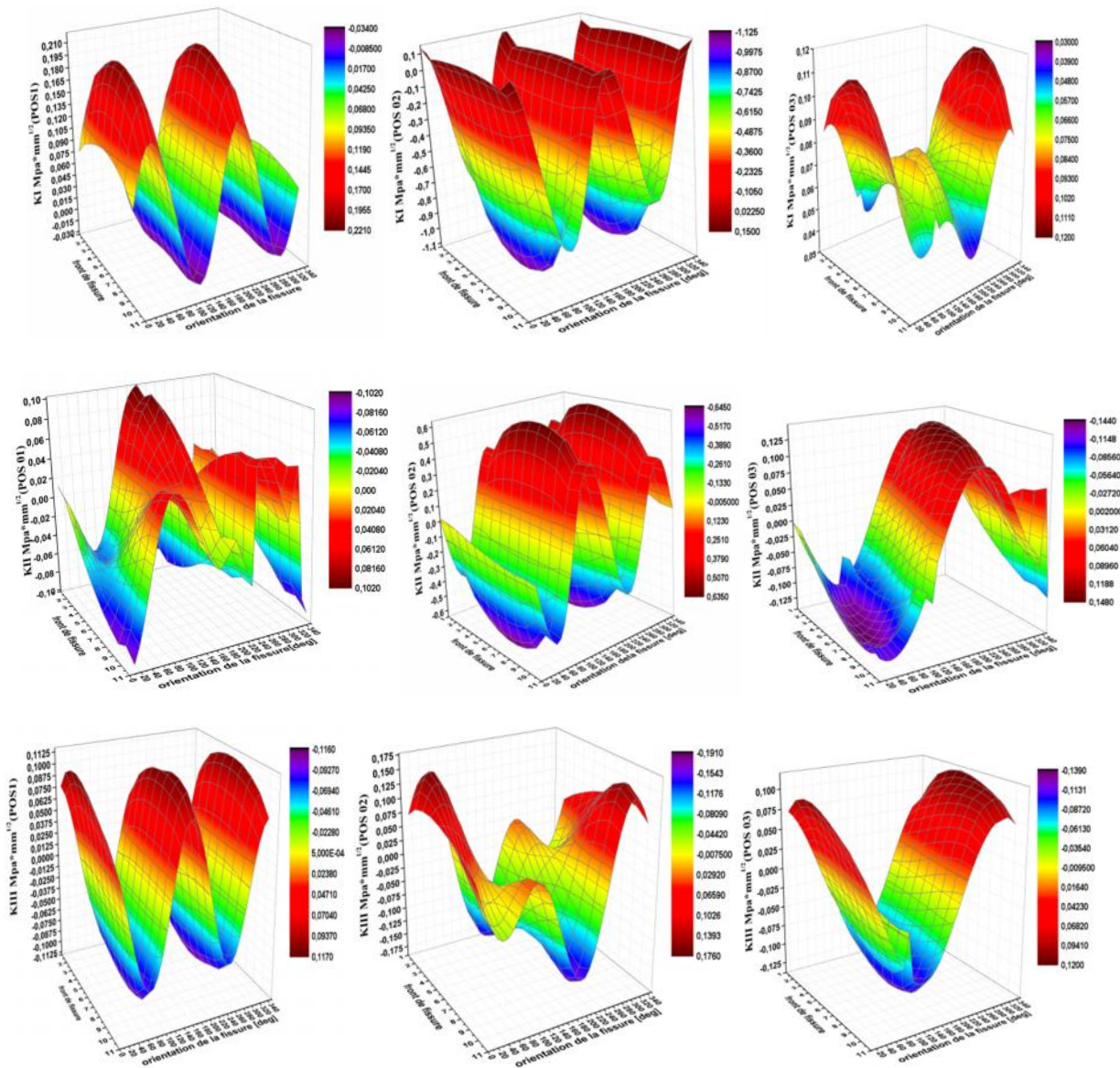


Figure IV.14 : Distribution du FIC en mode I, II, et III sur le front de fissure en fonction de la rotation de submodel (inclusion-fissure) (pos +23°).

2.3.3 POS -23° :

La distribution du facteur d'intensité de contrainte est bien figurée dans les graphes au dessous, cela est en fonction de l'orientation de l'inclusion osseuse à 2 de rotation dans les trois positions signalées précédemment (1, 2, et 3), dont le but est de faire une étude paramétrique nous avons gardé la simulation seulement pour la position circonférentielle à 110°, puisque elle présente la situation max de la concentration de la contrainte. La variation en mode I, II et III est harmonique sinusoïdale décalée par rapport aux premier type de chargement et opposée par rapport au deuxième.

Une inclinaison de 23° en avant de l'implant n'influe pas sur le comportement en rupture en mode d'ouverture, pour les positions 2, et 3 sauf au niveau des extrémités comme nous montre la figure IV.15, seulement la position 1 conduit à des valeurs maximum du facteur d'intensité de contrainte en mode I, ces valeurs varient de 0,025 jusqu'à $0,05 \text{ Mpa}\sqrt{\text{mm}}$, elles dépendent de l'orientation de l'inclusion. En mode de cisaillement, on voit que la variation n'est pas stable en fonction des orientations et non plus en fonction des nœuds de la fissure. Cela signifie que les lèvres de la fissure se trouvent en deux sollicitations différentes, pour les nœuds qui se trouvent en compression ils favorisent l'ouverture de la fissure en cisaillement plan avec une valeur du FIC vaut $0,05 \text{ Mpa}\sqrt{\text{mm}}$. En effet la distribution en mode mixte ne conduit pas à des valeurs de facteurs d'intensité de contrainte importante sauf les orientations de 220° à 260° qui enregistrent des valeurs proche de $0,043 \text{ Mpa}\sqrt{\text{mm}}$, cela veut dire que la probabilité de la propagation de la fissure en mode de cisaillement anti plan est peu probable sous l'effet de ce type de chargement -23° .

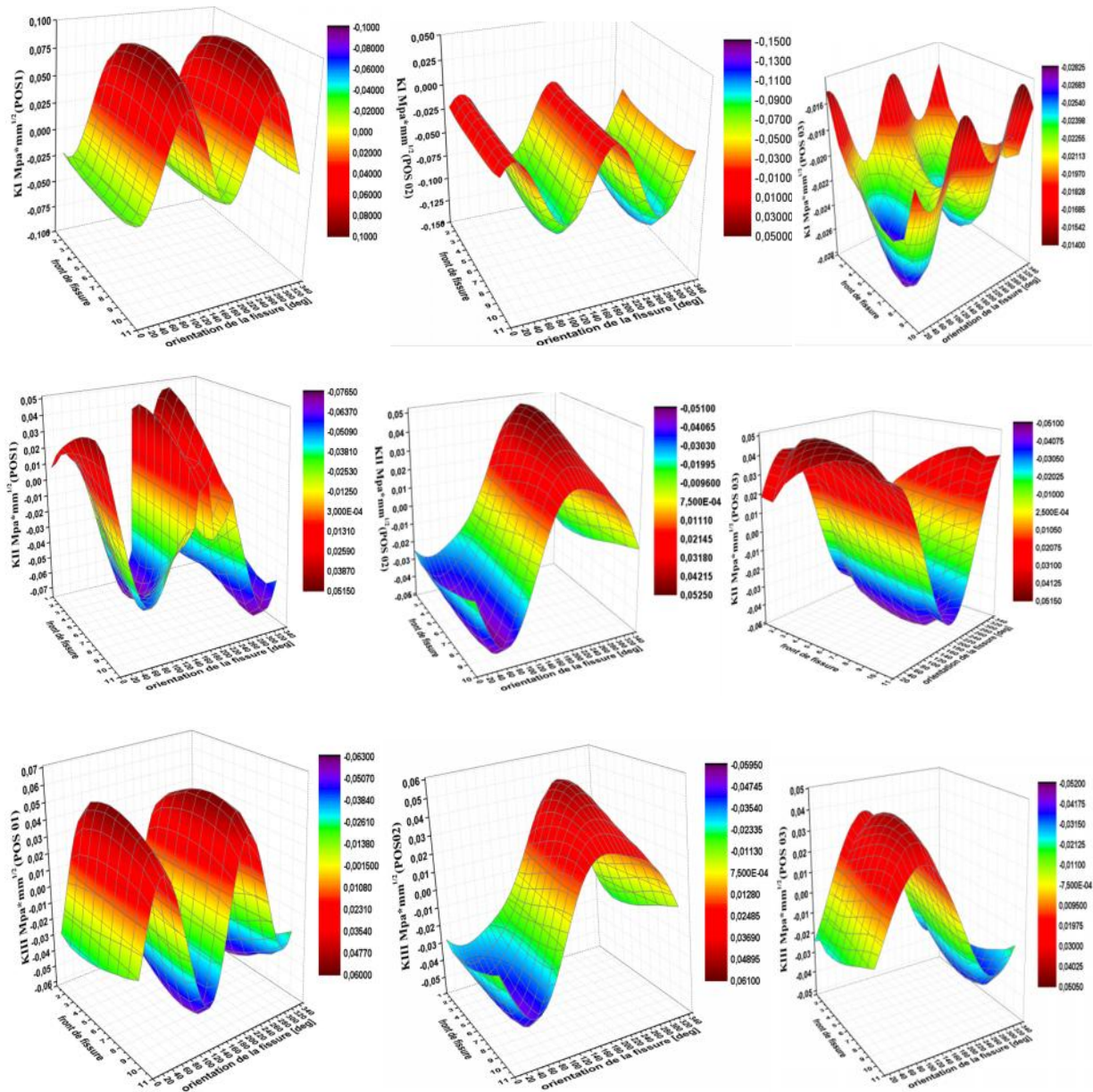


Figure IV.15 : Distribution du FIC en mode I, II, et III sur front de fissure en fonction de la rotation de submodel (inclusion-fissure) (pos -23°).

Chapitre V

V.1 Introduction :

Dans ce chapitre nous allons discuter le comportement en rupture du ciment de scellement PMMA, en présence de deux défauts de différents type, le premier est une inclusion osseuse comme nous avons simulé dans les chapitre précédent, le deuxième défaut est présenté sous forme d'une bulle d'air (une cavité).

A cet effet, on a procédé à l'utilisation de la méthode des éléments finis pour la simulation de ce cas d'interaction en utilisons le code de calcul ABAQUS. Notre but est d'analyser l'effet de la présence d'une (interaction cavité-inclusion), sur le comportement en rupture du ciment orthopédique (PMMA). Ce type de défaut est représenté par une interaction d'une inclusion (débris d'os), dont laquelle on a supposé le début d'une fissure et une porosité par vide (une cavité). L'impureté est due à l'inclusion d'un débris d'os pendant l'intervention chirurgicale, par contre la cavité est lie à l'introduction de l'air dans le ciment durant polymérisation.

Les fonctions principales du ciment orthopédique sont non seulement de prévoir une bonne adhésion entre les constituants de la PTH [96], mais également d'assurer une bonne homogénéisation de transfert de la charge, qui s'applique sur l'implant à travers ce ciment jusqu'à l'os coxal. Parmi les missions confiées au ciment est de résister aux contraintes développées par les exercices de mouvement habituels du corps humain (la marche, montée d'escalier, descente d'escalier ...ect.), il est noté que ce niveau de contraintes est possible d'évoluer d'un simple défaut, ou une microfissure, à la rupture fatale du ciment, et par conséquent au descellement de la PTH. Parmi les auteurs qui ce sont penchés sur ce problème, on cite S.K. Bhambri et al [97], K.A. Mann et al [98], S Benbarek et al [66].

L'objet de ce travail est d'étudier l'effet de la présence de ce type de défaut (inclusion +fissure, et une cavité) dans le ciment PMMA, l'effet de la charge appliqué, la géométrie, l'état de contrainte, le comportement en rupture, ainsi de dévoiler les zones susceptible à la propagation de la fissure dans cet élément déterminant de la PTH. Dans cette analyse le système de charge appliqué est le cas de surcharge due à un trébuchement du patient.

V.2 Modélisation tridimensionnelle :

2.1 Model géométrique :

La PTH est composé de deux partie importante, la partie supérieure appelé acétabulaire et la partie inférieure appelé fémorale. Ce qui nous intéresse dans notre cas c'est la partie

Chapitre V Effet de l'interaction inclusion cavité sur le comportement en rupture du ciment pmma.

acétabulaire sur lequel notre étude a été réalisée. Comme nous avons montré précédemment le plan sur lequel notre étude est faite s'appelle cliniquement le plan sagittale, mécaniquement c'est le le plan de la charge. Ce dernier coupe le volume du ciment PMMA en créant un nouveau plan appelé le plan circonférentiel (Voir figure V.1, et 2).

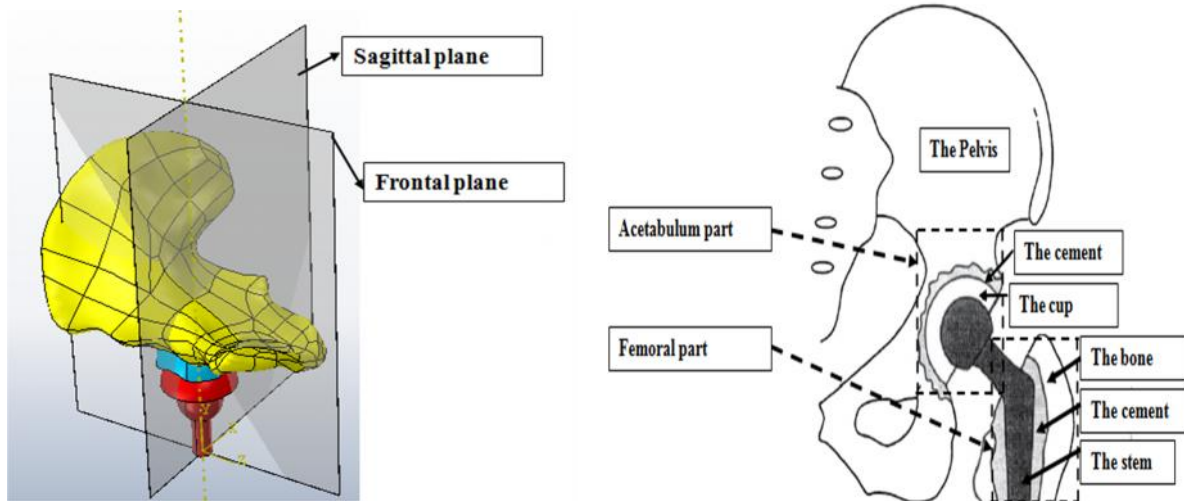


Figure V.1 : Plan sagittale (plan de la charge) et frontale de la PTH.

