



# THESE



Pour l'obtention du diplôme de doctorat

UNIVERSITE DJILLALI LIABES DE SIDI BEL-ABBES  
FACULTE DE TECHNOLOGIE

SPECIALITE: GENIE MECANIQUE  
Option: MECANIQUE PHYSIQUE DES MATERIAUX

Présenté par Monsieur :

BOUNOUA Noureddine

**ETUDE DE L'INFLUENCE DES DEFAUTS SUR LE  
COMPORTEMENT EN RUPTURE DE LA PARTIE  
ACETABULAIRE D'UNE PROTHESE TOTALE DE HANCHE**

**Directeur de Thèse :**  
Mr. M. BELHOUARI

Soutenu : le 20/09/2015

Devant la commission d'Examen

## - JURY -

**Président :**

Mr. K.MADANI

Pr

Université de Sidi Bel-Abbès

**Examineurs :**

Mr S. BENBAREK

Pr

Université de Sidi Bel-Abbès

Mr E.OULD CHIKH

Pr

Université de Mascara

Mr A.ZIADI

Pr

C.U.Ain Témouchent

Mr M .M. BOUZIANE

MCA

Université de Mascara

## REMERCIEMENTS

Ce travail a été réalisé au laboratoire L-M-P-M sous la direction de Monsieur M. BELHOUARI que je remercie chaleureusement pour avoir accepté de diriger ce travail, pour sa disponibilité et ces conseils, et pour m'avoir orienté et soutenu pendant toute la durée du travail de recherche.

J'adresse mes sincères remerciements à Monsieur K.MADANI Professeur à l'université de Sidi Bel Abbes pour ses conseils précieux et pour avoir bien voulu présider la commission d'examen.

Merci aux membres de jury pour l'intérêt qu'ils ont manifesté pour ce travail, Monsieur S.BENBAREK Professeur à l'université de Sidi Bel Abbes pour son aide précieuse et sa disponibilité, Monsieur E.OULD CHIKH Professeur à l'université de Mascara et Monsieur A.ZIADI Professeur au centre universitaire d'Ain Témouchent pour leur disponibilité et Monsieur M.M.BOUZIANE Maîtres de conférences à l'université de Mascara pour ses précieux conseils.

Je remercie aussi Mr B.B.BOUIDJRA Professeur à l'université de Sidi Bel Abbes pour son soutien.

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

Merci aussi à Mr Z.BELABED et Mr K.NAIMA ainsi qu'à tous mes collègues du centre universitaire de NAAMA.

A ma chère FEMME et mes quatre anges ALAE, TESNIME, RITEDJ et

ARIDJ

A mes PARENTS

Mes frères MILOUD, CHAABANE et RACHID ; mes sœurs et leurs

familles respectives ainsi qu'à Mr G.SEREIR et sa famille

Je dédie se travail

---

## RESUME

La connaissance du comportement mécanique et en rupture du ciment fixant l'implant et la cupule d'une PTH est d'une grande importance pour la compréhension des conditions de tenue en service de la prothèse et de son descellement. La tenue en service d'une prothèse totale de hanche cimentée dépend de plusieurs paramètres, notamment les propriétés mécaniques des matériaux la constituant ainsi que l'orientation du chargement et son intensité. L'un des facteurs le plus important est le comportement en rupture du ciment. L'existence de fissures dans le ciment, initiées soit par des pores soit par des inclusions piégées dans le ciment lors de la fixation de la cupule modifie complètement le comportement du ciment. Sous l'effet de sollicitations extérieures, ces fissures peuvent se propager et conduire à la rupture brutale de la prothèse cimentée. Le contexte de ce travail s'inscrit donc dans le cadre de l'analyse du comportement mécanique du ciment en présence de défauts ainsi que l'étude des fissures émanant de ces défauts et les fissures inter-faciales.

Nous analysons la distribution des contraintes autour de deux défauts ; microcavité et inclusion dans le ciment fixant la cupule à l'os de l'acétabulum. Cette analyse permet de localiser le lieu d'amorçage de fissure ou voisinage des défauts. Le comportement de fissures émanant de ces défauts pendant un cycle de marche permet de déterminer les critères de propagation des fissures en modes I ; II et III de rupture. Nous mettons aussi l'effet du cycle de chargement sur le comportement d'une fissure interfaciale ciment-cupule.

Les principaux résultats montrent que la position du défaut par rapport à l'axe de chargement de la tête fémorale joue un rôle très important en terme de concentration de contraintes ou en terme de facteur d'intensité de contraintes. L'effet d'interaction de deux défauts de même nature dépend de l'inter- distance séparent les défauts. La cinétique de propagation d'une fissure initiée à partir d'un défaut ou d'une fissure interfaciale, dépend des mouvements du porteur de la PTH.

**Mots-clés :** Ciment ; Microcavité ; Inclusion ; Fissure ; Facteur d'intensité de contraintes ; Interface.

---

---

## ABSTRACT

Knowledge of the mechanical behaviour and breaking of cement setting the implant and the cupule of a htp is of great importance for the understanding of the conditions of holding of the prosthesis and its loosening in service. Held in a total cemented hip replacement service depends on several parameters, including the mechanical properties of the materials as well as the direction of loading and its intensity. One of the most important factors is the behavior out of cement. The existence of cracks in the cement, initiated either by pores or inclusions trapped in cement when fixing the well completely changes the behavior of the cement. Under the effect of external stresses, these cracks can spread and lead to the sudden break of the cemented prosthesis. Le context of this work is therefore in the framework analysis of the mechanical behavior of cement in the presence of defects as well as the study of cracks emanating from these defects and interfacial cracks.

We analyze the distribution of the stresses around two defects; microcavity and inclusion in cement laying down the well to the bone of the acetabulum. This analysis allows localized instead of crack initiation or vicinity of defects. The behavior of cracks emanating from these defects during a gait cycle allows to determine the criteria of crack in modes I, II and III of rupture. We also the effect of the cycle of loading on the behavior of a cement-cup interfacial crack.

The main results show that the position of the default report axis loading of the head femoral plays a role very important in terms of stress concentrations or in terms of stress intensity factor. The effect of interaction of two defects of the same type depends on the inter - distance separate defects. The kinetics of propagation of a crack initiated from a defect or of an Interfacial crack depends on the movement of the wearer of the PTH.

**Keywords:** Cement; Microcavity; Inclusion; Crack; Stress intensity factor; Interface.

---

## SOMMAIRE

<b>INTRODUCTION GENERALE</b>	01
<b>CHAP. I :L'OSTEOARTHRITE ET L' ANALYSE BIOMECANIQUE DE LA MARCHE PATHOLOGIQUE</b>	04
<b>I.1. L'OSTEOARTHRITE</b>	04
I.1.1.Introduction	04
I.1.2 Anatomie et fonction de la hanche	06
I.1.3 Chirurgie de remplacement	08
I.1.3.1 Types de prothèses de hanche	09
<b>I.2. L'ANALYSE BIOMECANIQUE DE LA MARCHE PATHOLOGIQUE</b>	11
I.2.1 L'ostéoarthrite et la marche	11
I.2.1.1 Les capacités fonctionnelles	11
I.2.1.2 Les paramètres spatio-temporels	13
I.2.1.3 Les paramètre cinématiques	14
I.2.1.4 Les paramètres cinétiques	15
I.2.2 L'arthroplastie de la hanche et la locomotion	16
I.2.2.1 Les capacités fonctionnelles	17
I.2.2.2 Les paramètres spatio-temporels	17
I.2.2.3 Les paramètre cinématiques	18
I.2.2.4 Les paramètres cinétiques	19
I.2.3. Le centre articulaire de la hanche	21
I.2.3.1 Les paramètres orthopédiques	22
I.2.3.1 L'approche prédictive	24
I.2.3.2 L'approche fonctionnelle	25
<b>I.3. CONCLUSION</b>	27
<b><u>CHAP II ARTICULATION DE LA HANCHE &amp; PROTHÈSES TOTALES DE HANCHE (PTH)</u></b>	28
<b>II.1 L'ARTICULATION DE LA HANCHE</b>	28
II.1.1 Anatomie	28
II.1.2 Mouvements	30
II.1.3 Biomécanique	31
II.1.4 Dégradation de l'articulation de la hanche	34
<b>II.2 PROTHÈSES TOTALES DE HANCHE (PTH)</b>	34
II.2.1 Historique et problèmes d'usure	34
II.2.2 Modes de dégradation des PTH	40

II.2.2.1 Facteurs biologiques : débris d'usure	40
II.2.2.2 Comportement en fatigue	41
II.2.2.3 D'autres facteurs	42
II.2.3 Biomécanique des PTH	43
II.3 BIOCERAMIQUES UTILISEES POUR LES PTH	48
II.3.1 Alumine	49
II.3.2 Zircone	50
II.4.CONCLUSION	51
<b><u>CHAP. III .ETUDE TRIDIMENTIONNELLE DE FISSURE EMANANT D'UNE CAVITE</u></b>	52
III.1.INTRODUCTION	52
III.2.MODELE GEOMETRIQUE	52
III.3.CHARGEMENT	57
III.4.RESULTATS ET ANALYSES	58
III.4.1: Répartition des contraintes autour de la microcavité	59
III.4.1.1-variation de l'angle $\theta$	59
III.4.1.2-variation du rayon R	62
III.4.2 : Interaction entre deux microcavités	65
III.4.3 fissure émanant d'une microcavité	67
III.4.3.1- os cortical :	68
III.4.3.2-Le ciment :	69
III.4.3.3. cupule :	71
III.4.3.4-Implant :	73
III.4.3.5: Facteurs d'intensité de contrainte	75
III.5 : CONCLUSION	80
<b><u>CHAP. VI .ETUDE TRIDIMENTIONNELLE DE FISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION</u></b>	81
IV.1 : INTRODUCTION	81
IV.2.MODELE GEOMETRIQUE	81
IV.3.CHARGEMENT	85
IV.4.RESULTATS ET ANALYSES	85
IV.4.1:Répartition des contraintes autour de l'inclusion	85
IV.4.1.1:Variation de l'angle $\theta$	85
IV.4.1.2 :Variation de l'angle R	89
IV.4.2 : Interaction entre deux inclusions	92

IV.4.3 : fissure émanant d'une inclusion:	95
IV.4.3.1:distributions des contraintes dans le ciment	95
IV.4.3.2: Facteurs d'intensité de contrainte	98
IV.4 CONCLUSION	101
<b><u>CHAP V.ETUDE TRIDIMENTIONNELLE D'UNE FISSURE INTERFACIALE</u></b>	103
V.1. INTRODUCTION	103
V.2. MODELE GEOMETRIQUE	103
V.3.RESULTATS ET ANALYSES	106
V.3.1: Répartition des contraintes au voisinage de la jonction cupule-ciment sans fissure	106
V.3.2 : Facteurs d'intensité de contrainte	108
V.4.CONCLUSION	113
<b><u>CONCLUSION GENERALE</u></b>	114



# *Introduction générale*

INTRODUCTION GENERALE

La chirurgie de remplacement de la hanche ou arthroplastie totale de la hanche (ATH) est une intervention orthopédique courante chez le patient dont les hanches sont endommagées ou dégradées et qui souffre de douleurs chroniques. Dans l'ATH, on retire la tête du fémur pour la remplacer par une prothèse constituée deux composants prothétiques:

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

Deux modes de fixation de ces deux composants dans l'os adjacent coexistent aujourd'hui : avec ou sans ciment chirurgical, le choix étant fait par le chirurgien en fonction de l'âge du patient et de la qualité du support osseux.

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 [1-3]. 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. Sous l'effet de sollicitations mécaniques, ces fissures peuvent se propager et conduire à la rupture brutale de la prothèse [4-9]. Même si d'un point de vue pharmaceutique, les porosités, présentes en grand nombre, ont l'avantage de faciliter le transport de molécules de médicaments, en revanche, en mécanique cette porosité et ces inclusions sont néfastes 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 prothèse totale de la hanche. Différentes études ont analysés l'influence des défauts sur la durée de vie en fatigue du ciment orthopédique [ 10-12 ]. La présence de défauts dans le ciment pendant le mélange

peut conduire localement à une zone de concentration de contraintes conduisant à la rupture brutale du ciment et par conséquent au descellement de la cupule. Il y a trois types de défauts : les porosités et les microcavités, les inclusions et les fissures. Il est connu que la fissure est le défaut le plus dangereux à cause des fortes contraintes en sa pointe. La plupart des types de fissures identifiées en ciment orthopédique sont [ 6-8] :

- Fissures initiées à porosités.
- Fissures initiées pendant la réticulation ciment.
- Fissures initiées à la jonction entre l'os et le ciment ou entre le ciment et la cupule.

Dans la prothèse cimentée, la résistance structurelle de la hanche totale dépend de celle du ciment [ 14] . Achour et al . [ 8 ] et Flitti et al . [ 14 ] ont étudiés la propagation de la fissure en mode mixte , ils ont montrés que dans les zones distale et proximale du ciment le mode d'ouverture est le mode le plus dominant. Oshkour [ 13] et al. utilise la méthode des éléments finis étendue ( XFEM ) pour simuler les fissures circonférentielles internes au sein de la couche de ciment pour analyser les variations du FIC. Bouziane et al . [15] a examiné le comportement des micro- Cavités situées dans le ciment d'un modèle de la prothèse de la hanche simplifié tridimensionnel . Ils montrent que, lorsque le micro-cavité se trouve au niveau des zones proximale et distale , un chargement statique conduit à une intensification du champ de contrainte par rapport à un chargement dynamique . Benbarak et al. [5] montre que la variation des facteurs d'intensité de contraintes en mode I et II est fonction de la longueur de la fissure provenant de la micro- cavité et sa position dans le ciment .

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. Nous analysons d'une part la répartition des contraintes autour d'une microcavité et d'une inclusion présentent 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 d'une fissure semi-elliptique émanant de la microcavité et de l'inclusion pendant un cycle

de marche. Nous mettons aussi l'effet de ce cycle de chargement sur le comportement d'une fissure interfaciale ciment-cupule.

Notre thèse est structurée en cinq chapitres : Les deux premiers portent sur des études bibliographiques. Dans le chapitre I « Ostéoarthrite et analyse biomécanique de la marche pathologique », nous apportons les définitions nécessaires, ainsi qu'un historique permettant l'initiation dans ce domaine.

Dans le chapitre II « Généralités sur les prothèses totale de la hanche », nous donnons un aperçu général sur les prothèses totales des hanches et les méthodes existantes pour leur fixation, en l'occurrence la cimentation et ses alternatives.

Dans le chapitre III « Etude tridimensionnelle d'une fissure émanant d'une microcavité » nous étudions par la méthode des éléments finis tridimensionnelle le comportement mécanique et en rupture du ciment orthopédique en présence d'une microcavité et une microfissure émanant de cette dernière.

Dans le chapitre IV « Etude tridimensionnelle d'une fissure émanant d'une inclusion » nous analysons d'une part le comportement mécanique du ciment orthopédique en présence d'une inclusion ainsi que les microfissures émanant de cette inclusion.

Le chapitre V « Etude tridimensionnelle d'une fissure inter faciale dans la jonction cupule-ciment orthopédique » est consacré aux fissures interfaciales. Nous mettons en évidence, l'effet de l'orientation du chargement sur les variations des facteurs d'intensité de contraintes le long d'une fissure dans le plan de l'interface cupule-ciment.

# Chapitre I

L'OSTEOARTHRITE ET L' ANALYSE

BIOMECANIQUE DE LA MARCHE

PATHOLOGIQUE

## CHAPITRE I

### L'OSTEOARTHRITE ET L' ANALYSE BIOMECHANIQUE DE LA MARCHE PATHOLOGIQUE

#### **I.1. L'OSTEOARTHRITE**

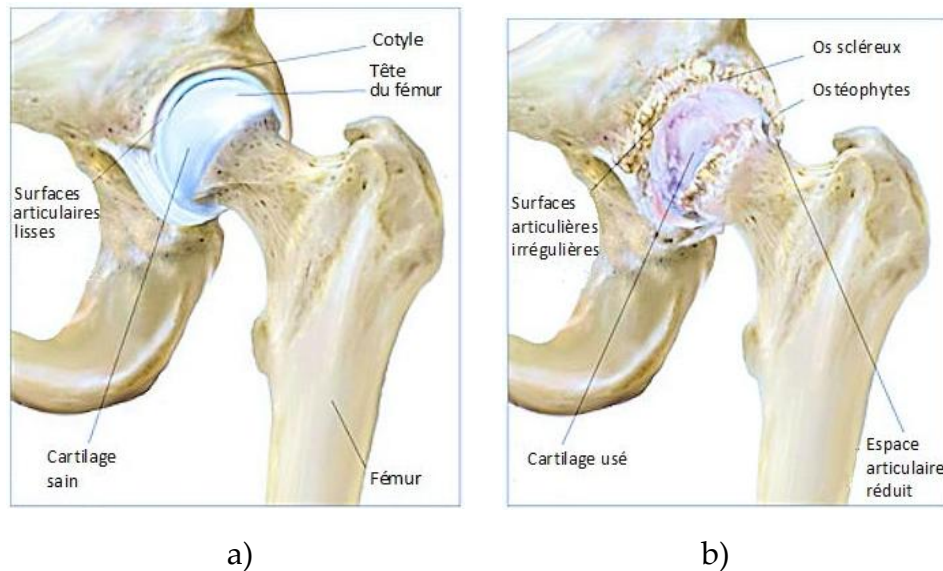
##### **I.1.1.Introduction**

L'ostéoarthrite (OA) est une pathologie caractérisée par un déséquilibre de la synthèse et de la dégénérescence du cartilage articulaire [16]. Le cartilage, le tissu conjonctif qui recouvre les articulations, a comme but premier d'éviter ou de diminuer le frottement entre les os. Il facilite aussi le mouvement et permet d'amortir les chocs. Lorsqu'une personne est atteinte d'OA, cette couche disparaît graduellement augmentant donc considérablement la friction entre les os (Figure 1).

L'OA est la maladie articulaire chronique la plus commune chez les personnes âgées de plus de 65 ans<sup>16</sup>. Le principal symptôme associé à l'OA est la douleur qui est exacerbée lors des mouvements et des impacts. Dans la plupart des cas, cette douleur est présente conjointement avec des raideurs musculaires, des crépitements, une atrophie musculaire, et dans les cas plus sévères, une déformation de l'articulation atteinte [17]. En plus des douleurs accablantes, cette pathologie s'accompagne généralement d'une détérioration des capacités fonctionnelles menant à une perte de mobilité et d'autonomie affectant grandement la qualité de vie de ces personnes<sup>18</sup>. L'OA est diagnostiquée à la suite d'une combinaison des symptômes cliniques incluant les douleurs, les raideurs musculaires et une diminution de l'amplitude de mouvement de même que des changements évidents dans la structure de l'articulation détectés à l'aide de radiographies [18]. Fréquemment, la sévérité de l'atteinte articulaire est quantifiée (de 0 à 4) avec l'échelle de Kellgren-Lawrence [19]. En dépit des progrès technologiques en matière de santé, l'OA demeure toujours incurable. Une fois la maladie diagnostiquée, dans la majorité des cas la sévérité de la douleur et la restriction

de l'amplitude de mouvement augmentent graduellement avec le temps [20]. Depuis les dernières années, des alternatives ont été créées afin que les personnes atteintes d'OA puissent envisager effectuer leurs activités de la vie quotidienne en limitant les inconvénients. À ce jour, deux types d'alternatives ont été élaborées afin de contrôler les symptômes indésirables de la maladie: les traitements non-pharmacologiques et les traitements pharmacologiques [21]. Les traitements non-pharmacologiques ont pour but de réduire la douleur en diminuant les forces agissant sur l'articulation atteinte (ex: orthèses, aides orthopédiques, diète) [22, 23] ou d'augmenter la tolérance de cette articulation aux forces exercées (ex: exercices) [24-26]. De leur côté, les traitements pharmacologiques sont aussi utilisés pour diminuer la douleur et améliorer les capacités fonctionnelles [27, 28]. Selon la littérature [29, 30], l'utilisation d'orthèses adaptées, dans les cas d'OA au genou et à la main, permet de diminuer la douleur. Aucune étude n'a évalué l'effet d'orthèse dans les cas d'OA au niveau du dos, alors qu'à la hanche cette modalité de traitement s'avère impossible. Une autre modalité non-pharmacologique qui peut être utilisée dans les cas d'OA est la prescription de semelles orthopédiques. Les semelles ont un impact positif chez les personnes souffrant d'OA au genou. L'activité physique, plus précisément des exercices musculaires et de flexibilité effectués en fonction de l'articulation atteinte permettent d'augmenter l'amplitude de mouvement, la flexibilité des muscles et des tendons, la force et l'endurance musculaire permettant ainsi une diminution de la douleur et un déchargement de l'articulation atteinte. Cette modalité a montré des bénéfices importants dans les cas d'OA au genou, à la hanche et à la main. D'un autre côté, les traitements pharmacologiques tels que la prise d'acétaminophènes, d'anti-inflammatoires non-stéroïdiens ou les injections de cortisone ont tous démontré des effets bénéfiques. Par contre, la prise de médication doit être contrôlée pour éviter les effets secondaires à court et à long termes. La société internationale de recherche en ostéoarthrite (OARSI)[30] recommande une combinaison des traitements non-pharmacologiques et pharmacologiques pour un soulagement

optimal des symptômes reliés à cette pathologie. Lorsque la réponse aux traitements ne rencontre plus les attentes, la chirurgie devient alors inévitable.