2.2 Position circonférentielle du submodel, et schématisation des submodels :

Dans notre étude notre choix de la position circonférentiel est tombé sur un pas de 10° , ce qui permet de bien visualiser l'effet de la position du submodel, et de faire une comparaison entre deux défaut volumique, cet angle varie de 0° à 160° (figure V.2), le but prévu de cette étude est de prédire le risque de propagation d'une fissure a partir d'une inclusion osseuse existant dans le ciment de la PTH.

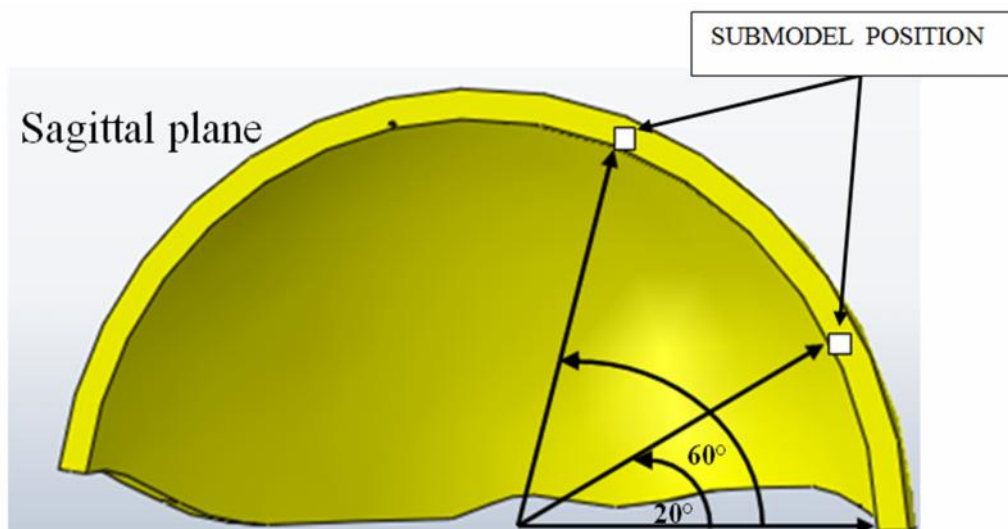
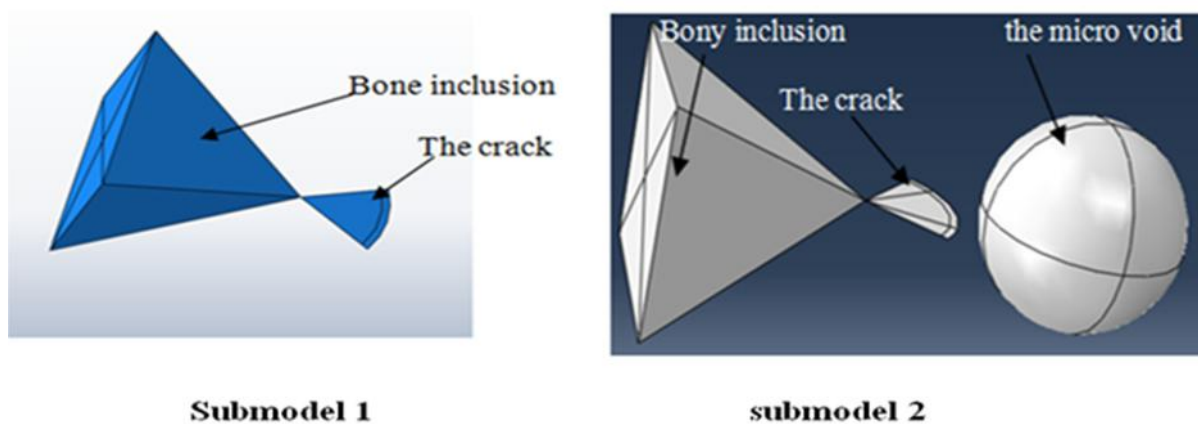


Figure V.2 : Schématisation de la position circonférentielle de submodels.

Chapitre V Effet de l'interaction inclusion cavité sur le comportement en rupture du ciment pmma.

Dans ce chapitre on a procédé à une comparaison entre deux submodel ; le premier présente le cas d'une fissure émanant d'une inclusion osseuse (submodel 1), le deuxième présente le cas d'interaction entre une inclusion et une cavité en intermédiaire d'une fissure (submodel 2). Dans les deux cas, l'inclusion osseuse est de forme de pyramide à base rectangulaire avec une hauteur de 0,1 mm, la cavité à une forme sphérique avec un diamètre de 0,2 mm, la fissure est émanante de l'inclusion, elle est de type triangulaire elliptique avec une longueur de 0,1 mm. Notre but est de faire une étude comparative entre deux défauts et de visualiser l'effet de la présence de la cavité (un vide) sur le comportement en rupture du liant.

Dont le but est de faire une étude comparative. Le code de calcul ABAQUS nous offre la possibilité de générer les deux submodels, comme nous montre la figure V.3.



Submodel 1 : inclusion-fissure.

Submodel 2 : inclusion-fissure-cavité.

Figure V.3 : Schématisation des deux submodels (1, et 2).

2.3 Position de l'implant :

Suite à l'étude qui a été réalisée par SAIKO et Wu, J.S.S, le choix de la position de l'implant est pris sur trois types de chargement (implant normale) 0° , (implant orienté à 23° avant) -23° , (implant orienté à $+23^\circ$ en arrière) $+23^\circ$ (figure V.4). Ces trois positions de l'implant fémoral reflètent les postures du corps [83, 84, 85].

Rappelons que dans cette étude nous avons respecté les mêmes conditions aux limites considérer dans les chapitres précédents. La charge appliquée est toujours considérer le cas d'un trébuchement du patient, ce cas la engendre une charge de 20 MPa [68].

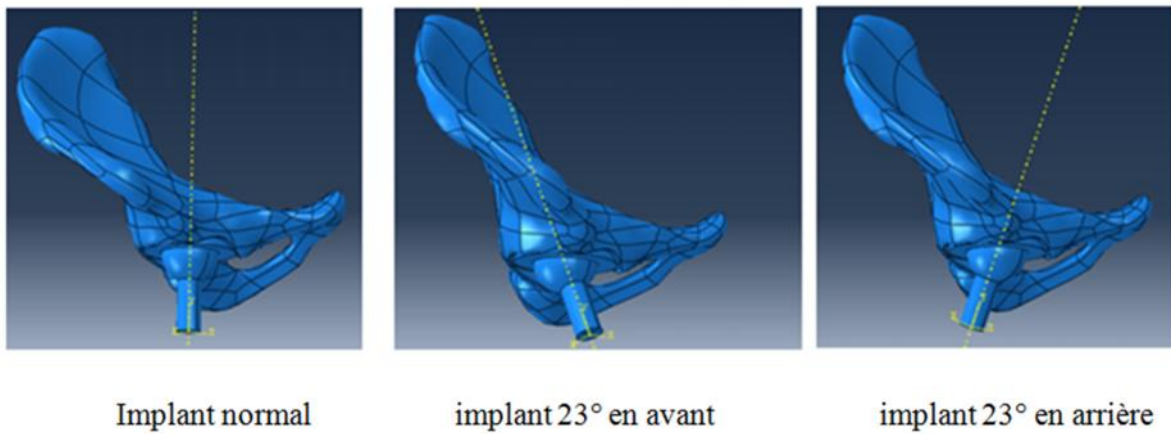


Figure V.4 : Types de chargement.

2.4 Maillage de submodel :

Pour bien cerner l'effet de la présence de la fissure et dont le but de donner une bonne évaluation du facteur d'intensité de contrainte, nous allons procéder à un raffinement du maillage dans le ciment, ainsi autour et à proximité du front de fissure, dans ce sens le code de calcul ABAQUS nous permet de raffiner le maillage dans n'importe quelle position et direction. La figure V.5 montre le maillage du ciment et les deux submodel utilisé dans cette étude comparative.

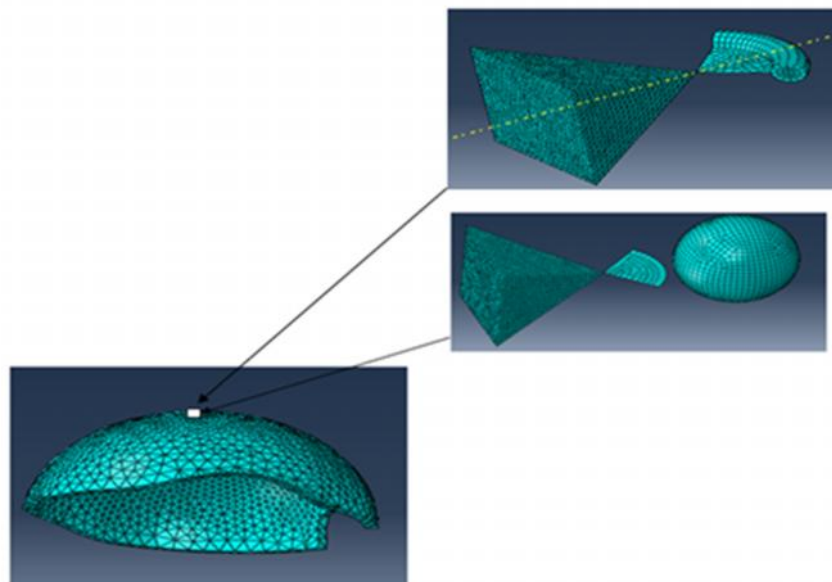


Figure V.5 : Maillage du ciment et les deux submodels.

V.3 Comportement en rupture dans le ciment PMMA :

3.1 Étude comparative entre deux défauts :

Les graphes figurés V.6, V.7, et V.8 représentent la variation du facteur d'intensité de contrainte en mode I, II, et III, en fonction de la position circonférentielle du submodel 1, et 2, dans les trois types de chargement de l'implant à (POS 0°, POS +23°, POS -23°). Rappelle que dans cette étude on a pris en considération seulement le facteur d'intensité de contrainte (FIC) maximale, c'est-à-dire le nœud de maillage le plus proche du front de fissure.

L'effet du premier type de chargement est schématisé dans la figure V.6 on remarque que les graphes du FIC en mode I, ont la même allure avec une variation homogène et stable qui s'annule pour en approchant des bords latéraux. Les résultats obtenus montrent que l'effet de l'interaction inclusion-cavité est remarquable par rapport à l'effet de l'inclusion seule. On voit aussi que la fissure est ouverte pour le submodel 2 de 0° à 130° puis elle se ferme, et ça est dû à l'effet de la cavité. Par contre l'effet de l'inclusion sur le comportement en rupture du ciment est limité sur des intervalles bien définis de 20° à 50° et de 70° jusqu'à 120°. Ainsi nous pouvons déduire que les positions circonférentielles qui mettent la fissure en position dangereuse la ou la fissure trouve directement dans le champ de contrainte maximal, ou le sens d'application de la charge de 70° et 120° (positions centrales).

De ce fait le FIC en mode I enregistre des valeurs importantes, et surtout de la part de submodel 2 avec une valeur de $0,195 \text{ Mpa}\sqrt{\text{mm}}$ correspond aux orientations circonférentielle 100° et 110°, par contre le submodel 1 marque des valeurs moins importantes $0,109 \text{ Mpa}\sqrt{\text{mm}}$ correspond à 110° circonférentiel.

La deuxième position de l'implant pos+23° de l'implant conduit à un niveau d'endommagement supérieur que le premier chargement en mode 1, on peut dire que le comportement en rupture de cette position de l'implant est le même que le premier mais avec une plus grande intensité. On enregistre aussi un décalage des résultats du FIC par rapport au premier mode de chargement il est due au sens de chargement incliné de 23°. Les valeurs intéressantes du FIC se positionnent de 70° à 130° circonférentielle pour les deux défauts (positions centrales), le premier submodel donne un FIC max à 110° vaut $0,116 \text{ Mpa}\sqrt{\text{mm}}$, par contre le deuxième (inclusion-fissure-cavité) conduit à un FIC max enregistré à 100° circonférentielle de $0,293 \text{ Mpa}\sqrt{\text{mm}}$.

L'effet de l'inclusion seule ne présente à aucun danger sur le ciment en mode d'ouverture selon la variation du FIC en fonction de la position circonférentielle de défaut pour le

Chapitre V Effet de l'interaction inclusion cavité sur le comportement en rupture du ciment pmma.

troisième type de chargement POS -23° (figure V.8), puisque les valeurs enregistrées sont tous négatives. En revanche l'effet de la présence de la fissure dans l'interaction inclusion-cavité conduit à un niveau du FIC important qui varie de 0,08 à 0,11 $\text{Mpa}\sqrt{\text{mm}}$, ces valeurs restent toujours faibles comparativement aux premiers types de chargement.

Donc on peut dire que la présence de l'inclusion et une cavité en position d'interaction rend le ciment beaucoup plus fragile et susceptible à la fracture, ce qui favorise la propagation de la fissure initialement débité de l'inclusion ; donc la probabilité de descellement du ciment dans ce cas est plus grande, ce qui présente un risque réel sur le porteur de la PTH.

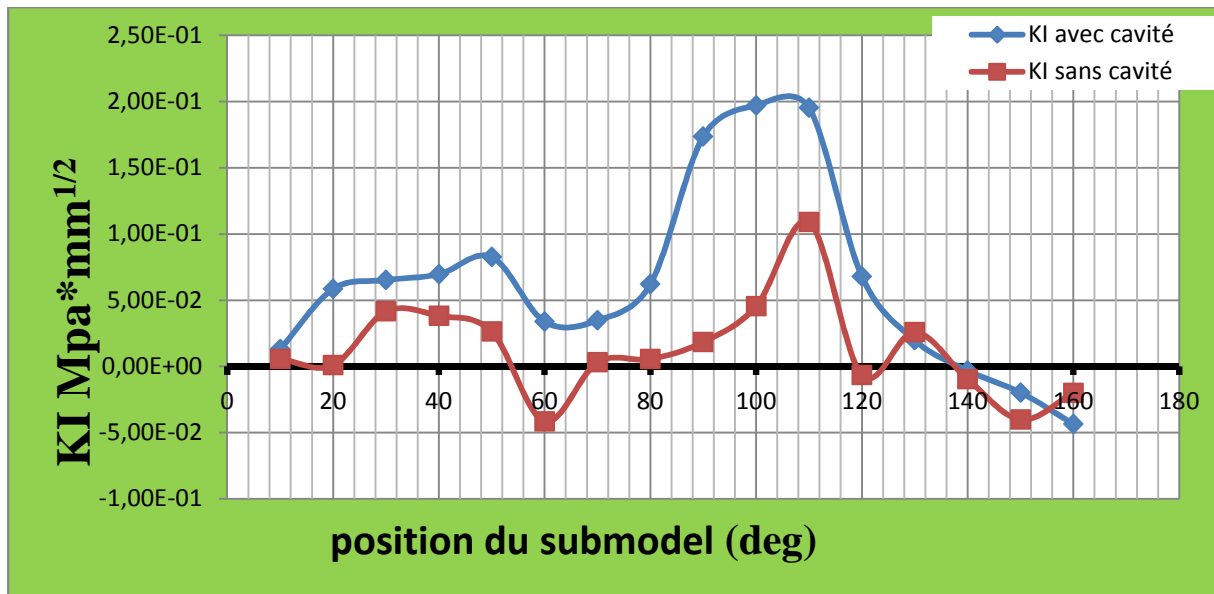


Figure V.6 : Répartition du FIC en mode I, en fonction de la position de submodel dans le ciment au pos 0° de l'implant.

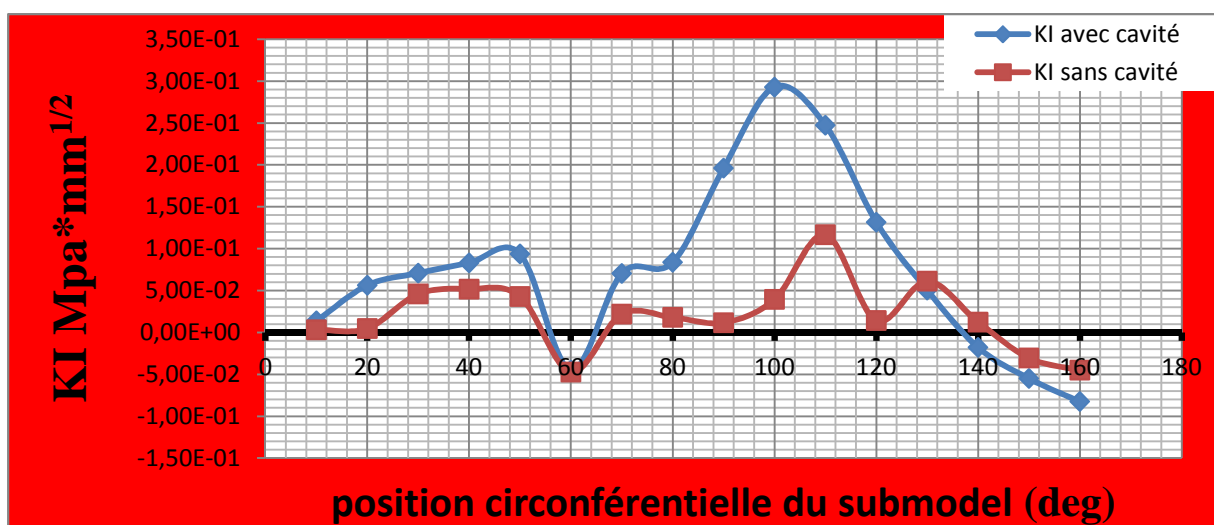


Figure V.7 : Répartition du FIC en mode I, en fonction de la position de submodel dans le ciment au pos $+23^\circ$ de l'implant.

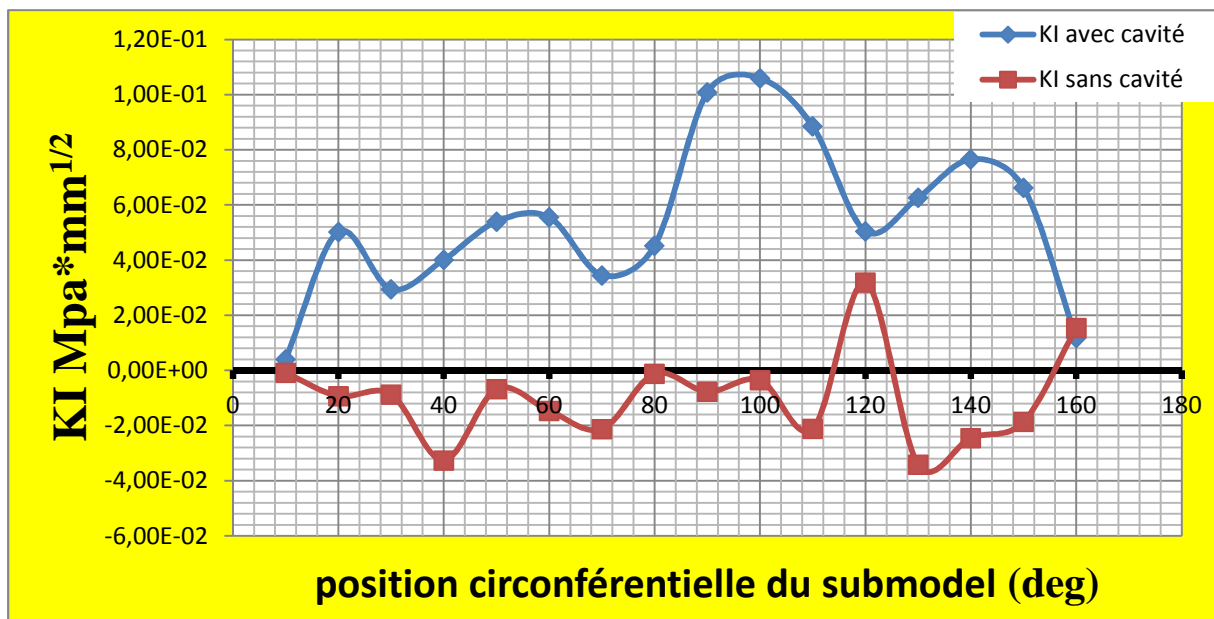


Figure V.8 : Répartition du FIC en mode I, en fonction de la position de submodel dans le ciment au pos -23° de l'implant.

Les figures V.9, V.10 V.11 montrent la répartition du FIC en mode II pour deux cas, le premier (fissure émanant d'une inclusion osseuse), le deuxième cas correspond à la présence d'une (cavité en position d'interaction avec la fissure). On peut interpréter ces figures seulement qu'en relation avec ceux de FIC en mode I. si ce dernier étant négatif implique que la fissure est fermée et par suite les deux autres modes sont indiscutable et n'influent pas sur le comportement en rupture. Par conséquent la propagation de la fissure dans les modes II et III n'est probable seulement qu'avec un FIC en mode I positif.

Pour le premier type de chargement à la position 110° en remarque que le mode d'ouverture de fissure pour le cas d'interaction avec la cavité est le mode prépondérant, alors qu'à la position $70-80^\circ$, le mode de rupture est mixte. L'effet de la présence de la cavité est pour ce mode remarquable aux intervalles $95-110^\circ$ et le plus important $70-90^\circ$ et $50-60^\circ$ pour la position 0° de l'implant.

Le cisaillement en mode II de cette fissure est moins important que celui en mode d'ouverture. l'effet de l'inclusion seule est remarquable puisque le FIC est positif sur toutes les positions, à savoir la position 80° pour le submodel 1 qui enregistre un FIC max environ $0,09 \text{ Mpa} \cdot \sqrt{\text{mm}}$, pour le deuxième mode de chargement (pos $+23^\circ$), par contre le graphe du submodel 2 est non stable, il est positif sur des intervalles bien déterminer, il enregistre une valeur max dans la position 60° pour un FIC de $0,106 \text{ Mpa} \cdot \sqrt{\text{mm}}$.

Chapitre V Effet de l'interaction inclusion cavité sur le comportement en rupture du ciment pmma.

Les résultats de la position -23° de l'implant (figure V.11) conduit à un comportement non stable des deux défauts sur toute la partie circonférentielle, d'après l'analyse des graphes on peut dire que le submodel 2 à la position 60° circonférentielle engendre un niveau d'endommagement très important en mode mixe environ $0,13 \text{ Mpa}\sqrt{\text{mm}}$. D'après la comparaison des résultats donnés nous pouvons dire que les résultats sont presque identiques pour les trois modes de chargement. Ces résultats montrent que la probabilité de la propagation de la fissure par cisaillement n'est pas possible avec une seule inclusion, mais probable avec une interaction cavité- inclusion.

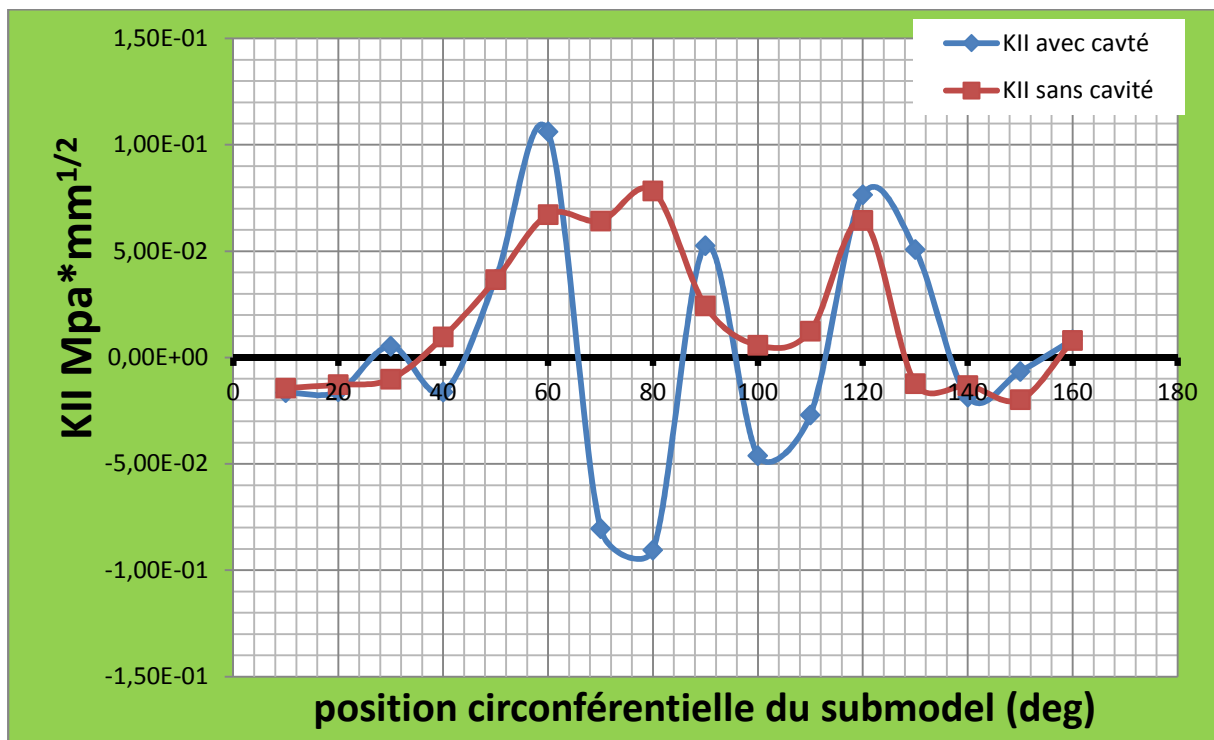


Figure V.9 : Répartition du FIC en mode II, en fonction de la position de submodel dans le ciment au pos 0° de l'implant.

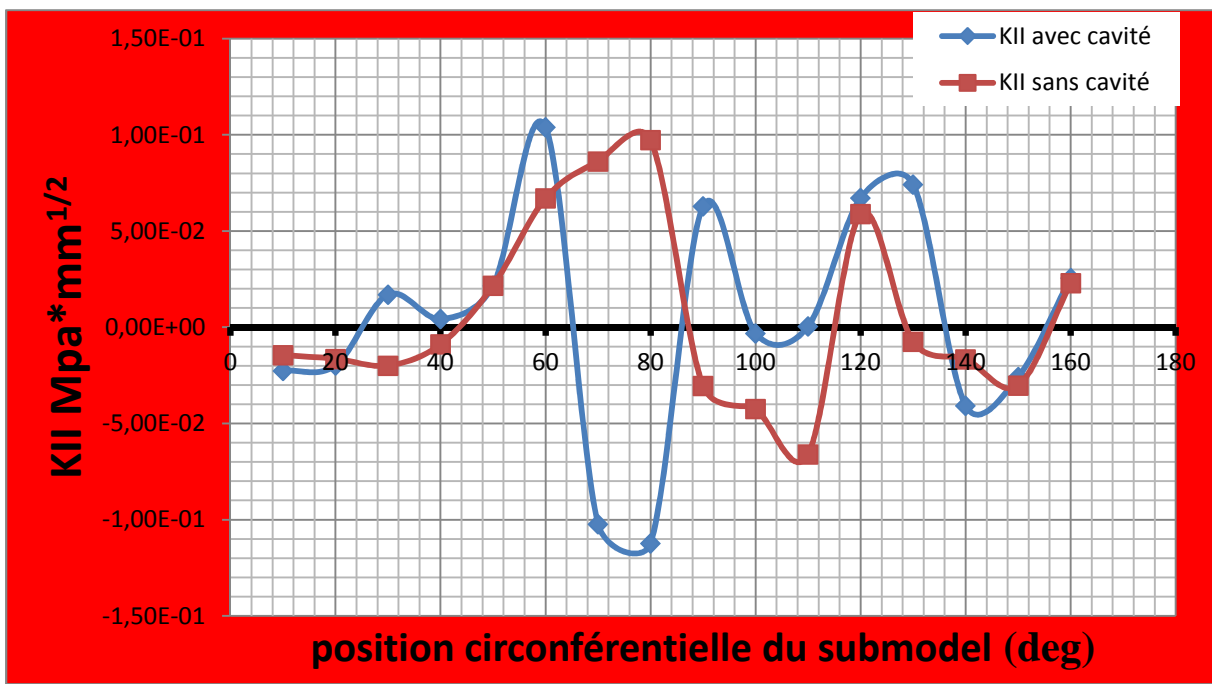


Figure V.10 : Répartition du FIC en mode II, en fonction de la position de submodel dans le ciment au pos +23° de l'implant.