**Figure I.1:** Hanche a) saine et b) atteinte par l'ostéoarthrite.

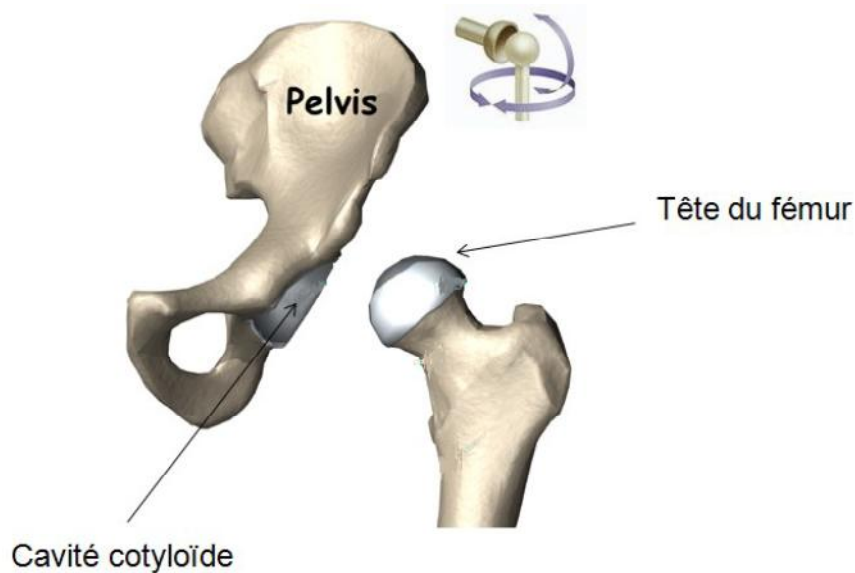
L'OA n'affecte pas toutes les articulations de la même manière. La cheville, le genou, la hanche et la colonne vertébrale sont les articulations les plus fréquemment atteintes étant donné qu'elles sont soumises à de plus grandes contraintes, comme par exemple le poids supporté par ces structures. Dans le cadre de ce travail doctoral, une attention particulière sera portée à l'articulation de la hanche (figure I.1), une articulation complexe, multiaxiale et pouvant réaliser des mouvements de grandes amplitudes lorsqu'elle est intacte. Dans la prochaine section, les structures osseuses composant cette articulation et les muscles permettant les mouvements de même que leurs amplitudes seront présentés. Par la suite, les différentes approches chirurgicales et les différents types de prothèses de hanche seront exposés.

### **I.1.2 Anatomie et 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 (éarthrose) 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.2:** 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 [31] 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"> <li>• Psoas</li> <li>• Iliaque</li> <li>• Droit fémoral</li> </ul>
		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Sartorius</li> </ul>
<i>Extension de la hanche</i>	0-30°	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Grand fessier</li> <li>• Semi-tendineux</li> <li>• Semi-membraneux</li> <li>• Biceps fémoral</li> </ul>
<i>Abduction de la hanche</i>	0-45°	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Moyen fessier</li> <li>• Petit fessier</li> <li>• Tenseur du fascia lata</li> </ul>
<i>Adduction de la hanche</i>	0-30°	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pectiné</li> <li>• Long adducteur</li> <li>• Gracile</li> <li>• Court adducteur</li> <li>• Grand adducteur</li> </ul>
<i>Rotation latérale</i>	0-45°	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Grand fessier</li> <li>• Piriforme</li> <li>• Jumeau supérieur</li> <li>• Jumeau inférieur</li> <li>• Obturateur interne</li> <li>• Obturateur externe</li> <li>• Carré fémoral</li> </ul>
<i>Rotation médiale</i>	0-45°	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Tenseur du fascia lata</li> <li>• Moyen fessier</li> <li>• Petit fessier</li> <li>• Sartorius</li> </ul>

**Tableau I.1:** Mouvements et leurs amplitudes des principaux muscles agissant cette articulation. American Academy of Orthopaedic Surgery, 2000

### I.1.3 Chirurgie de remplacement

Dans les cas où l'implantation d'une prothèse de la hanche est incontournable, plusieurs approches chirurgicales (antérieure, antérolatérale, latérale de Hardinge, postéro-latérale) peuvent être utilisées. Un résumé des avantages et des inconvénients est présenté au Tableau I.2 pour chacune des approches chirurgicales. Même si, à ce

jour, aucune ne se démarque réellement des autres [32] et que le choix d'une approche chirurgicale est la prérogative du chirurgien, il demeure néanmoins que des critères sont considérés quand vient le temps de choisir une approche chirurgicale. En effet, en plus des préférences et des compétences du chirurgien [33], les risques de complications en période postopératoire et le personnel nécessaire lors de l'intervention chirurgicale vont influencer le choix d'une approche chirurgicale.

<u>Technique opératoire</u>	<u>Avantages</u>	<u>Inconvénients</u>
<b><i>Approche antérieure</i></b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Accès sécuritaire à la hanche</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Diminution de l'exposition proximale du fémur</li> </ul>
<b><i>Approche antéro-latérale</i></b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Bonne exposition de la hanche</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Difficulté lors du positionnement de la prothèse</li> </ul>
<b><i>Approche latérale (Hardinge)</i></b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Diminution des risques de dislocation post-opératoire</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Faiblesse des muscles abducteurs en post-opératoire</li> </ul>
<b><i>Approche postéro-latérale</i></b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 1 assistant</li> <li>• Non-dissection des muscles abducteurs</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Haut taux de dislocation post-opératoire; diminué si réinsertion des muscles rotateurs externes</li> </ul>

**Tableau I.2:** Synthèse des avantages et inconvénients des approches chirurgicales fréquemment utilisées.

### I.1.3.1 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 [34-37]. 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 mm<sup>39</sup> 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.3a). 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. 3b). 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.3c), 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. 3:** 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.

## **I.2. L'ANALYSE BIOMECANIQUE DE LA MARCHE PATHOLOGIQUE**

### **I.2.1 L'ostéoarthrite et la marche**

Durant les mois précédents l'arthroplastie de la hanche, les patients doivent dans la plupart des cas, modifier leurs comportements (ex: le patron de marche) afin d'être en mesure de réaliser leurs activités quotidiennes avec moins de douleur. Normalement, plus l'atteinte articulaire est sévère, selon l'échelle de Kellgren-Lawrence[19], plus les limitations, et par conséquent, les adaptations locomotrices seront grandes[41]. À ce jour, plusieurs outils existent afin de mesurer l'impact de la pathologie sur les différents aspects de la qualité de vie des personnes atteintes. Dans ce chapitre, les résultats des études évaluant les capacités fonctionnelles, les paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques en période pré et postopératoire seront présentés.

#### **I.2.1.1 Les capacités fonctionnelles**

Chez les personnes atteintes d'OA, l'évaluation des capacités fonctionnelles, plus précisément des aptitudes reliées à la force musculaire, la vitesse de marche et la flexibilité est effectuée à l'aide de questionnaires. Cette méthode s'avère être fiable et valide[41-42] et aujourd'hui divers questionnaires sont employés. Le Hip Harris Score (HHS) est un questionnaire rempli par le chirurgien orthopédique portant sur les douleurs, la mobilité, la marche, l'amplitude de mouvement articulaire et la

déformation articulaire. Plus le pointage est bas (normalement noté sur 100), plus l'invalidité est grande. Un autre questionnaire fréquemment utilisé est l'Oxford Hip Score (OHS). Contrairement au HHS, l'OHS est auto-administré donc, le patient remplit lui-même ce questionnaire. L'OHS comprend des questions relatives aux douleurs et aux capacités physiques. Chaque question comprend une échelle de 1 à 5. Plus le pointage final est élevé (sur un maximum de 60), plus les aptitudes sont diminuées[61]. Le HHS et l'OHS sont des questionnaires spécifiques à l'articulation de la hanche alors que d'autres questionnaires, plus généraux, sont aussi employés pour évaluer les conséquences de la pathologie sur d'autres aspects. Entre autres, le Western Ontario and McMaster Osteoarthritis Index (WOMAC) est généralisé à l'OA des membres inférieurs. Ce questionnaire, auto-administré, permet d'examiner la qualité de vie des patients par rapport aux douleurs, aux raideurs musculaires et aux capacités physiques. Chaque question comporte une échelle de 0 à 4. À la fin du questionnaire, plus le pointage final est élevé, (maximum de 92), plus l'impact de la pathologie est grand[43]. Quant à lui, le Short-Form Health Survey (SF-36) évalue la santé générale de la personne en ce qui a trait à ses capacités physiques et mentales. À la fin du questionnaire, un pointage (sur 100) est obtenu. Plus le pointage est bas, plus la santé générale de la personne est mauvaise[44]. Et le dernier, le Merlé-D'Aubigné est un questionnaire mesurant les douleurs, la mobilité et la marche. Chaque question comporte une échelle de 0 à 6 où le pointage maximal (sur 18) représente une conservation des capacités fonctionnelles [45].

À ce jour, plusieurs questionnaires permettent aussi de recueillir spécifiquement de l'information sur les capacités fonctionnelles. Par contre, étant donné que les questions évaluent des aspects différents selon une échelle spécifique et que leur interprétation diffère, il est alors difficile de quantifier l'impact de la pathologie sur la qualité de vie. Même si ceux-ci offrent un meilleur aperçu général des capacités fonctionnelles et de la qualité de vie des personnes atteintes d'OA, ils ne considèrent pas les adaptations mises en œuvre pour faciliter l'accomplissement des activités de la



vie quotidienne. De plus, les adaptations ne sont pas toujours visibles à l'œil nu, c'est pourquoi les analyses biomécaniques sont indispensables. Grâce à ce type d'analyse, il est alors possible de quantifier avec précision l'influence de la pathologie et de comparer les résultats avec ceux des sujets sains.

### **I.2.1.2 Les paramètres spatio-temporels**

Les douleurs accablantes, les raideurs musculaires et l'atrophie musculaire observées chez les patients souffrant d'OA ont des conséquences non-négligeables sur les déplacements. En effet, la vitesse de marche des personnes atteintes d'OA est réduite comparativement à celle des sujets sains [46-49]. Cette limitation est induite par une diminution des deux paramètres relatifs à la vitesse de marche soit la longueur de pas et la cadence. Selon la littérature, un raccourcissement de la longueur de pas est occasionné par une restriction de l'amplitude de mouvement à la hanche alors que la réduction de la cadence permettrait de diminuer la fréquence de chargement de l'articulation [65]. Même si plus de pas seront nécessaires pour atteindre la destination voulue, un patron de marche moins dynamique favorise une minimisation des forces agissant à la hanche [50].

Dans tous les cas d'OA, même les cas les moins sévères, les patients adaptent leur patron de marche afin de minimiser le chargement de la jambe atteinte [47]. Ces modifications ont des conséquences sur les phases du cycle de marche. En effet, la phase d'oscillation de la jambe atteinte est plus longue, ce qui implique une augmentation de la phase de simple support de la jambe non-atteinte [49]. Ces adaptations ont aussi des répercussions sur la variabilité (l'aptitude à répéter un mouvement semblable) du cycle de marche. Les études ont démontré qu'une diminution de la vitesse de marche [51, 52], une atrophie musculaire [53] et une diminution de la flexibilité [54] sont des symptômes associés à l'OA qui ont une influence négative sur la variabilité. De plus, la sévérité de l'atteinte articulaire a

aussi un impact négatif sur la variabilité. Selon la littérature, une augmentation de la variabilité durant le cycle de marche accroît fortement les risques de chute.

Non-seulement les symptômes dus à l'OA provoquent des adaptations en ce qui a trait aux paramètres spatio-temporels mais ils ont aussi des répercussions sur les déplacements angulaires des articulations des membres inférieurs.

### **I.2.1.3 Les paramètres cinématiques**

Les douleurs accablantes, les raideurs, l'atrophie musculaire et dans les cas plus sévères, la déformation de l'articulation atteinte contribuent toutes au développement d'un patron de marche asymétrique chez les personnes souffrant d'OA [55]. Afin de se déplacer plus facilement, elles adoptent des stratégies qui ont des conséquences, entre autres, sur les paramètres cinématiques du cycle de marche. En effet, les études ont démontré une diminution de l'amplitude de mouvement articulaire durant le cycle de marche [46, 47, 56]. Plus précisément, la réduction de l'amplitude d'extension de la hanche atteinte à la fin de la phase de support serait occasionnée par les douleurs reliées à la pathologie. Cette adaptation n'est pas retrouvée du côté de la jambe non-atteinte où l'amplitude de mouvement articulaire est similaire à celle des sujets sains. Il n'y a pas seulement l'articulation atteinte qui doit s'adapter, mais aussi les deux articulations du membre inférieur, soit le genou et la cheville. Au niveau du genou, une réduction de la flexion de la jambe atteinte durant la phase de support a été constatée [31, 41] tandis que l'amplitude de flexion de la jambe non-atteinte est, quant à elle, similaire aux sujets sains. En ce qui concerne la cheville, une diminution de l'amplitude en dors flexion a été démontrée, et ce, pour les deux jambes.

Les compensations cinématiques des membres inférieurs lors de la marche ont aussi des répercussions au niveau du pelvis et du tronc. Tout d'abord, dans le plan sagittal, l'augmentation de la flexion du tronc et de la lordose lombaire sont des adaptations mises en œuvre afin de contrer la diminution de l'extension de la hanche [56]. Dans le plan frontal, des adaptations ont aussi été observées. Cependant, elles ne sont pas dues à la diminution de l'amplitude de mouvement articulaire. En réalité, les



personnes souffrant d'OA ont tendance à afficher des déplacements latéraux exagérés au niveau du tronc pour contrebalancer une faiblesse des muscles abducteurs [57] et ainsi rapprocher leur centre de masse corporel au-dessus de la hanche. Ces mouvements ont pour effet de diminuer le bras de levier des muscles abducteurs de la hanche en réduisant ainsi leur apport musculaire afin de maintenir le pelvis et le haut du corps en équilibre [58,59]. L'incapacité de maintenir le pelvis en équilibre, signalant ainsi une faiblesse des muscles abducteurs est reconnue comme un signe de Trendelenburg positif lors de tests cliniques [60]. L'autre raison amenant les personnes souffrant d'OA à déplacer leur tronc latéralement vise à diminuer le chargement mécanique sur l'articulation atteinte. En fait, plus le centre de masse corporel est près du centre articulaire de la hanche, plus la demande mécanique est réduite entraînant un soulagement des douleurs articulaires.

En plus des adaptations spatio-temporelles et cinématiques, les symptômes incommodes les personnes atteintes d'OA ont des répercussions sur la cinétique des membres inférieurs.

#### **I.2.1.4 Les paramètres cinétiques**

D'après la littérature, peu d'études ont montré un intérêt pour les adaptations cinétiques engendrées par l'OA. Elles s'avèrent considérables étant donné qu'elles résultent des adaptations des paramètres spatio-temporels et cinématiques. Plus spécifiquement, la diminution de la vitesse de marche, la réduction du pourcentage de la phase de support de la jambe atteinte et sa décharge mécanique entraînent une diminution du moment extenseur de la hanche durant le cycle de marche. Dans le plan sagittal, la flexion initiale du tronc vers l'avant, qui augmente l'amplitude d'extension de la hanche à la fin de la phase de support, entraîne par le fait même une diminution du moment fléchisseur au niveau du genou de la jambe atteinte. Par ailleurs, dans le plan frontal, le déplacement du centre de masse corporel vers le centre articulaire de la

hanche, résultant d'une faiblesse des muscles abducteurs, réduit le moment abducteur de la jambe atteinte [56].

Les adaptations des moments musculaires ont une influence sur les puissances musculaires des articulations des membres inférieurs. Une diminution de l'absorption (H2S), durant la phase de support et de la génération d'énergie (H3S) lors de la propulsion, par les fléchisseurs de la hanche sont concordants aux adaptations mises en place afin de réduire les contraintes mécaniques sur la hanche atteinte [47]. De plus, une diminution de la génération d'énergie par les extenseurs du genou durant la phase de support (K2S) est observée. Cette adaptation serait une compensation découlant de la diminution de l'extension de la hanche et maintiendrait un meilleur alignement du membre inférieur. Finalement, étant donné une diminution de la génération d'énergie par les fléchisseurs de la hanche (H3S), une augmentation de l'énergie générée par les muscles fléchisseurs plantaires de la cheville à cet instant (A2S) a été remarquée afin d'assurer une progression vers l'avant lors de la marche.

En attente d'une arthroplastie de la hanche, les stratégies mises en œuvre par les personnes atteintes d'OA visent majoritairement une limitation des douleurs afin de faciliter les déplacements et l'accomplissement des activités de la vie quotidienne. À la suite de l'intervention chirurgicale, en plus d'une diminution importante des douleurs articulaires, l'amélioration des capacités fonctionnelles et des paramètres du cycle de marche menant à des valeurs comparables à celles des sujets sains sont grandement désirées.

### **I.2.2 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 [61]. 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 [62-64]. 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 [65].

### **I.2.2.1 Les capacités fonctionnelles**

Dans le but de mesurer les bénéfices résultants de l'intervention chirurgicale, les mêmes questionnaires utilisés en période préopératoire sont proposée aux patients afin d'évaluer leurs capacités fonctionnelles. En période préopératoire, les questionnaires (HHS, OHS, WOMAC, SF-36, Merlé-D'Aubigné) sont employés pour connaître l'impact de la pathologie sur la force musculaire, la vitesse de marche et la flexibilité. 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. Selon les études, à la suite d'une arthroplastie de la hanche, une amélioration du pointage au HHS69 et au Merlé-D'Aubigné[45], ainsi qu'une diminution du pointage à l'OHS69, au WOMAC45 et au SF-3647 résultent à une amélioration des capacités fonctionnelles. Malgré un rétablissement des capacités fonctionnelles en période postopératoire, des déficits semblent cependant persister en ce qui concerne la qualité du patron de marche.

### **I.2.2.2 Les paramètres spatio-temporels**

En période postopératoire, les douleurs articulaires associées à l'OA ne sont majoritairement plus présentes. Par contre, même si un rétablissement rapide des paramètres spatio-temporels est observé, leurs valeurs n'atteignent toutefois pas celles des sujets sains [66, 68]. En effet, une réduction de la longueur de pas [67] et de la cadence affectent négativement la vitesse de marche. L'impact de la longueur de pas semble être le facteur principal d'une vitesse de marche réduite chez les patients à la suite de l'intervention chirurgicale et est associé à la diminution de l'extension de la hanche à la fin de la phase de support. Loizeau et al. [67] suggèrent que la difficulté à

rétablir la vitesse de marche pourrait être causée par des limitations engendrées par la prothèse de hanche, qui ne permettrait pas une restauration complète. Après une arthroplastie de la hanche, les patients continuent de favoriser leur membre inférieur sain lors de leur déplacement. Comme en période préopératoire, la durée de la phase de support de la jambe saine est rallongée [69] occasionnant par le fait même une augmentation de la durée de la phase d'oscillation de la jambe atteinte. Étant donné que les symptômes de la pathologie se sont normalement résorbés, il est difficile de connaître les raisons exactes de la sur utilisation de la jambe saine. Les hypothèses proposent que les appréhensions vis-à-vis la nouvelle prothèse ou la persistance des mécanismes d'adaptations préopératoires pourraient être en cause[70]. Tout comme en période préopératoire, où les adaptations permettaient de limiter les douleurs chez les patients souffrant d'OA, en période postopératoire la restauration partielle des paramètres spatio-temporels a des répercussions sur les déplacements angulaires des membres inférieurs.

### **I.2.2.3 Les paramètre cinématiques**

Selon la littérature, à la suite d'une arthroplastie de la hanche, les patients ont une démarche anormale [69] qui résulte, en partie, à des adaptations requises au niveau cinématique afin de favoriser les déplacements. Une diminution de l'amplitude de mouvement de la hanche, plus précisément, de l'extension à la fin de la phase de support a été décelée.Étant donné des résultats similaires en période préopératoire, l'hypothèse de la persistance des contractures en période postopératoire est plausible [70]. De plus, l'implantation d'une prothèse de la hanche peut laisser des séquelles au niveau de la musculature, de la capsule articulaire et les caractéristiques de la prothèse peuvent contribuer à des limitations de certains mouvements de la hanche. En période postopératoire, les déficits persistant à la hanche à la suite d'une arthroplastie peuvent mener à des adaptations du pelvis, du genou et de la cheville. Pour compenser la réduction de l'extension de la hanche lors de la propulsion, une augmentation de la

flexion du genou et de la dorsiflexion de la cheville ont été observées. Cette stratégie a pour but d'amortir les chocs pour réduire le changement à la hanche [70]. Cette adaptation était aussi présente chez les patients en attente d'un remplacement articulaire de la hanche. Malgré une atténuation de la douleur et une amélioration de la vitesse de marche en période postopératoire, les patients continuent de démontrer un patron de marche anormal probablement développé en période préopératoire.

Les adaptations cinématiques ne sont pas uniquement répertoriées dans le plan sagittal mais également dans le plan frontal. Des études ont démontré des déplacements latéraux du tronc orientés vers la jambe opérée[71]. Comme mentionné précédemment, cette stratégie compensatoire a pour but d'aligner le centre de masse corporel avec le centre articulaire de la hanche afin de minimiser les contraintes mécaniques associées à la faiblesse des muscles abducteurs de la hanche[71]. Une fois de plus, cette stratégie compensatoire était présente en période préopératoire et suppose la persistance d'une faiblesse des muscles abducteurs de la hanche en période postopératoire. Les adaptations cinématiques ont des répercussions directes sur les moments et les puissances générés à la hanche, au genou et à la cheville dans les plans frontal et sagittal.