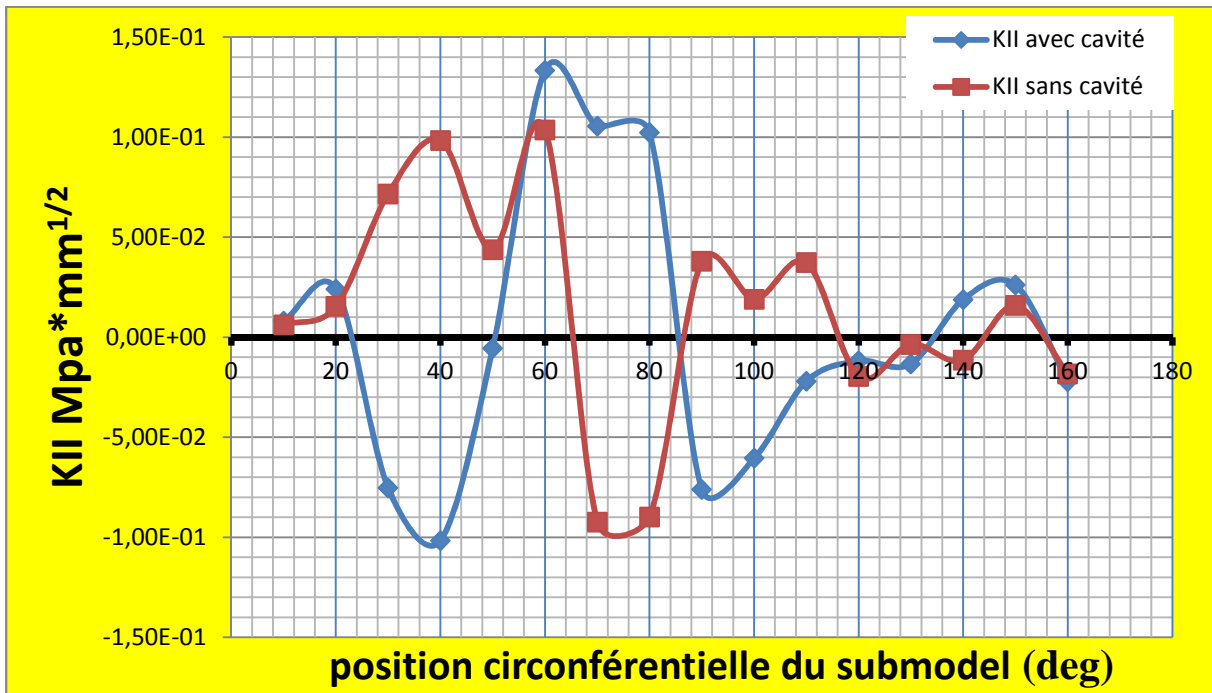


Figure V.11 : Répartition du FIC en mode III, en fonction de la position de submodel dans le ciment au pos -23° de l'implant.

Les graphes de la distribution de FIC en mode III du front de fissure en fonction de la position circonférentielle à implant non orienté et incliné à + 23° montrent que, les deux submodels tracent la même allure, avec des valeurs proche et coïncide à chaque position

Chapitre V Effet de l'interaction inclusion cavité sur le comportement en rupture du ciment pmma.

circonférentielle, ces valeurs sont presque tous positif le long du liant. Malgré les faibles résultats du FIC en mode III, la position circonférentielle 110° enregistre des valeurs intéressantes environ (0,07 $\text{Mpa}\sqrt{\text{mm}}$) pour le premier mode de chargement et 0,10 $\text{Mpa}\sqrt{\text{mm}}$ pour le deuxième mode de chargement. Les résultats du FIC en mode mixe (ouverture et cisaillement) sont presque identique aux autres modes I, et II.

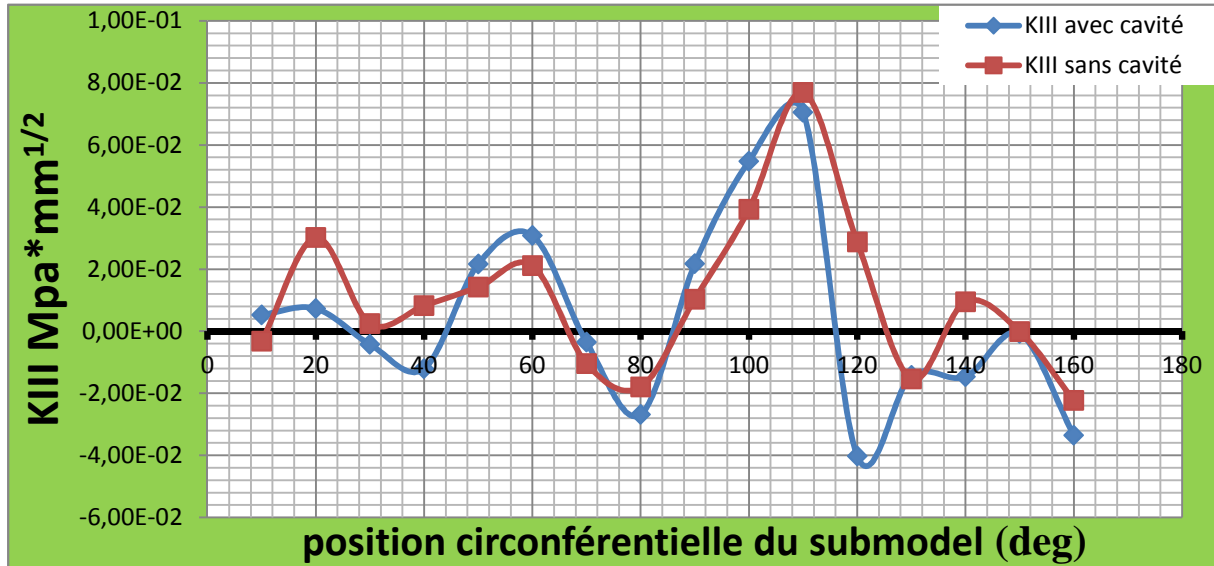


Figure V.12 : Répartition du FIC en mode III, en fonction de la position de submodel dans le ciment au pos 0° de l'implant.

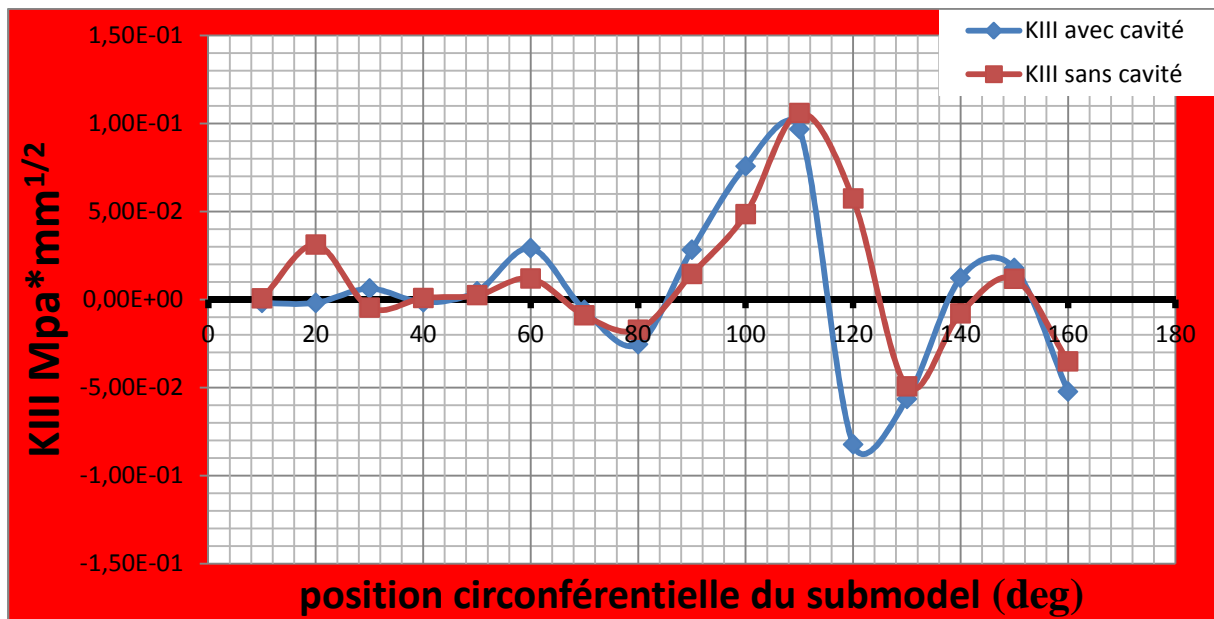


Figure V.13 : Répartition du FIC en mode II, en fonction de la position de submodel dans le ciment au pos +23° de l'implant.

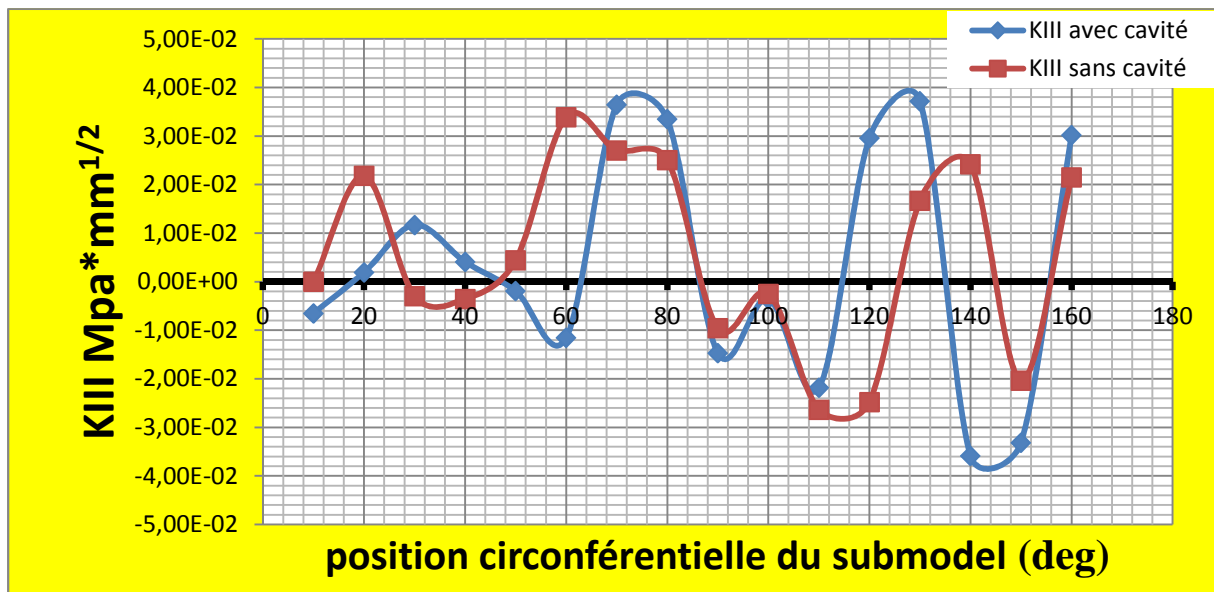


Figure V.14 : Répartition du FIC en mode III, en fonction de la position de submodel dans le ciment au pos -23° de l'implant.

3.2 Effet de la distance d'interaction :

Suite aux résultats obtenus précédemment et suite aux résultats intéressants enregistrés pour une fissure qui se trouve en position d'interaction de l'inclusion avec la cavité. Notre étude c'est penchée sur le comportement en rupture du ciment en présence de d'une interaction cavité- inclusion. Le travail peut être poussé plus loin en montrons l'importance de la distance d'interaction qui pouvait être un paramètre déterminant pour la durée de vie du ciment orthopédique PMMA ; donc notre but est de voir l'effet de la distance d'interaction sur le FIC voir figure (V.15 (A)). Le but est de montrer l'effet de l'interaction, nous avons maintenu l'angle circonférentiel à 110° qui marque des valeurs du FIC élevées, ainsi nous avons procédé à la variation du paramètre (d) : distance d'interaction sur 5 étape, de $20\mu\text{m}$ à $30\mu\text{m}$. La figure V.15 (B) montre (interaction cavité-inclusion), l'angle θ est l'angle de rotation de défaut sur l'axe qui passe au centre de l'inclusion, fissure et cavité, on rappel que la longueur de la fissure égale à 0.1mm , (a) représente la largeur de la fissure, rappelons que fait une rotation complète de submodèle sur lui-même.

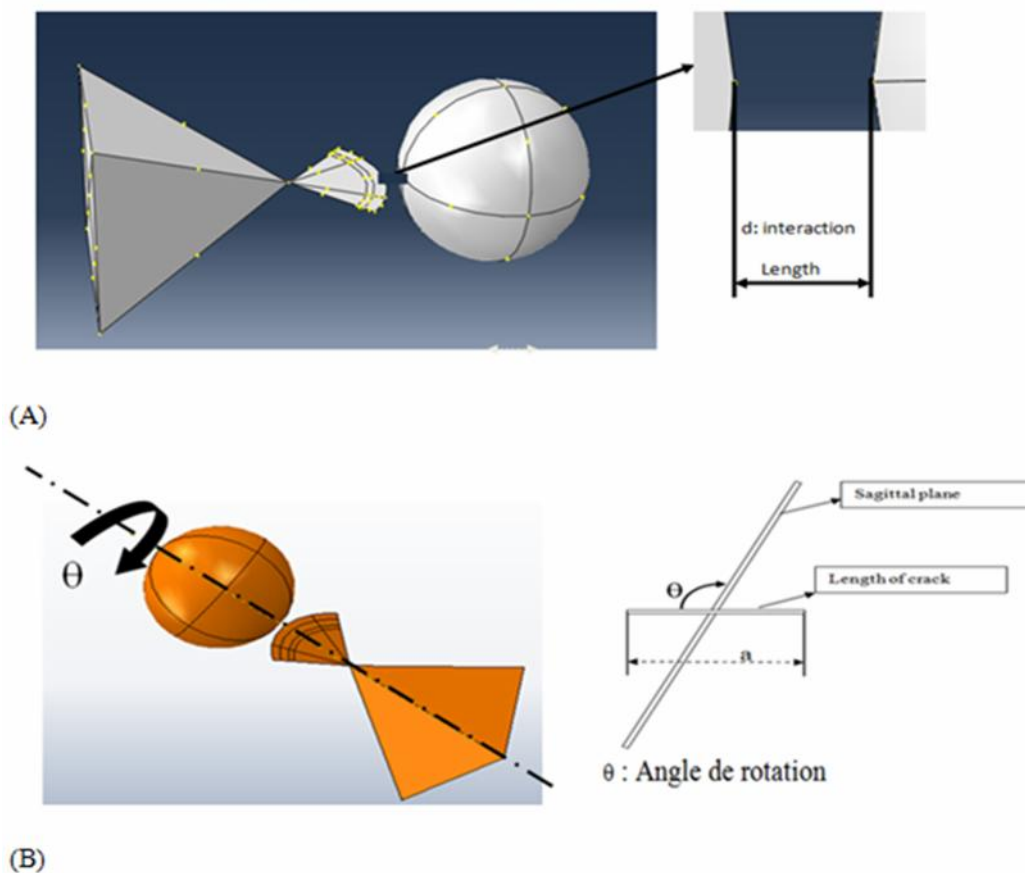


Figure V.15 : Schématisation de la distance d'interaction du submodel 2, et l'angle de rotation,, .

Chapitre V Effet de l'interaction inclusion cavité sur le comportement en rupture du ciment pmma.

Les graphes au dessous (figure V.16) montrent la variation du paramètre de rupture FIC en mode I, en fonction de l'angle de rotation de la fissure pour les trois modes de chargement, cet angle varie de 0° à 360° , rappelons qu'au cours de la simulation on a trouvé une symétrie des résultats, donc une visualisation des résultats à 180° est suffisante pour modéliser la rotation complète.

Pour les deux premiers types de la charge (0° et $+23^\circ$), les résultats du FIC en mode I obtenues ont des valeurs tous positives se qui traduit qu'au niveau de cette position (110° circonférentielle) la fissure est totalement ouverte quelque soit l'angle de rotation, nous pouvons déduire aussi que le FIC augmente en diminuant la distance (d) ce qui est noté logique puisque la cavité s'approche de l'inclusion. Les orientations les plus critiques correspondent à 120° et 130° avec un FIC de $0,293 \text{ Mpa}\sqrt{\text{mm}}$ pour la position 0° de l'implant et $0,368 \text{ Mpa}\sqrt{\text{mm}}$ pour le deuxième mode de chargement. La majorité des résultats enregistrent un sommet de FIC correspond aux positions de fissure à 110° , 120° , 130° et 140° , se qui permet de dire que le FIC augmente en s'approchant du plan para-sagittal du ciment PMMA, on voit aussi que la distance $23\mu\text{m}$ et $28\mu\text{m}$ provoque un chute du FIC, en raison que la fissure passe par des intervalles de faible et de forte concentration de contrainte dans le ciment. Par contre la position -23° de l'implant conduit à un comportement déférent et indépendant des deux premiers types de chargement avec des valeurs très faible du FIC.

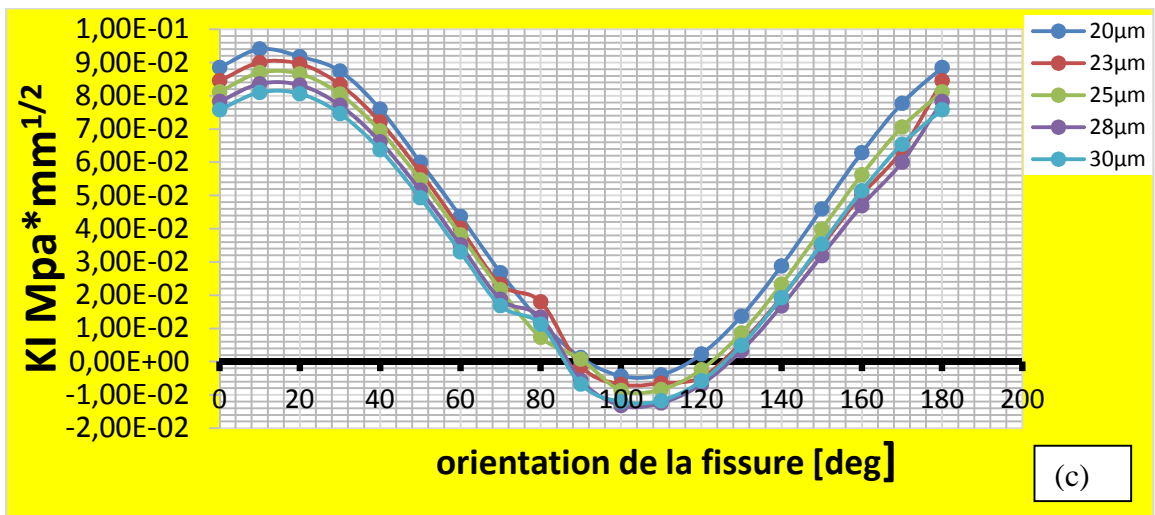
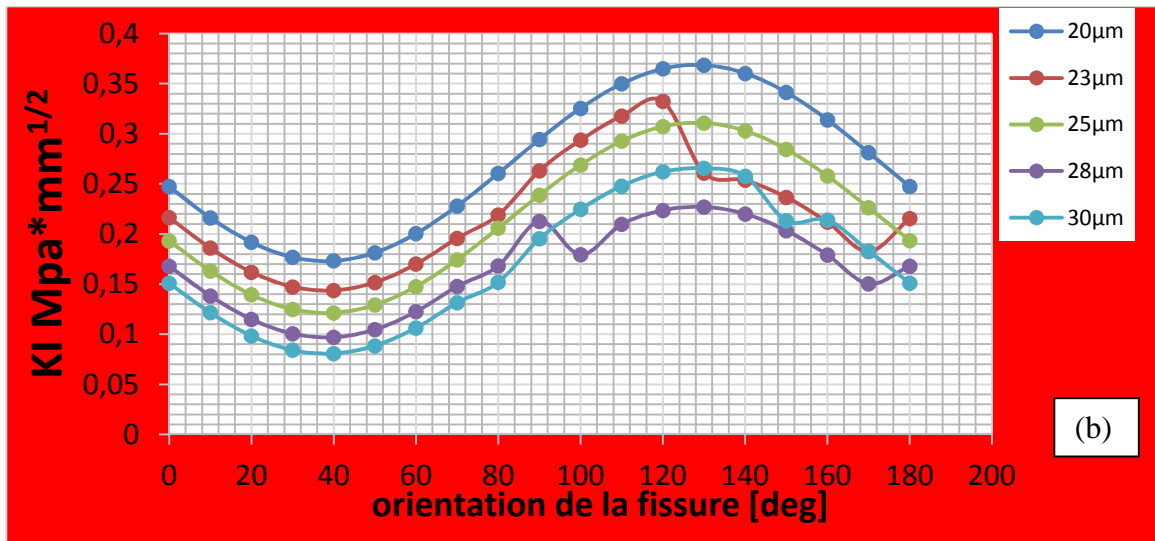
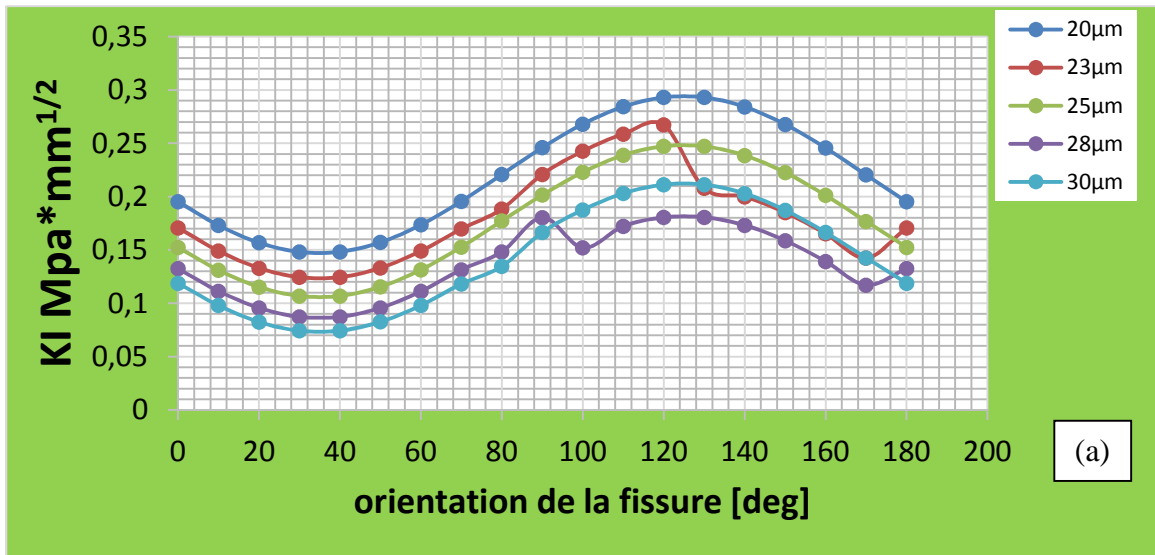


Figure V.16 : Répartition du FIC en mode I, en fonction de la position circonférentielle du défaut pour les positions 0°(a), +23°(b), et -23°(c).

Chapitre V Effet de l'interaction inclusion cavité sur le comportement en rupture du ciment pmma.

Les valeurs du FIC en mode II, ont la même allure, elles marquent une symétrie des résultats par rapport à l'axe de la position circonférentielle au niveau de l'angle $=90^\circ$, mais moins important qu'en mode I pour le premier et le troisième types de chargement selon les graphes de la figure V.17. On voit aussi que la moitié de la fissure est ouverte, par contre dans la position $+23^\circ$ de l'implant la fissure se trouve totalement ouverte. Les résultats marquent une symétrie presque au niveau de la position circonférentielle 90° . Les résultats du FIC restent toujours faibles et permet de dire que la présence d'un tel défaut ne présente a aucun danger réel sur le liant en mode de cisaillement.

Chapitre V Effet de l'interaction inclusion cavité sur le comportement en rupture du ciment pmma.

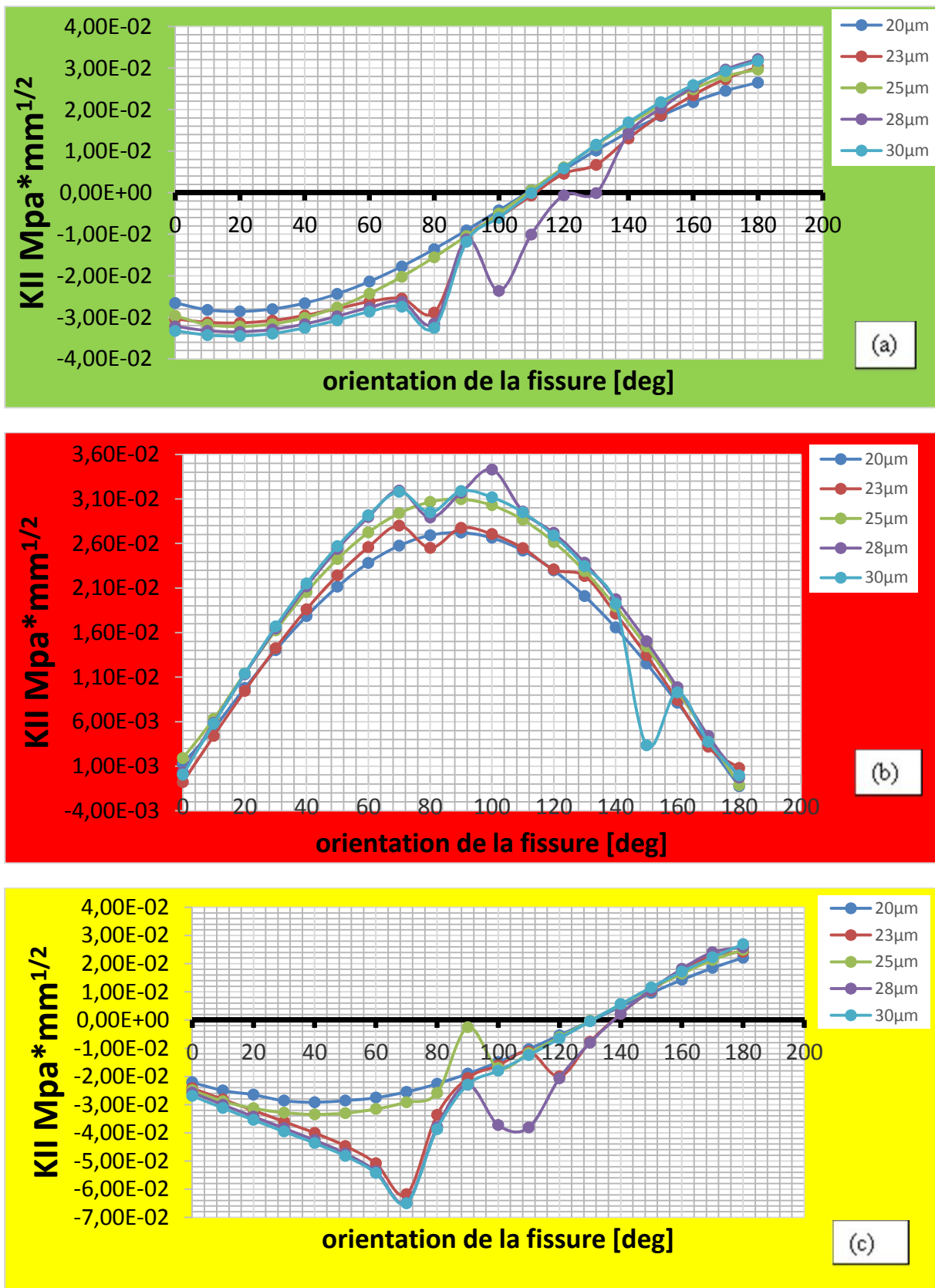
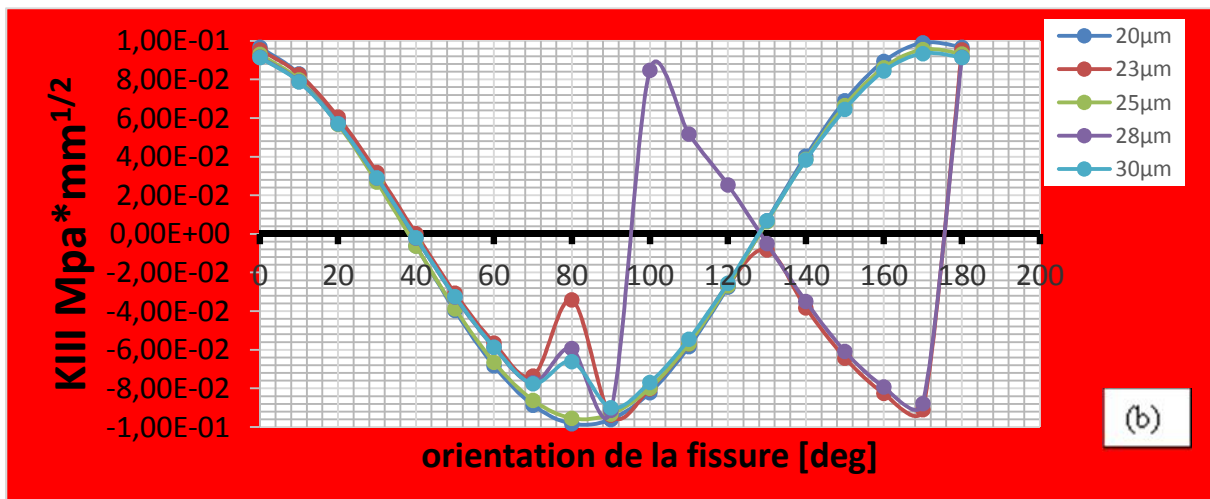
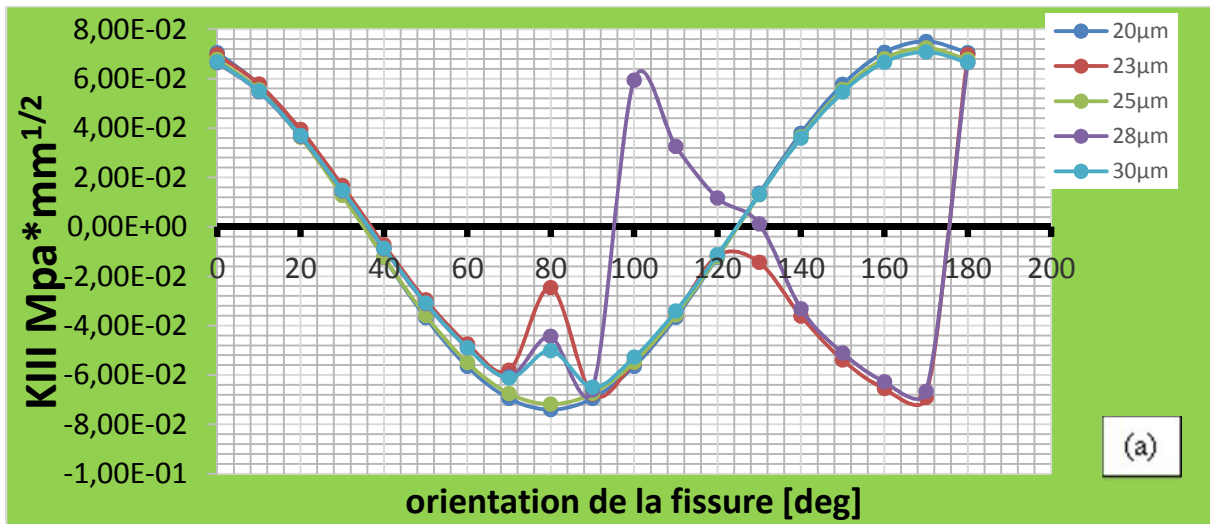