#### **I.2.2.4 Les paramètres cinétiques**

Dans le plan sagittal, les moments musculaires à la hanche et au genou sont diminués alors qu'aucune adaptation à ce niveau n'est rapportée pour la cheville. Plus spécifiquement, une réduction du moment extenseur de la hanche lors du contact talon est associée à la vitesse de marche. Ces résultats suggèrent qu'une faiblesse des muscles extenseurs [69] de la hanche pourrait avoir un impact sur la récupération de la vitesse de marche en période postopératoire. De plus, on remarque une plus grande absorption d'énergie par les fléchisseurs de la hanche durant la phase de support (H2S). Les fléchisseurs de la hanche doivent peut-être absorber plus d'énergie afin d'assurer un contrôle du tronc adéquat dans le plan sagittal, d'autant plus que cette énergie absorbée

n'est pas transférée vers une génération d'énergie par les fléchisseurs de la hanche. En effet, des études [67] ont démontré un déficit majeur de la génération d'énergie par les fléchisseurs de la hanche lors de la propulsion (H3S), tout comme en période préopératoire.

Par ailleurs, au genou on observe une diminution du moment extenseur au début de phase de support et du moment fléchisseur durant la période de simple support.

Ces adaptations entraînent une réduction de la génération d'énergie par les extenseurs du genou (K2S) lors de la phase de support. De plus, le genou (K3S) absorbe plus d'énergie à la fin de la phase de support. Pris conjointement avec l'augmentation de H2S et K3S, ceci pourrait être employé afin d'améliorer la stabilité du centre de masse et permettre une progression vers l'avant sans augmenter la génération d'énergie.

Parallèlement, dans le plan frontal des adaptations sont aussi nécessaires afin de favoriser les déplacements. En effet, une diminution à la fois du moment et de la génération d'énergie par les abducteurs de la hanche (H3F) démontrent clairement une faiblesse des muscles abducteurs. Ce déficit tend à persister indépendamment de la vitesse de marche. Cette faiblesse des muscles abducteurs pourrait être engendrée par une sous-utilisation en période préopératoire et une diminution du chargement de la jambe opérée en périodes pré et postopératoire.

Depuis les dernières années, diverses prothèses sont implantées lors d'une arthroplastie de la hanche. La majorité des études ont comparé les sujets avec une PTH démontrant un patron de marche anormal. Quelques études ont comparé le patron de marche des deux types de prothèse pouvant être implantée, soit une prothèse de type RES et une PTH, avec des sujets sains. Les patients avec une prothèse de type RES semblent être avantagés en ayant des paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques plus près de ceux des sujets sains. Lors de ces études, la différence majeure semblait venir de la différence de la grosseur de la tête fémorale. À ce jour, très peu d'études [72] ont comparé la prothèse de type RES à la PTH-GT et les résultats ne

semblent pas démontrer un avantage majeur d'une des deux prothèses. Le choix du type de prothèse semble être celui du chirurgien qui doit prendre en considération différents facteurs [73] tels que présentés précédemment.

Les personnes souffrant d'OA doivent adapter leur patron de marche afin de limiter les douleurs occasionnées par la pathologie. À la suite d'une arthroplastie de la hanche, plusieurs de ces adaptations persistent. Il est difficile de savoir si les adaptations postopératoires sont dues aux stratégies mises en place en période préopératoire ou à l'intervention chirurgicale. Une chose est sûre, indépendamment du type de prothèse implantée les patients n'arrivent pas à retourner à des valeurs comparables à celles des sujets sains, et ce, même s'il n'y a plus de douleur. Certaines études [38] suggèrent que des programmes d'entraînement adaptés pourraient favoriser une récupération plus rapide à la suite d'une arthroplastie de la hanche.

### **I.3. Le centre articulaire de la hanche**

À la suite d'une intervention chirurgicale au niveau des membres inférieurs, les analyses biomécaniques de la marche sont fréquemment utilisées. Celles-ci, à l'aide d'un point précis, le centre articulaire, sont en mesure de fournir de l'information, en autres, sur les forces, les moments et les puissances générés à la hanche, au genou et à la cheville. Elles assurent aussi une meilleure compréhension de l'interaction entre les segments corporels et elles procurent de l'information impossible à percevoir par des observations visuelles.

Même si l'arthroplastie de la hanche est une intervention chirurgicale couronnée de succès, & la reconstruction anatomique parfaite n'est pas toujours réussie [74-76]. En effet, une modification des paramètres orthopédiques entraîne un changement de la géométrie de la hanche et des bras de leviers musculaires associés. De plus, à la suite de l'intervention chirurgicale, l'emplacement tridimensionnel (3D) du centre articulaire de la hanche (CAH) est substantiellement altéré, ce qui a un impact majeur lors des analyses biomécaniques diminuant ainsi la validité des paramètres calculés. Par

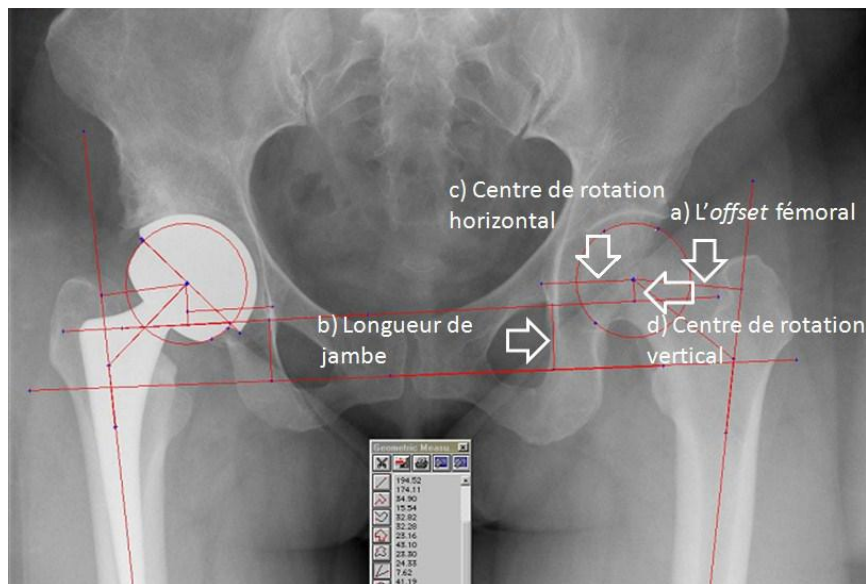
conséquent, cette situation a mené au développement et à l'utilisation d'une nouvelle approche pour déterminer l'emplacement exact du CAH et pouvant être utilisée chez des patients avec des prothèses de hanche. Dans ce qui suit les paramètres orthopédiques ainsi que les approches prédictive et fonctionnelle, permettant de déterminer l'emplacement 3D du CAH, seront présentés.

### I.2.3.1 Les paramètres orthopédiques

Dans le but de minimiser les disparités entre les deux hanches à la suite d'une arthroplastie, des renseignements sur leur géométrie sont pris en considération. Concrètement, à partir des radiographies prises dans le plan frontal, les valeurs des paramètres orthopédiques (*l'offset* fémoral, la longueur de jambe, le centre de rotation horizontal et le centre de rotation vertical) de la jambe saine sont mesurées avant l'opération et servent de guide lors de l'intervention chirurgicale. En réalité, la biomécanique de la hanche opérée est restaurée en fonction de celle de la jambe saine. Alors, une modification des paramètres orthopédiques a une influence directe sur la géométrie de la hanche opérée. Dans un premier temps, un changement au niveau de *l'offset* fémoral (la distance perpendiculaire entre une ligne verticale passant dans le canal médullaire du fémur et le centre articulaire (Figure I.4a) et le centre de rotation horizontal (la distance entre le centre de rotation vertical et le sourcil cotyloïdien (Figure I.4c)) ont un impact dans le plan frontal et plus précisément sur les bras de leviers des muscles abducteurs de la hanche. Des études ont démontré que *l'offset* fémoral était étroitement lié à la capacité des muscles abducteurs de la hanche à générer de la force [77,78]. En effet, à la suite de l'intervention chirurgicale, si les muscles abducteurs sont raccourcis ou allongés, la liaison entre les filaments d'actine et de myosine entraînera une diminution de la production de force lors de la contraction musculaire [79]. Dans un deuxième temps, dans le plan sagittal, une inégalité significative de la longueur des jambes (la distance perpendiculaire entre une ligne reliant les petits trochanters et les sourcils cotyloïdiens (Figure I.4b)) ainsi qu'une altération de la position du centre de



rotation vertical (la distance entre le centre articulaire de la hanche et le sourcil cotyloïdien (Figure I.4d)) peuvent avoir un impact sur les bras de leviers des muscles fléchisseurs de la hanche. En plus d'avoir des conséquences sur les bras de levier musculaires et donc, sur la production de force. De plus, un changement au niveau des paramètres orthopédiques provoque des répercussions sur la géométrie de la hanche et par le fait même sur l'emplacement 3D du CAH de la jambe opérée. Une modification de l'emplacement 3D du CAH affecte la dynamique de la hanche en ayant un impact sur les calculs des forces, des moments et des puissances générés à cette articulation.



**Figure I. 4:** Mesures radiographiques a) *Offset* fémoral b) Inégalité de la longueur de jambe c) Centre de rotation horizontal d) Centre de rotation vertical.

En plus d'une meilleure compréhension des mécanismes sous-jacents à la marche, les analyses biomécaniques sont souvent utilisées afin de comparer les valeurs des sujets pathologiques à celles des sujets sains. Au cours de ces analyses, les paramètres cinématiques et cinétiques sont calculés à partir d'un point précis, soit le centre articulaire[80,81]. Ce centre articulaire est défini comme étant le point de rotation autour duquel le mouvement s'effectue. Plus précisément, dans le cas de la hanche, le CAH se retrouve entre les segments de la cuisse et du pelvis [82,83], où le mouvement

est accompli. C'est aussi à partir de cet emplacement que l'axe anatomique du segment de la cuisse, le référentiel de base, est déterminé, d'où son aspect primordial.

En général, étant donné qu'ils sont plus près de la surface de la peau, donc des repères anatomiques osseux, la localisation 3D des centres articulaires de la cheville et du genou sont plus faciles à déterminer que celui de la hanche. En ce qui concerne la cheville, la moitié de la distance entre les deux malléoles donne une bonne estimation de l'emplacement de son centre articulaire[84] dans le plan frontal alors que pour le genou, l'utilisation d'un dispositif d'alignement du genou améliore grandement la détermination de son axe de flexion-extension et par le fait même, la localisation de son centre articulaire [85]. La localisation du CAH s'avère plus ardue car ces hypothèses simplistes sont plus difficilement applicables, d'où le besoin d'élaborer une approche pour le localiser. À ce jour, deux approches coexistent pour déterminer l'emplacement 3D du CAH soit l'approche prédictive et fonctionnelle.