Figure V.17 : Répartition du FIC en mode II, en fonction de la position circonférentielle du défaut pour les positions 0°(a), +23°(b), et -23°(c).

Chapitre V Effet de l'interaction inclusion cavité sur le comportement en rupture du ciment pmma.

La variation du facteur d'intensité de contrainte en mode mixte (ouverture + cisaillement) en fonction de la rotation de l'inclusion pour les trois types de chargement, est montré dans la figure V.18.

en mode mixte en remarque que le risque de rupture vient d'être positionné dans un intervalle compris entre 0° , 40° et 120° jusqu'à 180° pour les deux premier modes de chargement, par contre le comportement du troisième mode de chargement en mode III est totalement opposé qu'aux autres chargement, mais les résultats restent toujours comparable. De façon générale, le risque de propagation de la fissure est conditionné par la distance d'interaction et l'orientation de la fissure, dans notre cas la position 120° associée à une $d=20\mu\text{m}$, est celle qui présente la probabilité de propagation de la fissure et par conséquent au descellement de la PTH.



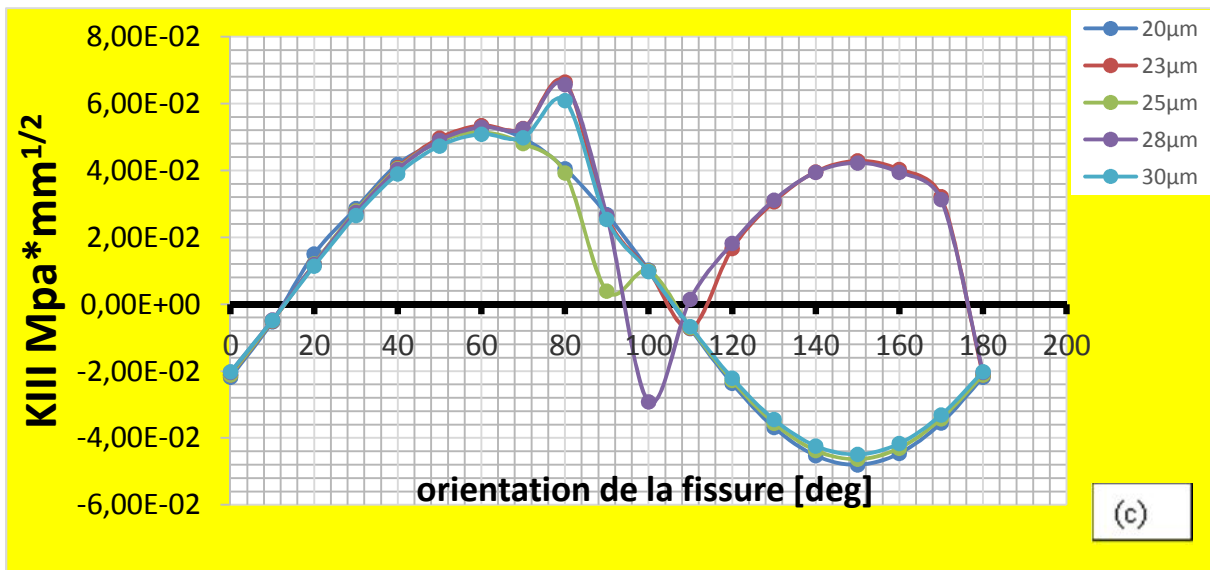


Figure V.18 : Répartition du FIC en mode III, en fonction de la position circconférentielle du défaut pour les positions 0° (a), $+23^\circ$ (b), et -23° (c).

3.3 Interaction fissure-cavité à la position 110° dans le ciment :

Dans ce qui suit la fissure est toujours considéré émanant de l'inclusion osseuse, le submodel (cavité-inclusion-fissure) est toujours positionné en parallèle avec le plan d'application de la charge (le plan sagittal), en gardant la position circconférentielle à 110° (figure V.19). Dans ce cas, la fissure est orientée avec un angle qui varie de 0° à 180° , ce dernier prend comme axe de rotation, l'axe perpendiculaire au plan de la charge, passant par la tête de l'inclusion osseuse, voir figure V.19.

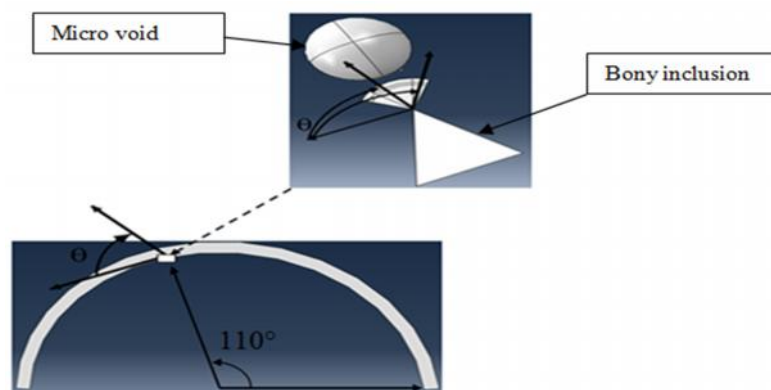


Figure V.19 : Schématisation de la position 110° de submodel 2.

Les graphes sur la figure V.20 montrent, la distribution du FIC du submodel 2 (interaction cavité-inclusion) en mode I, II, et III en fonction de l'orientation de la fissure pour les trois positions de l'implant (pos 0° , pos $+23^\circ$, pos -23°). On voit que les valeurs du FIC en mode I,

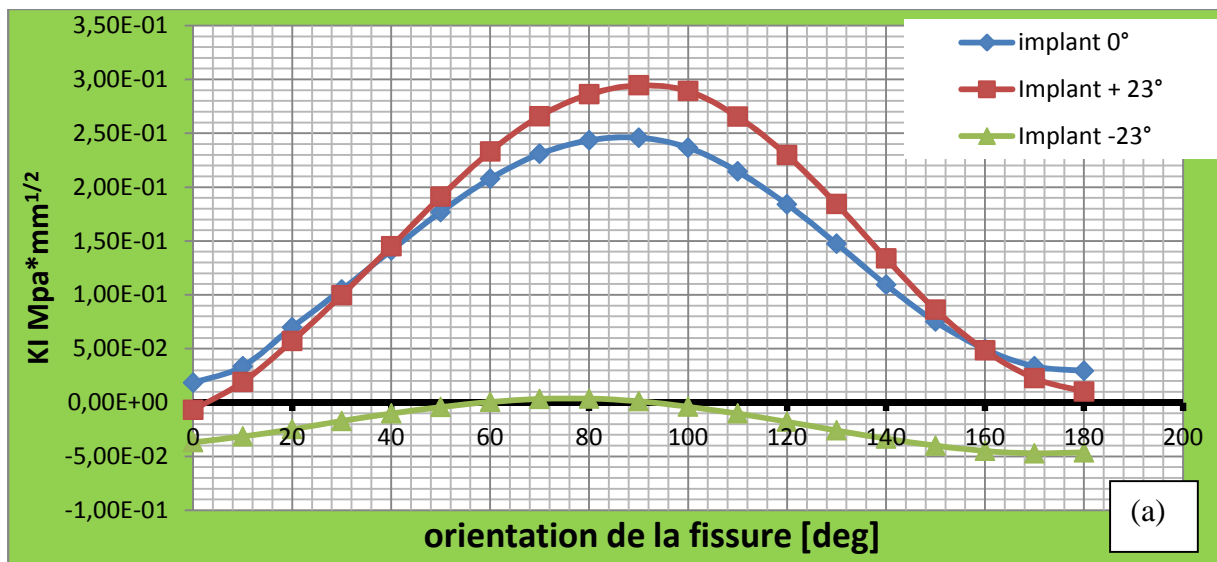
Chapitre V Effet de l'interaction inclusion cavité sur le comportement en rupture du ciment pmma.

augmentent de 0 jusqu'à ce qu'elle atteigne le sommet puis elles décroissent jusqu'à 180°, les graphes marquent une symétrie dans $\pm 90^\circ$. La valeur max du FIC 0,294 et 0,246 $\text{Mpa}\sqrt{\text{mm}}$ correspond consécutivement aux positions de l'implant POS +23° et POS 0°, avec une même allure (ascendante-sommet-descendante), ce qui est logique puisque le submodel vient d'être positionné en même axe de la charge, par contre POS-23° de l'implant enregistre un FIC moins important presque nul.

Dans les positions : 0° et +23°, la concentration de contrainte augmente en approchant de l'axe de chargement (fissure totalement ouverte), ce qui signifie que la probabilité de la propagation de la fissure est possible si le front de fissure s'oriente en même direction que l'axe de chargement.

Les valeurs du FIC en mode II et III, marquent des valeurs moins importantes qu'en mode I, on voit aussi que pendant la croissance des graphes des pos 0° et +23°, l'allure de l'autre position (-23°) décroît, nous pouvons déduire que l'évolution du KII et KIII à l'implant en pos 0° et +23° en est inversement proportionnel avec l'implant en pos -23°.

On pourrait dire que, le risque de la propagation de la fissure en mode d'ouverture est probable comparativement au mode II et III, ce qui favorise l'amorçage de la fissure en provoquant la rupture du ciment, et par conséquent le descellement de la PTH.



Chapitre V Effet de l'interaction inclusion cavité sur le comportement en rupture du ciment pmma.