### **I.2.3.1 L'approche prédictive**

La première approche développée est l'approche prédictive. À l'aide des systèmes d'analyse du mouvement, elle utilise des données provenant de marqueurs positionnés sur des repères anatomiques (ex. épines iliaques antéro et postéro supérieures). Par la suite, les données relatives à la longueur, la largeur et la profondeur du pelvis sont insérées dans des équations de régressions linéaires [80, 86-88] afin de localiser l'emplacement 3D du CAH. Étant donné que cette approche ne prend pas en considération les changements géométriques de la hanche à la suite d'une arthroplastie, elle introduit une erreur de localisation du CAH et par conséquent, un biais au niveau des calculs de moments de force. De plus, tous les modèles utilisés pour déterminer le CAH à partir de l'approche prédictive ont été élaborés à partir de petits groupes (N=25) de sujets sans problème musculo-squelettique. Sans compter que lors de l'application de cette approche, la symétrie des deux jambes (opérée *vs* non-opérée) est toujours supposée [82], ce qui chez des sujets ayant une arthroplastie de la hanche, n'est pas

toujours, sinon jamais, le cas. D'après la littérature, l'erreur moyenne sur l'emplacement 3D du CAH lors de l'utilisation de l'approche prédictive est de 25-30mm<sup>14</sup>, [86]. Les résultats obtenus avec l'approche prédictive étaient comparés à ceux des mesures radiographiques, qui sont considérées, encore aujourd'hui, comme la mesure étalon[89].

Selon la littérature, l'utilisation de l'approche prédictive semble appropriée pour des sujets sains [90] et c'est celle qui est majoritairement employée dans les logiciels d'analyse 3D du mouvement. Par contre, chez des patients ayant eu un remplacement articulaire de la hanche, la localisation du CAH est compromise car la géométrie de la hanche ainsi que la symétrie entre les deux jambes (opérée *vs* non-opérée) ont été modifiées.

### **I.2.3.2 L'approche fonctionnelle**

Durant les quinze dernières années, des chercheurs ont élaboré une approche pour déterminer l'emplacement 3D du CAH qui améliore la précision et qui est plus individualisée. L'énoncé de base permettant le développement de l'approche fonctionnelle est que la hanche, une articulation sphéroïde, procure trois degrés de liberté entre le segment du pelvis et celui de la cuisse. Par conséquent, la détermination 3D du CAH s'effectue à l'aide de mouvements relatifs à cette articulation. En fait, pour définir les segments, des marqueurs sont positionnés sur des repères anatomiques tels que le pelvis, la cuisse et le genou. Grâce aux systèmes de capture du mouvement, les données relatives aux trajectoires de ces marqueurs durant des mouvements de flexion, extension, abduction, adduction et circumduction de la hanche sont enregistrées. Par la suite ces données sont incorporées dans un algorithme où, le point autour duquel les mouvements de la cuisse par rapport au pelvis sont exécutés, soit le CAH, est défini [76]. Aujourd'hui, plusieurs algorithmes existent afin d'optimiser l'emplacement 3D du CAH. Ils se distinguent majoritairement par la problématique abordée et par l'élaboration des hypothèses de base. Dans le cadre de ce projet, l'algorithme SCoRe, où

l'emplacement 3D du CAH est défini dans un repère local où les deux segments (cuisse et pelvis) bougent un par rapport à l'autre a été utilisée. Selon les études recensées, l'erreur moyenne de localisation est de 8-16 mm. Certaines études ont avancé que l'utilisation de l'approche fonctionnelle n'était pas appropriée lorsque l'amplitude de mouvement était restreinte par une maladie articulaire dégénérative[70, 88] comme par exemple l'OA. Par contre, Piazza et al. [90] ont démontré que même lorsque l'amplitude de mouvement est restreinte, la précision de la localisation 3D du CAH n'était pas compromise. Donc, cette approche semble être la plus appropriée, surtout chez les sujets présentant une pathologie, car elle augmente la précision de l'emplacement du CAH en minimisant les erreurs sur les paramètres dynamiques de la hanche [83]. Cette technique n'a cependant pas été testée pour des patients avec une prothèse de hanche.

Une erreur au niveau de l'emplacement 3D du CAH peut entraîner une propagation d'erreurs sur la cinématique et la cinétique de la hanche [81,92]. Les études ont démontré que les erreurs de localisation 3D du CAH ont un impact plus important sur l'analyse de mouvement que les erreurs d'instrumentation ou les erreurs dues aux mouvements des tissus mous [80, 92]. En effet, une erreur de petite envergure peut avoir un effet significatif sur la cinématique et la cinétique du genou et de la hanche [93]. Le Tableau 4 rapporte les principaux résultats de Stagni et al. [81] qui ont analysé l'ampleur de la propagation des erreurs sur la localisation 3D du CAH sur la dynamique de la hanche lors de la marche.

<u>Erreur de localisation du CAH</u>	<u>Plan</u>	<u>Impact</u>
<b>30 mm</b> <i>(antérieur)</i>	Sagittal (flexion/extension)	-22% sur les moments de force à la hanche
<b>30 mm</b>	Frontal (abduction/adduction)	-15% sur les moments de force à la hanche
<b>30 mm</b> <i>(postérieur)</i>	Sagittal (flexion/extension)	Délai de 25% du cycle de marche lors de la flexion-extension

**Tableau I.4:** Les principaux résultats, selon Stagni et al. [81], suite à une erreur de localisation du centre articulaire de la hanche (CAH).

### I.3.CONCLUSION

L'ostéoarthritis (OA) est une pathologie caractérisée par un déséquilibre de la synthèse et de la dégradation du cartilage articulaire. Le cartilage, le tissu conjonctif qui recouvre les articulations, a comme but premier d'éviter ou de diminuer le frottement entre les os. L'OA est la maladie articulaire chronique la plus commune chez les personnes âgées de plus de 65 ans<sup>16</sup>.

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. C'est l'une des articulations les plus efficaces du corps humain.

Durant les mois précédents l'arthroplastie de la hanche, les patients doivent modifier leurs comportements (ex: le patron de marche) afin d'être en mesure de réaliser leurs activités quotidiennes avec moins de douleur.

En période postopératoire une réduction de la longueur de pas et de la cadence affecte négativement la vitesse de marche.

Même si l'arthroplastie de la hanche est une intervention chirurgicale couronnée de succès, la reconstruction anatomique parfaite n'est pas toujours réussie.

# Chapitre II

ARTICULATION DE LA HANCHE

&

PROTHÈSES TOTALES DE HANCHE (PTH)

## CHAPITRE II

### ARTICULATION DE LA HANCHE & PROTHÈSES TOTALES DE HANCHE (PTH)

#### II.1 L'ARTICULATION DE LA HANCHE

##### II.1.1 Anatomie

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 et 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. La capsule articulaire 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 : 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 du cotyle. Il est couvert par la membrane synoviale. Sa résistance varie énormément



## CHAP II :ARTICULATION DE LA HANCHE & PROTHÈSE TOTALE DE HANCHE (PTH)

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'acétabulum qui forme un cercle complet entourant la tête fémorale en la stabilisant.

-Le ligament transverse (ligamentum transversum acetabuli). Constitué de fibres très résistantes, il permet le passage de vaisseaux dans l'articulation.

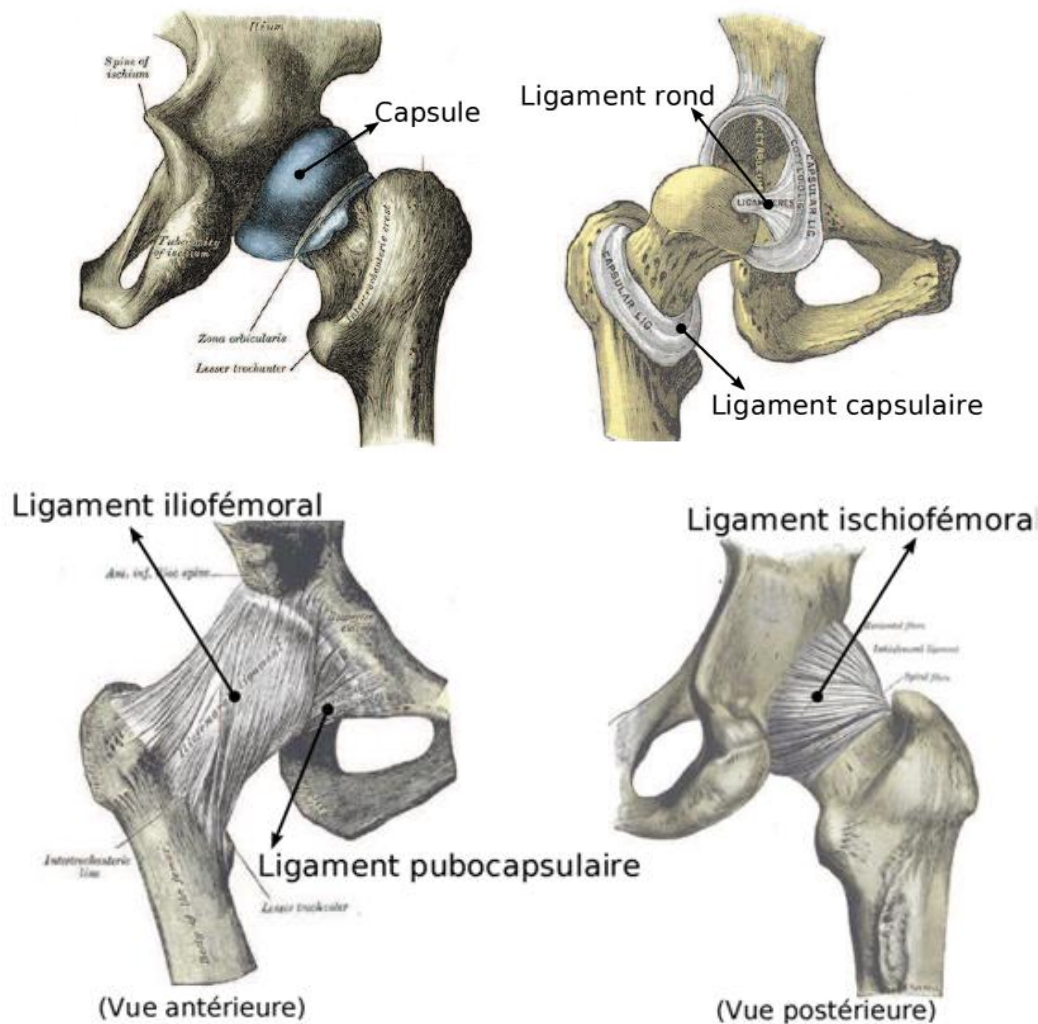


Figure II.1 Ligaments de l'articulation de la hanche saine (Gray, 1918).[94]