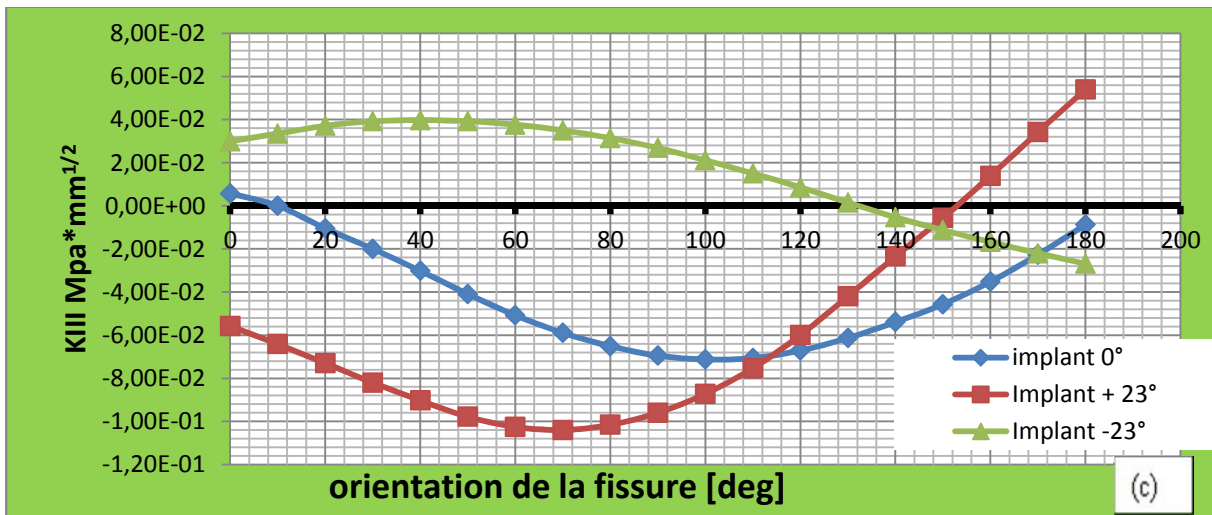
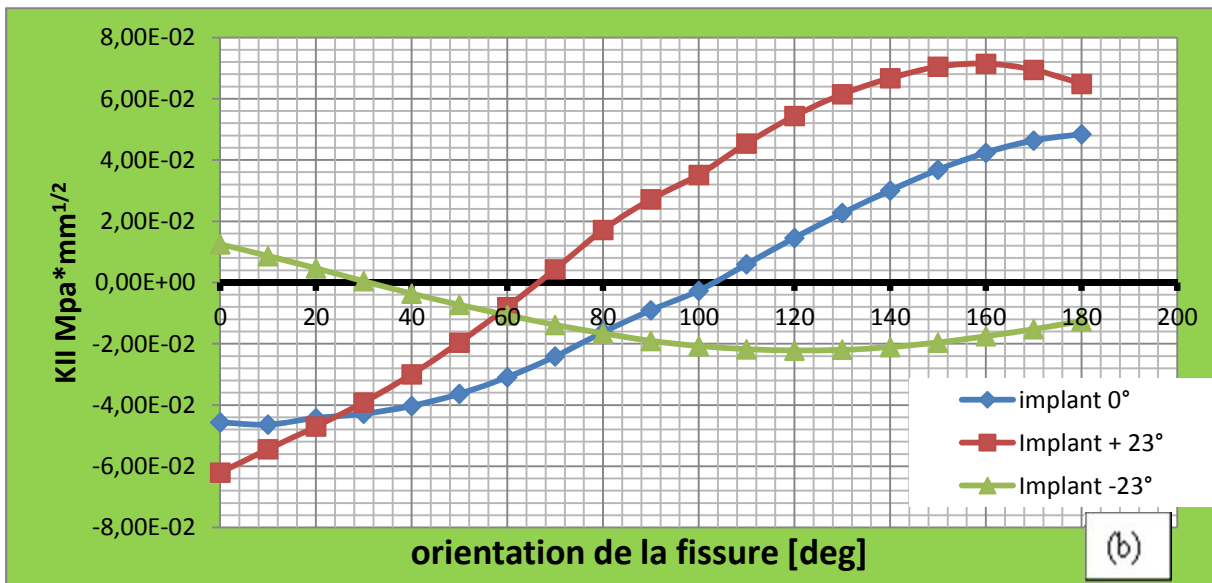


Figure V.20 : Distribution du FIC en mode I (a), II (b), et III (c) en fonction de l'orientation de la fissure, à implant (0°, +23°, et -23°).

Conclusion générale

Conclusion générale

Conclusion générale

Le ciment est mécaniquement fragile, et la présence d'un fragment d'os dans le ciment perturbe sa structure et peut être le siège de concentration des contraintes pouvant provoquer l'amorçage des fissures puis le descellement de la prothèse, ce qui influe directement sur le patient et sur la qualité de l'arthroplastie. Cette dernière reste une technique très efficace, particulièrement si elle est bien conduite. Des taux de survie à long terme de plus de 95% après 10 ans sont courants.

Notre étude a été réalisée dans le but d'analyser par la méthode des éléments finis, l'endommagement et l'importance de la taille de fissure pouvant se produire dans le ciment PMMA, autour d'un défaut de type osseux (débris d'os) en premier lieu, et par phénomène d'interaction inclusion-inclusion, et inclusion-cavité en deuxième lieu. Dans cette étude nous avons modélisé les paramètres d'endommagement, (zone endommagée, longueur de fissure), par la méthode des éléments finis. Cette modélisation a été faite en utilisant le code du calcul ABAQUS associé à un autre programme écrit en langage VISUAL FORTRON, permet d'implanter le critère d'endommagement, ensuite nous avons supposé l'existence d'une fissure émanant de cette inclusion sur laquelle on a étudié le comportement en rupture de ce matériau déterminant de la PTH.

Les résultats de cette étude nous permettent de tirer les conclusions suivantes :

*L'endommagement dépend de la position de défaut : interaction inclusion – inclusion, sachant que deux orientations conduisent à un endommagement important ;

*La taille de la fissure estimée est caractérisée par la taille de la zone endommagée et la nature de la contrainte principale dans le ciment ;

*L'endommagement est plus important lorsque le défaut s'approche de l'interface cupule-ciment ;

*Des fissures de taille importantes peuvent être considérées comme des fissures macroscopiques qui influent sur le comportement en rupture du ciment orthopédique ;

*La nature du chargement (position de l'implant) influe sur la zone endommagée et la taille de la fissure. La position de défaut à 110° entraîne des valeurs importantes.

* Un alignement de l'implant sur l'axe de la cupule POS 0°, ainsi une inclinaison de +23° conduisant à un état de contrainte dans l'os coxal plus au moins important (environ à 50 MPa) ; par contre une inclinaison de -23° augmente considérablement l'état de contrainte

Conclusion générale

d'environ 75 MPa. ces contraintes sont localisées autour du de la partie creuse de l'os coxal, dans la direction d'application de la charge.

* L'influence de la charge et la position de l'implant sur la cupule, conduit à un niveau de contrainte qui varie selon la concentration de contrainte en créant deux zones : la première est soumise à la compression avec une amplitude de de 9 MPa jusqu'à 23 MPa, et l'autre est soumise à la traction dans un intervalle compris entre 0,12 MPa et 7,35 MPa. Ces contraintes se localisent toujours au centre de la cupule au voisinage de l'interface (cupule-tête de l'implant), et dans la direction circonférentielle.

* Un alignement de l'implant et axe de la cupule entraîne une très forte concentration de la contrainte au col de l'implant et dans son prolongement. Ce la donne une amplitude de 36 MPa. Par contre, les autres positions de l'implant marquent des valeurs moins importantes de 16 à 18MPa.

* La position de l'implant qui donne une forte concentration de la contrainte dans le ciment est celle qui correspond à la POS+23° avec un amplitude de 22MPa , suivi par la position 0° qui donne une intensité de contrainte proche de 14MPa, par contre le deuxième type de chargement enregistre un niveau de contrainte plus au mois faible comparativement au autres environ 10MPa.

* La contrainte équivalente dans le ciment en présence d'une inclusion osseuse nous montre que, la concentration de la contrainte est localisée beaucoup plus autour de la pointe aigue du pyramide (inclusion), ces contrainte se sont essentiellement de compression, et subissent une augmentation de contrainte de 20 à 22 MPa. La contrainte de Max principale marque des valeurs moins importantes comparativement à la première (Von Mises), mais dans ce cas la, la concentration de la contrainte touche non seulement la tête de l'inclusion mais également les arrêtes du pyramide avec une amplitude max de 6,52MPa.

* Les contraintes radiales et tangentielles restent toujours moins importantes dans le ciment en présence de l'inclusion. La majorité de ces contraintes se trouvent en compression, mais d'après les résultats obtenus ces contraintes ne présentent aucun danger réel sur le ciment PMMA, sauf la contrainte S12 qui atteint une amplitude de 5,4 MPa.

* L'effet de la position de l'implant influent directement sur l'état de contrainte. Dans ce cas la, les positions POS 0° et POS +23° engendrent un niveau de contrainte très important, comparativement à la position de l'implant -23°.

* L'influence des positions circonférentielles centrales (80° 90° 100° 110°) est bien montrée dans les résultats, par contre les positions des bords latéraux n'exposent à aucun danger sur le liant PMMA.

Conclusion générale

- * L'orientation de l'inclusion influe directement sur l'état de contrainte et leur niveau.
- * Les positions circonférentielles du submodèle qui présentent un risque réel sur le ciment et par déduction sur la PTH, sont les positions là où le défaut se trouve dans le centre du ciment orthopédique.
- * L'inclusion osseuse joue simultanément deux rôles, un point de renforcement pour le ciment et un point critique qui peut propager la fissure et cela dépend de la position circonférentielle et l'orientation de défaut.
- * La position circonférentielle de défaut est susceptible de provoquer l'ouverture de la fissure à la position 110°.
- * Le mode de chargement influe directement sur le comportement en rupture, donc en présence d'une fissure émanant d'une inclusion la position +23° conduit à un niveau d'endommagement important, cela donne des valeurs intéressantes de FIC en mode I, II, et III.
- * L'orientation dans la position 1 du (inclusion+ fissure) donne des valeurs de FIC importantes par rapport aux positions 2, et 3.
- * L'orientation de défaut influe sur le comportement en rupture de ce matériau PMMA.
- * Les orientations les plus critiques qui augmentent la probabilité de propager la fissure dans le mode I, II et III, sont celles correspondant aux angles 0° à 80° et de 180° à 250°.
- * Dans cette étude, la distance critique d'interaction correspond à $d=20\mu\text{m}$. Le FIC augmente toute en diminuant la distance d . Ainsi le FIC augmente en s'approchant du plan sagittal du ciment PMMA.
- * Les résultats du FIC montrent que les positions de l'implant : POS +23° et POS 0° génèrent un champ de contrainte très élevé, qui provoque une concentration de la contrainte autour du défaut (interaction inclusion - cavité), cela permet de dire que le cas de trébuchement du patient dans les positions 0° et +23° engendre un risque fatal sur le ciment et par conséquent sur le porteur de la prothèse totale de la hanche.
- * Le facteur d'intensité de contrainte augmente si la fissure s'approche du plan sagittal et diminue en s'éloignant de ce plan (plan de la charge).
- * La propagation de la fissure est perpendiculaire au sens de la charge. Elle aura lieu si la fissure se trouve à la position 110° circonférentielle, et avec un implant orienté à +23°.

Référence bibliographiques

- [1] C. Naudin and N. Grumbach, Larousse medicale, Larousse,2002.
- [2] HARKESS J. W. : Arthroplasty of hip *in* Campbell's Operative Orthopaedics. Mosby Year Book, St Louis, 8th edition, 1992, Vol. 1, 445-626
- [3] Mark S Thompson, The Design of a Novel Hip Resurfacing Prosthesis. Thesis submitted for the degree of doctor of philosophy february 2001. Interdisciplinary research centre in biomedical materials. Queen mary and westfield college. University of London
- [4] Colombi P., Fatigue analysis of cemented hip prosthesis, Model definition and damage evolution algorithm, Int Journal of fatigue, 24, 739-746, 2002.
- [5] J. Tong, K.Y. Wong, Mixed Mode Fracture in Reconstructed Acetabulum, Department of Mechanical and design Engineering, University of Portsmouth, Anglesea road, Portsmouth, PO1 3 DJ, UK.
- [6] Bouziane M.M., Bachir Bouiadjra B., Benbarek S., Tabeti M.S.H., Achour T., Finite element analysis of the behaviour of microvoids in the cement mantle of cemented hip stem: Static and dynamic analysis, Materials and Design, 31 ,545–550, 2010.
- [7] Delp S, Maloney W. Effects of hip center location on the moment-generating capacity of the muscles. J Biomech 1993; 26: 485-99.
- [8] Gilbey H, Ackland T, Wang A, Morton A, Trouchet T, Tapper J. Exercise improves early functional recovery after total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 2003; 408: 193-200.
- [9] Viliani T, Huber V, Pasquetti P, Poli P, Marcucci M, Popolizio A. Rehabilitation after primary total hip replacement: Comparison between italian and international protocols. Eur Med Phys 2004; 40: 67-74.
- [10]Trudelle-Jackson E, Smith S. Effects of a late-phase exercise program after total hip arthroplasty: a randomized controlled trial and. Arch of Phys Med Rehabil 2004; 85: 1056-62.
- [11]Ahmad M, Xypnitos F, Giannoudis P. Measuring hip outcomes: Common scales and checklists. Injury 2011; 42: 259-64.
- [12] H. Gray, 1918 : URL <http://www.bartleby.com/107/>.
- [13] M. Blewis, G. Nugent-Derfus, T. Schmidt, B. Schumacher, R. Sah : A model of synovial fluid lubricant composition in normal and injured joints. European Cells and Materials, 13:26–39, 2007.
- [14] E. Sanchez : Tratamiento de lesion del cartilago articular. Anatomia de cadera. 2011. URL <http://clnicaderodillayhombro.info/principal/hombro-brazo-y-codo/> anatomia-de-cadera/.135
- [15] Nordin M, Frankel V. Basic biomechanics of musculoskeletal system. 3th ed ed. Maryland: Editor; 2001.
-

Référence bibliographiques

- [16] SOUR R. Fractures of the limbs. The relationship between mechanism and treatment. Bruxelles: "la clinique Orthopédique", 1981.
- [17] ROHLMAN A, MÖSSNER U, BERGMAN G, KÖLBEL R. Finite-element-analysis and experimental investigation of stress in a femur. Biomed Eng 1982; 4: 241-246.
- [18] Martine Pithioux. Lois de comportement et modèles de rupture des os long. Thèse doctorat. Université de la méditerranée ex Marseille II. École supérieure de mécanique de Marseille. 2000
- [19] SMITH-PETERSEN M. N. : Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. The Journal of Bone and Joint Surgery, 1948, 30-B, 59.
- [20] These Smail Bembarek effets des défauts et micro-défauts sur le comportement en rupture du ciment orthopédique des prothèses totales de hanche.
- [21] DOCTEUR DECKARD (prothèse de la hanche) chirurgien orthopédiste sante web.
- [22] THESE FOUCAT effet de la présence d'un grillage métallique au sein du ciment de descellement de prothèse totale de la hanche (étude mécanique et thermique) .
- [23] HUISKES R: Some fundamental aspects of human joint replacement. Analyses of stresses and heat conduction in bone- prothesis structures. Acta orthopaedica Scandinavia, Supplément n° 185, 1980.
- [24] BOMBERLLI R.: Classification and pathogenesis. The role of osteotomy as a consequent therapy. Second, Revised and Enlarged Edition. Springer- Verlag, Berlin, 1982.
- [25] CHARNLEY J. : Low friction arthroplasty of the hip. Theory and practice, Verlag, Berlin, Berlin, 1979.
- [26] CHARNLEY J. : The future of total hip replacement. In Nelson J.P. (ed). The hip :
- [27] T.Achour. Etude du comportement mécanique en rupture d'une prothèse totale de hanche. Thèse de doctorat de l'institut de génie mécanique, université Djillali Liabes de Sidi Bel-Abbes.
- [28] KOCH JC. The laws of bone architecture. Am J Anat 1917; 21:177-298
- [29] WOLFF J. Das Gesetz der Transformation des Knochen. Berlin: Hirschwald, 1892
- [30] RAUBER A. Elasticität und Festigkeit der Knochen. Leipzig: W. Engelmann, 1876
- BONFIELD Wand LIC J-I. Anisotropy of nonelastic flow in bone. JappiPhys 1967; 38: 2450-2455
-

Référence bibliographiques

- [31] Bonfield W, O'CONNOR P. Anelastic deformation and the friction stress of bone. *J Mater Sci* 1978; 13:202-207.
- [32] ZIMMERMAN R. Ostéosynthèse par plaque. Etude expérimentale des contraintes. 1976; [thèse de médecine n°3 07], Bordeaux.
- [33] ASCENZI A, BONUCCI F. The tensile properties of single osteons. *Anat Rec* 1967; 158: 375-386 -
- [34] CURREY JD, BUTLER G. The mechanical properties of bone tissue in children. *J Bone Joint Surg [Am]* 1975; 79: 8 1-89.
- [35] MARQUIS P. Etudes sur le fémur. Bruxelles: Stoop. 1945.
- [36] BURSTEIN AH, REILLY DT, FRANKEL VH. Failure characteristics of bone and bone tissue. Kenedi RM ed. *Perspectives in biomedical engineering* London: The MacMillan press, 1973; 131-134
- [37] 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
- [38] BLAIMONT P, HALLEUX P, OPDECAM P, COUTELIER L. Réaction du tissu osseux aux contraintes de vissage. *Acta Orthop Belg* 1973 ; 39 :393-422.
- [39] HARKESS J. W. : Arthroplasty of hip *in* Campbell's Operative Orthopaedics. Mosby Year Book, St Louis, 8th edition, 1992, Vol. 1, 445-626
- [40] PAUWELS F. : *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Springer Verlag, Berlin, 1965.
- [41]. M. Baleani, L. Cristofolini, M. Viceconti : Endurance testing of hip prostheses: a comparison between the load fixed in iso 7206 standard and the physiological loads. *Clinical biomechanics*, 14:339–345, 1999.
- [42] G. Bergman, *J. Biomech.*, 26, 969–990.
- [43]. Hoppenfeld S, deBoer P. *Surgical exposure in orthopaedics: The anatomic approach*. 3rd ed ed. Pennsylvania: Editor; 2003.
- [44]. Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Soderman P. The Swedish total hip replacement register. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84: 2-20.
- [45] <http://membres.lycos.fr/atollimplant/tolerance.htm>.
- [46] BLOEBAUM R. D., ZOU L., BACHUS K. N., SHEA K. G., HOFMANN A. A., DUNN H. K. : Analysis of particles in acetabular components from patients with osteolysis.
- [47] LANGLAIS F. : Prothèses totales de hanche. Facteurs biologiques et mécaniques de
-

Référence bibliographiques

tolérance *in* Conception des prothèses articulaires. Biomécanique et biomatériaux.

Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expansion scientifique française, 1993, 44, 3-22

[48] VAN HILLE W. : Etude à plus de 7 ans d'une série consécutive de 118 arthroplasties totales de hanche cimentées du système modulaire S.K.H. - S.K.S. Analyse clinique, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1997, Number 338, 109-118.

[49] DELAGOUTTE J.-P., MAINARD D. : Les métaux et les polymères utilisés en arthroplasties *in* Conception des prothèses articulaires. Biomécanique et biomatériaux.

[50] WILLERT H. G., BROBÄCK L. G., BUCHHORN G. H., JENSEN P. H., KÖSTER G., LANG I., OCHSNER P., SCHENK R. : Crevice corrosion of cemented titanium alloy stems in total hip replacements. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1996, Number 333, 51-75.

[51] WILLERT H. G., SEMLITSCH M. : Tissue reactions to plastic and metallic wear products of joint endoprotheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1996, Number 333, 4-14.

[52] BLANQUAERT D. : Les céramiques et céramo-métalliques *in* Biomécanique orthopédique, p. 82-93. Masson, 1987.

[53] 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.

[54] WROBLEWSKI B. M., SINEY P. D., FLEMING P. : Wear and fracture of the acetabular cup in Charnley low-friction arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 1998, Vol. 13, N 2, 132-137.

[55] SCHNEIDER R. : Die Totalprothese der Hüfte. Ein biomechanisches Konzept und seine Konsequenzen. *Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie*, Verlag Hans Huber, Bern, 1982, Band 24.

[56]. L. Blunt, P. Bills, X. Jiang, C. Hardaker, G. Chakrabarty : The role of tribology and metrology in the latest development of biomaterials. *Wear*, 266:424-431, 2009

[57] C. Kowandy, H. Mazouz, C. Richard : Isolation and analysis of articular joints wear debris generated in vitro. *Wear*, 261:966-970, 2006.

[58] E. Rixrath, S. Wendling-Mansuy, X. Flecher, K. Kayvantash, P. Chabrand, J. Argenson : Etude de la formation de débris d'usure dans la prothèse totale de hanche par un modèle numérique particulière. In 18ème Congrès Français de Mécanique, 2007.

[59] Jacobs, A. Shanbhag, T. Glant, J. Black, J. Galante : Wear debris in total joint replacements. *Journal of American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 2:212-220, 1994.

Référence bibliographiques

- [60] B. Cales : Têtes prothétiques en zircone comportement à long terme. Annales orthopédiques de l'Ouest, 29:32–36, 1997.
- [61]. L. Pidhorz : Mécanismes des descellements aseptiques au cours des prothèses totales cimentées de la hanche. In Expansion Scientifique, 1993.
- [62] L. Pidhorz : Mécanismes des descellements aseptiques au cours des prothèses totales cimentées de la hanche. In Expansion Scientifique, 1993.
- [63] M. Heller, G. Bergmann, J. Kassi, L. Claes, N. Haas, G. Duda : Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing. Journal of Biomechanics, 38:1155–1163, 2005.
- [64] P.CHRISTEL "Evaluation de la biocompatibilité des biomatériaux orthopédiques" Laboratoire de recherches orthopédiques, UA – CNRS n° 04 1161, 10, avenue de Verdun , 75010 PARIS.
- [65] <http://www.vulgaris-medical.com/encyclopedie/membrane-synoviale-2988.html>.
- [66] S. Benbarek, B.A.B. Bouiadjra, B.M. El Mokhtar, T. Achour and B. Serier, Numerical analysis of the crack growth path in the cement mantle of the reconstructed acetabulum, Materials Science and Engineering: C 33(Issue1) (2013), 543–549.
- [67] Achour, T., Tabeti, M. S. H., Bouziane, M. M., Benbarek, S., Bouiadjra, B. B., & Mankour, A. (2010). Finite element analysis of interfacial crack behaviour in cemented total hip arthroplasty. *Computational Materials Science*, 47(3), 672-677.
- [68] A. Pustoch & All. Normal and osteoarthritic hip joint mechanical behaviour: a comparison study. *Med Biol Eng Comput*(2009) 47:375-383.
- [69]. Materials Science and Engineering: A, Volume 457, Issues 1–2, 25 May 2007, Pages 385-39.
- [70] MARQUIS P. Etudes sur le fémur. Bruxelles: Stoop. 1945.
- [71] 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.
- [72] (Jensen ME et al ,1997).
- [73] (Drissens FC et al1975)
- [74] (combs SP greenwald AS ,1979)
- [75]VAN HILLE W.: Etude à plus de 7 ans d'une série consécutive de 118 arthroplasties totales de hanche du système modulaire S.K.H.-S.K.S. Analyse clinique, radiographique et survie actuarielle. Thèse pour le diplôme de docteur en médecine, 1999.
-

Référence bibliographiques

- [76] BERGER R. A ; JACOBS J. J ; QUIGLEY. R; ROSENBERG A. G; GALANTE J. O.: Primary cementless acetabular reconstruction in patient's younger than 50 years old. 7-to11-Years Results. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1997, Number 344, 216.
- [77] F. Pauwels, *Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte*. Springer Verlag, Berlin, 1973.
- [78] D. Merckx, *Les ciments orthopediques dans la conception des protheses articulaires. Biomecanique et biomateriaux, Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, Expansion scientifique francaise* 44 (1993) 67–76.
- [79] 3D crack behavior in the orthopedic cement mantle of a total hip replacement Abderahmen Sahlia, Smail Benbareka,*, Steven Wayneb, Bel-Abbes Bachir Bouiadjraa and Boualem Serier a *Applied Bionics and Biomechanics* 11 (2014) 135–147.
- [80] Finite element analysis of the behaviour of crack emanating from microvoid in cement of reconstructed acetabulum S. Benbarek *, Bachir Bouiadjra, T. Achour, M. Belhouari, B.,Serier *Materials Science and Engineering A* 457 (2007) 385–39.
- [81] F. Pauwels, *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Springer Verlag, Berlin, 1965.
- [82] D. Ouinas, B. Bachir Bouiadjra, B. Serier, N. Benderdouche, A. Ouinas, *Comput. Mater. Sci.* 45 (2009) 443–448.
- [83]. Saikko, V. 1996. Three-axis hip joint simulator for wear and friction studies on total hip prostheses, *Proc. Instn. Mech. Eng.* 210:175-
http://dx.doi.org/10.1243/PIME_PROC_1996_210_410_02.
- [84]. Saikko, V. 1998. A multidirectional motion pin-on-disk wear test method for prosthetic joint materials, *J. Biomed. Mater. Res.* 41(1): 58-64.
[http://dx.doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4636\(199807\)41:1<58::AID-JBM7>3.0.CO;2-P](http://dx.doi.org/10.1002/(SICI)1097-4636(199807)41:1<58::AID-JBM7>3.0.CO;2-P).
- [85] Wu, J.S.S.; Hung, J.P.; Shu, C.S.; Chen, J.H. 2003. The computer simulation of wear behavior appearing in total hip prosthesis, *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 70: 81-91. [http://dx.doi.org/10.1016/S0169-2607\(01\)00199-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0169-2607(01)00199-7).
- [86] Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living H. Yoshidaa, A. Fausta, J. Wilckensa, M. Kitagawaa, J. Fettob, Edmund Y.-S. Chaoa, *Orthopaedic Biomechanics Laboratory, Department of Orthopaedic Surgery, Johns Hopkins Journal of Biomechanics* 39 (2006) 1996–2004
- [87] Jan Stolk a, Nico Verdonschot a,*, Bruce P. Murphy, (2004), Finite element simulation of anisotropic damage accumulation and creep in acrylic bone cement, *Engineering Fracture Mechanics* 71 (2004) 513–528.
-

Référence bibliographiques

- [88] Amos Race, Mann Musculoskeletal, (2008), Modified PMMA cement (Sub-cement) for accelerated fatigue testing of cemented implant constructs using cadaveric bone, www.elsevier.com/locate/jbiomech www.JBiomech.com. Institute for Human Performance (3217), SUNY Upstate Medical University, 750 East Adams Street, Syracuse, NY 13210, USA journal homepage.
- [89] A May-Pat, JM Cervantes-Uc, SG Flores-Gallardo, (2013), Essential work of fracture: An approach to study the fracture behavior of acrylic bone cements modified with comonomers containing amine groups, *Polymer Testing*, Volume 32, Issue 2, April 2013, Pages 291–298.
- [90] Gearing, B. P., & Anand, L. (2004). On modeling the deformation and fracture response of glassy polymers due to shear-yielding and crazing. *International journal of solids and structures*, 41(11), 3125-3150.
- [91] Christopher, Peter, Ken, Bachus, Marcis, Craig, Higginbotham, (2001), *J. Arthroplasty*, 16 (2001) 2.
- [92] Poitout, D., Tropiano, P., Bernat, M., & Moulene, J. F. (1997). Massive hip prostheses ensheated by allografts. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*, 7(2), 123-126.
- [93] D. Poitout, *Biomécanique orthopédique*. Edition Masson.
- [94] Oxborough, R. J., & Bowden, P. B. (1973). A general critical-strain criterion for crazing in amorphous glassy polymers. *Philosophical Magazine*, 28(3), 547-559.
- [95] Flitti A, D. Ouinas, M. Sahnoun, (2009), Effet de la longueur du col sur le comportement mécanique d'une tige de prothèse totale de hanche, *2ème Congrès Algérien de Mécanique organisé du 16 au 19 Novembre 2009, à Biskra, CAM, 2009*.
- [96] M. Jasty, W.J. Maloney, C.R. Bragdon, D.O. O'Connor, T. Haire and H.H. Harris, The initiation of failure in cemented femoral components of hip arthroplasties, *J Bone Joint Surg Br* 73B (1991), 551–558.
- [97] S.K. Bhambri and L.N. Gilbertson, Micro mechanisms of fatigue crack initiation and propagation in bone cements, *Journal of Biomedical Materials Research* 29 (1995), 233–237.
- [98] K.A. Mann, S. Gupta, A. Race, M.A. Miller, R.J. Cleary and D.C. Ayers, Cement microcracks in thin-mantle regions after in vitro fatigue loading, *J Arthroplasty* 19 (2004), 605–612.
-

Glossaire

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

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

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

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

Ostéoclasie : Résorption osseuse due aux ostéoclastes.

Ostéoclaste : Cellule conjonctive qui détruit les ossements.

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

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

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

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

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

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

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

Ankylose : limitation totale de la mobilité d'une articulation. Due à des lésions de l'articulation, l'ankylose est presque toujours irréversible et ne doit donc pas être confondue avec la raideur articulaire qui, elle, est transitoire. Elle peut être la conséquence d'un traumatisme (fracture articulaire), d'une inflammation (arthrite aiguë ou chronique, rhumatisme polyarticulaire) ou d'une arthrodeuse (fusion chirurgicale des os de l'articulation). Pour les ankyloses complètes, le seul traitement est chirurgical.

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

Nécrose : Mort tissulaire.

Glossaire

Arthrite : Toute inflammation aigue ou chronique frappant les articulations.

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

Homéostasie : Processus de régulation par le quel l'organisme maintient les différents constante du milieu intérieur (ensemble des liquides de l'organisme) entre les limites des valeurs normales.

Ostéogenèse : Formation du tissu osseux.

Chondrogenèse : Tumeur cartilagineuse bénigne.

Fibrogenèse : Constitution et développement des fibres de collagène.

Histiocytes : Cellules jeune du tissu réticulo-endothélial.

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

Carcinogenèse : Naissance d'un cancer à partir d'une cellule transformé par plusieurs mutations.

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

Cytotoxique : Toxique pour la cellule.

Organelles : petites organes qui composent la cellule.

Ostéolyse : Destruction osseuse localisée.

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

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

Arthrose : Affection chronique dégénérative non inflammatoire des articulations.

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

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

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

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