## II.1.2 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 1.2).

– 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)

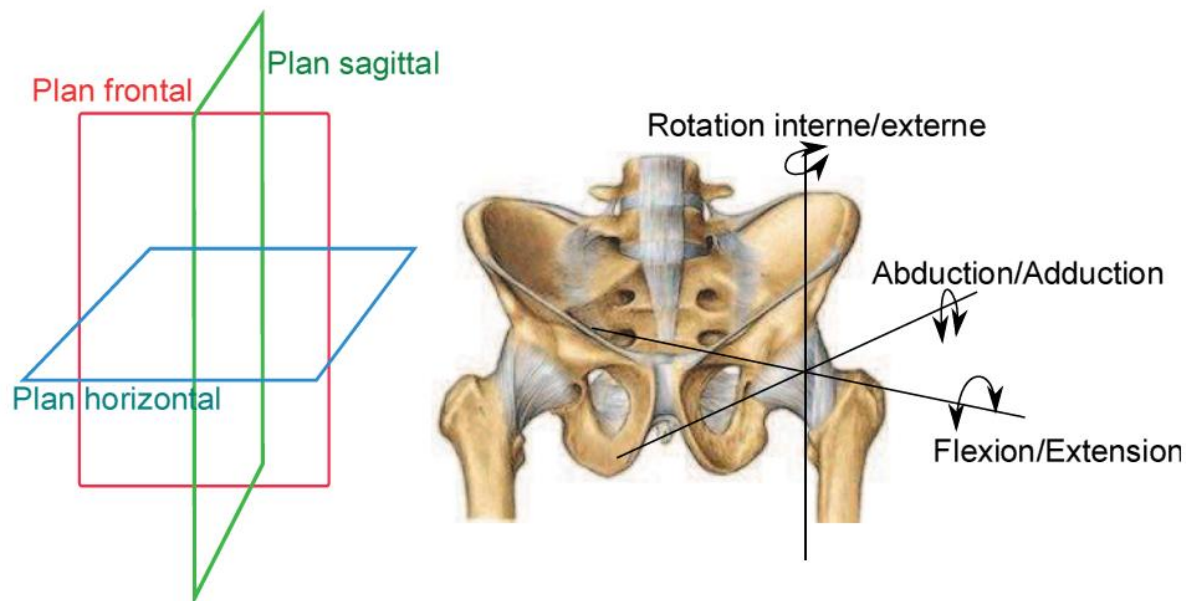


Figure II.2 Plans anatomiques et degrés de liberté de l'articulation de la hanche (Sanchez, 2011).[95]

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 (Blewis et al., 2007).[96]

### II.1.3 Biomécanique

La détermination des forces internes présentes lors du mouvement humain est essentielle pour la compréhension de la fonction mécanique du corps afin d'évaluer les chargements et les risques auxquels est soumis le corps humain. Ainsi, le développement de

méthodes non invasives déterminant les forces des muscles et le chargement des os est fondamental pour la biomécanique.

Les contraintes de la hanche sont telles que dans une situation bipodale, la moitié du poids du corps est répartie sur chaque hanche. Alors qu'en position unipodale, le concept de la "balance de Pauwels" montre que l'articulation de la hanche supporte environ 3 fois le poids du corps (Figure 1.4). Dans des conditions normales, le cartilage amortit et répartit la transmission des forces dans l'articulation.

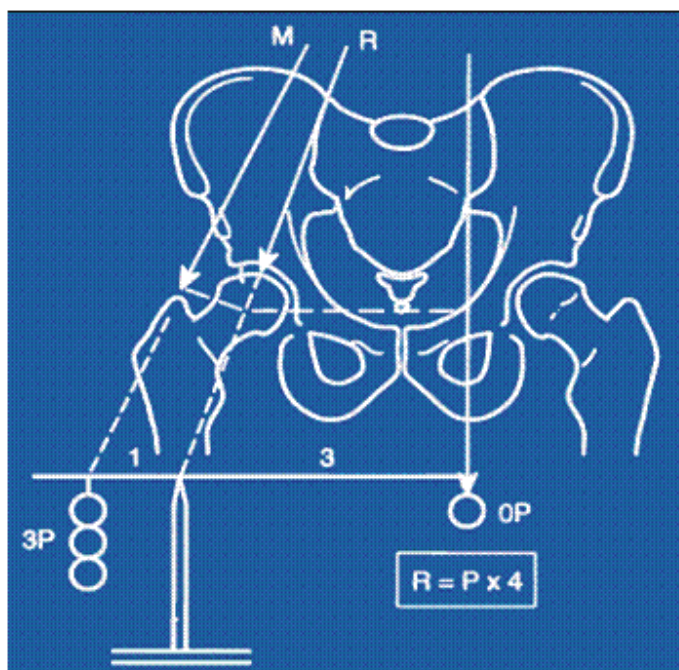


Figure II.4 Balance de Pauwels, avec P le poids du corps, M la force de résistance des fessiers et R la résultante des forces qui s'appliquent sur l'articulation (Puget, Mansat, 2004).[97]

Plusieurs études ont été menées afin de déterminer les forces au niveau de l'articulation de la hanche pendant le cycle de marche. Un modèle analytique prenant en compte la contribution aux mouvements de l'articulation des différents muscles a montré que la phase d'appui comporte deux maximums : le premier maximum de force a lieu au bout de 20 % de

la phase d'appui (contact talon-sol) et le second au bout de 80 % (moment où la pointe du pied quitte le sol) (Figure 1.5).

Pendant la course, à la différence de la marche, il n'y a qu'un seul pic au bout de 40 % de la phase d'appui (Glitsch, Baumann, 1997)[98]. Le pic de force dépend évidemment de la vitesse.

D'après une étude de Bergmann et al. (1993)[99], pour une vitesse de 1 km/h, le pic de force est d'environ 280 %P (P, le poids du corps) alors que pour une vitesse de 5 km/h, le pic de force peut atteindre 480 %P. De cette manière, pour une personne de 75 kg, la force au niveau de l'articulation de la hanche peut atteindre 3,6 kN. La montée d'escaliers entraîne des forces plus importantes, de l'ordre de 300 à 600 %P (Costigan et al., 2002)[100].

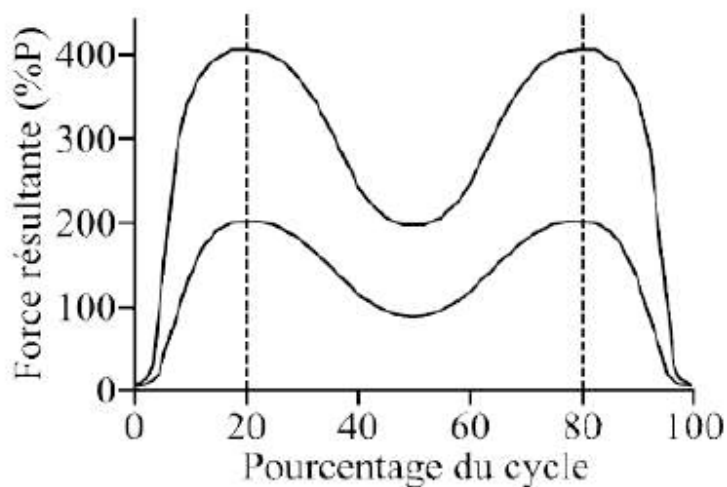


Figure II.5 Intervalle de forces atteintes lors la phase d'appui du cycle de marche (Glitsch, Baumann, 1997).[98]

En général, le pic de force serait 23% plus élevé pendant la montée d'escaliers que pendant la marche (Bergmann et al., 2001)[99].

Les études réalisées afin de déterminer les forces auxquelles est soumise l'articulation de la hanche sont nombreuses. Le tableau 1.1 présente quelques résultats.

### **II.1.4 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) [101] :

- 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.

## **II.2 PROTHÈSES TOTALES DE HANCHE (PTH)**

### **II.2.1 Historique et problèmes d'usure**

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 II.6 Articulation de la hanche a) saine et b) avec PTH (Cattan, 2008).[102]

Les chirurgiens orthopédistes sont confrontés à deux types d'atteinte de la hanche : l'arthrose et la fracture du col du fémur. Afin de répondre à ce besoin de remplacer la hanche, de grands progrès ont été faits depuis la fin du XIXe siècle. La première prothèse connue a été conçue en 1891 par Glück , qui a remplacé la tête du fémur par une tête en ivoire (Gomez, Morcuende, 2005) . Plus tard, en 1919, le français Pierre Delbet a utilisé une prothèse fémorale en caoutchouc. En 1927, l'anglais Ernest W. Hey-Groves remplace la tête dans sa totalité par une sphère en ivoire de même calibre. Sa fixation est assurée par un manche qui traverse la diaphyse fémorale. La prothèse prend à la fois la place de la tête fémorale et de la surface articulaire qu'elle porte. Cette intervention reste un cas isolé bien que le résultat soit satisfaisant quatre ans après l'intervention. En 1936, le Dr. Venable conclut à la supériorité de l'alliage cobalt-chrome-molybdène pour les applications orthopédiques, il l'appelle Vitallium . En 1939, Harold Bohlman reprend les travaux de Venable et met au point la première prothèse fémorale en métal (Vitallium). Celle-ci remplace la tête du fémur et le cartilage qui la recouvre. Austin Moore et Bohlman conçoivent en 1940 une méga prothèse métallique peu posée. Ils proposent que la tête métallique soit portée par une tige implantée dans le canal médullaire du fémur. Depuis cette date, la quasi-totalité des implants fémoraux reprendront ce concept de tige intra médullaire.

Les frères français Judet ont conçu en 1946, la première prothèse posée en nombre. À partir de 1946 les deux chirurgiens remplacent la tête retirée par une sphère de même calibre en polyméthacrylate de méthyle. Dans tous les cas, les résultats immédiats sont bons puis décevants dès le moyen terme. Ces échecs sont dus à une intolérance aux débris d'usure de l'acrylique qui sera définitivement abandonné en 1949 (Tipper et al., 2001)[103].

Au début des années 60, le professeur anglais Sir John Charnley considère que la meilleure prothèse est une tête métallique contre une cupule en polymère. Peter Ring et Graham McKee considèrent qu'il serait mieux d'utiliser une prothèse métal-métal. Sir Charnley observe que la combinaison métal-polymère est susceptible de s'user. Il conclut finalement que l'usure dépend du type de polymère et du design.

Le taux d'usure du couple métal-métal est inférieur compte tenu de la plus grande dureté des surfaces. Néanmoins, les conséquences de la production de particules de métal ne sont pas négligeables. Le relargage d'ions métalliques entraînerait une perte osseuse massive et des réactions dans les tissus. Ce couple a été ensuite considéré comme très dangereux.

Progressivement, les couples métal-polymère ont été préférés, notamment ceux avec UHMWPE (Ultra High Molecular Weight Polyethylene). Néanmoins, l'ostéolyse a continué à être toujours un problème. Des progrès dans l'élaboration des alliages de cobalt ont permis de réintroduire ces matériaux en orthopédie, notamment l'alliage CoCrNi, même si cet alliage pourrait induire des réactions pro-inflammatoires (Williams, 2009a)[104].

Les céramiques résistantes sont introduites en 1965, quand est breveté le premier matériau d'alumine pour la hanche. Le taux d'usure céramique-céramique est plus faible et la biocompatibilité du biomatériau excellente. C'est P. Boutin, de Pau, qui ouvre la voie en 1970 avec une PTH dont le cotyle est en céramique et la pièce fémorale en deux parties : une tête en céramique fixée sur un corps en acier (Boutin, 1972). Comme pour les couples précédents, métal-métal ou métal-polymère, la fixation des deux composants est un souci constant car le cotyle céramique accepte mal le ciment et la fixation de la tête sur la tige métallique, par collage ou vissage, est incertaine. En 1971, le cotyle devient non cimenté.



A partir de 1975, les têtes fémorales en céramique sont couramment utilisées contre des cupules en polyéthylène. L'emploi de biocéramiques permet de réduire les taux d'usure des PTH. Ainsi, le polyéthylène à haute densité ou UHMWPE frottant contre une tête en céramique présente un taux d'usure 50% inférieur à celui de l'UHMWPE contre une tête métallique (Tipper et al., 2001) [103]. Le succès des céramiques est confirmé par plus de 3,5 millions d'implants en alumine et plus de 600000 têtes fémorales de zircone au niveau mondial depuis 1990 (Chevalier, Gremillard, 2009)[105].

De nouveaux matériaux sont étudiés afin d'avoir des matériaux avec des propriétés mécaniques et tribologiques supérieures. La Figure 1.7 résume l'évolution des matériaux utilisés depuis la première prothèse en caoutchouc jusqu'aux céramiques.

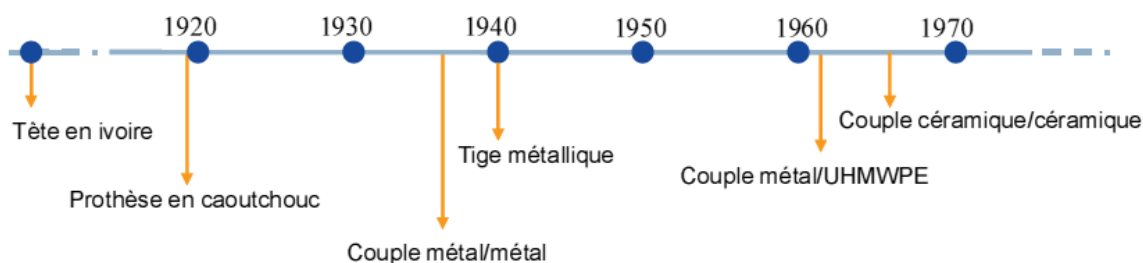


Figure II.7 Historique des matériaux utilisés pour les PTH.

Actuellement, les couples de frottement des PTH (Figure 1.8) sont de deux types : dur/mou ou dur/dur. Les dur/mou comprennent les métal/UHMWPE, alumine/UHMWPE et alumine-zircone/UHMWPE. Dans les couples dur/dur on retrouve métal/métal, alumine/alumine et alumine-zircone/alumine. Très récemment, le couple céramique-métal a été approuvé par la FDA (Uzdienski, 2009) [106]. Ce couple de frottement a montré une plus grande résistance à l'usure que le couple métal/métal avec un taux d'usure de 0,01 mm<sup>3</sup> /million de cycles contre 1 mm<sup>3</sup> /million de cycles pour le couple métal/métal (Firkins et al., 2001) [107], ce qui représente une usure 100 fois plus petite. Les avantages et inconvénients de chaque couple sont résumés dans le Tableau 1.2.





Figure II.8 Types de matériaux utilisés actuellement pour les PTH (Stryker, 2011)[108].

La durée de vie des PTH dépend fortement des matériaux utilisés et de leur comportement à la fatigue et à l'usure ainsi que de leur biocompatibilité. Les différents couples utilisés peuvent produire des taux d'usure variables en fonction des matériaux frottants (Figure 1.9) : le couple alumine/PE s'use beaucoup plus qu'alumine/UHMWPE et que le couple métal/métal et celui-ci s'use plus qu'un couple alumine/alumine (Essner et al., 2005) [109]. L'usure des matériaux frottants produit des débris qui en contact avec les tissus peuvent déclencher une réaction inflammatoire (voir 2.2.1). A part la production de débris, l'échec des PTH dépend d'autres facteurs. La différence de propriétés mécaniques (notamment le module d'Young) entre la tige et le ciment induit un phénomène de stress shielding. L'implant métallique supporte le chargement que devrait supporter l'os et peut donc entraîner une diminution de densité, voire une résorption osseuse (Beguec, Goldschild, 2003) [110]. Il est possible aussi que la tige fémorale se sépare du ciment entraînant ensuite un phénomène de fretting corrosion. Ceci consiste en un frottement sous petits déplacements en synergie avec de la corrosion métallique et la réaction inflammatoire qui s'en suit (Geringer, 2005)[111] .

Couple	Avantage	Désavantage
métal/UHMWPE	Utilisé depuis longtemps Prix	Usure du polyéthylène
alumine/UHMWPE	Bonne résistance à l'usure	Usure du polyéthylène
alumine-zircone/UHMWPE	Très bonne résistance à l'usure	Vieillessement de la zircone
métal/métal	Bonne résistance à l'usure et à la fracture	Métallose
alumine/alumine	Bonne résistance à l'usure Bonne biocompatibilité	Risque de fracture Prix
alumine-zircone/alumine	Bonne résistance à l'usure Bonne biocompatibilité	Prix Vieillessement de la zircone

Tableau II.2 Caractéristiques des différents couples utilisés pour les PTH.



### II.2.2 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.

#### II.2.2.1 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) [101]. 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) [112]. 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) [113]. 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  $\mu\text{m}$  et 10 nm. La taille des particules de UHMWPE retrouvées dans les tissus péri-prothétiques est le plus souvent inférieure au micromètre (0,5  $\mu\text{m}$  en moyenne) (Jacobs et al., 1994) [114].

De nombreux débris d'alumine de taille moyenne 5  $\mu\text{m}$  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) [101]. 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.

### II.2.2.2 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) [115].

### II.2.2.3 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) [116].
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) [116].

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) [116].

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) [117].

### II.2.3 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)[118].

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.[99] 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 1.10, Bergmann et al., 2001 [99]).

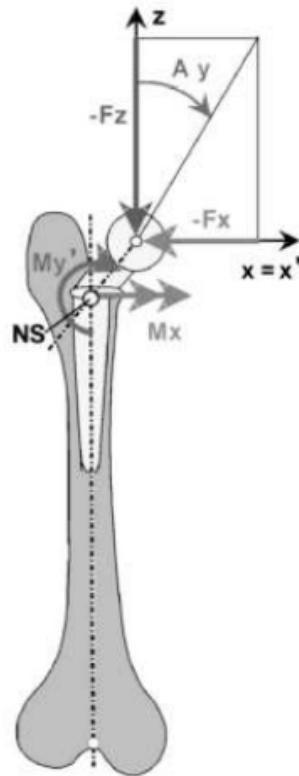


Figure II.10 Système utilisé par Bergmann et al. [99] pour le calcul de forces au niveau de la hanche avec une prothèse instrumentée.

Les valeurs des forces mesurées par l'intermédiaire de PTH instrumentées ont permis de démontrer la présence du double maximum de force pendant le cycle de marche (Bergmann et al.[99], 2001; Heller et al.[119], 2001). Les forces en fonction de l'activité sont : marche lente (3,5km/h) 242 %P, marche normale (3,9km/h) 238 %P, marche rapide (5,3km/h) 250 %P, montée d'escaliers 251 %P, descente d'escaliers 260 %P, se mettre debout 190 %P et s'asseoir 156 %P. En moyenne, ils ont trouvé que les forces pendant la montée d'escaliers était 23% plus importantes que la marche normale. Les variations du chargement de l'articulation lors de la montée d'escaliers sont beaucoup plus importantes que celles pendant

la marche. Ainsi, le premier maximum est plus important lors de la montée tandis que le second est plus important lors de la descente (Bergmann et al.[99], 2001).

Une modélisation mathématique effectuée par Mavcic et al. [120](2002) a montré que les contraintes dans une PTH sont principalement localisées sur le bord antérieur et du côté latéral de la cupule. En effet, en appui statique unipodal, les forces de l'ordre de 310 %P sont plus importantes dans une hanche avec prothèse que pour une hanche saine où elles sont de l'ordre de 270 %P.

Les travaux de Stansfield et al. [121], 2003 suggèrent que les forces de contact mesurées in vivo avec des prothèses instrumentées peuvent varier d'une personne à l'autre en fonction de caractéristiques anatomiques. Un modèle 3D de la jambe avec près de 48 muscles, ligaments et tendons a été développé. Les forces de contact au niveau de la hanche ont été calculées par le modèle et comparées aux forces mesurées sur deux personnes avec des prothèses instrumentées.

Les forces ont été calculées avec un modèle 3D de la jambe. Les forces ont été mesurées pour la marche normale (0,97–2,01 m/s), le transfert de poids d'une jambe à l'autre et s'asseoir et se lever. La comparaison des forces mesurées et estimées a montré de bons résultats. Les écarts entre le modèle et la force réelle étaient de 13,4% et de 18,1% pour les deux patients. Cette étude confirme les valeurs trouvées par [99].

Une autre étude (Heller et al.[117], 2005) propose un autre modèle qui prend en compte l'interaction des muscles et les forces dans l'articulation. Les muscles contribuent grandement au chargement supporté par la hanche mais il est difficile d'accéder aux forces des muscles pendant leur fonctionnement in vivo. Néanmoins il est possible de faire une modélisation avec une précision de 12 ou 14%. Dans cette étude, les muscles de la hanche sont regroupés par fonction (Figure 1.11). Ainsi, il est possible d'avoir un seul muscle "abducteur" et un seul muscle "adducteur". Ce groupement des muscles de la hanche a permis de faire un modèle plus simple du chargement de l'articulation (Heller et al.,[117] 2005). La Figure 1.12 montre la courbe qui décrit les forces de contact développées au cours



du temps et in vivo au niveau de la hanche pour des patients avec une PTH pendant le cycle de marche et de montée d'escaliers. Les pics de force pendant la marche et la montée d'escaliers sont respectivement de 238 %P et 251 %P.



Figure II.11 a) Modèle complet et b) modèle simplifié des muscles de l'articulation de la hanche (Heller et al.[117], 2005)

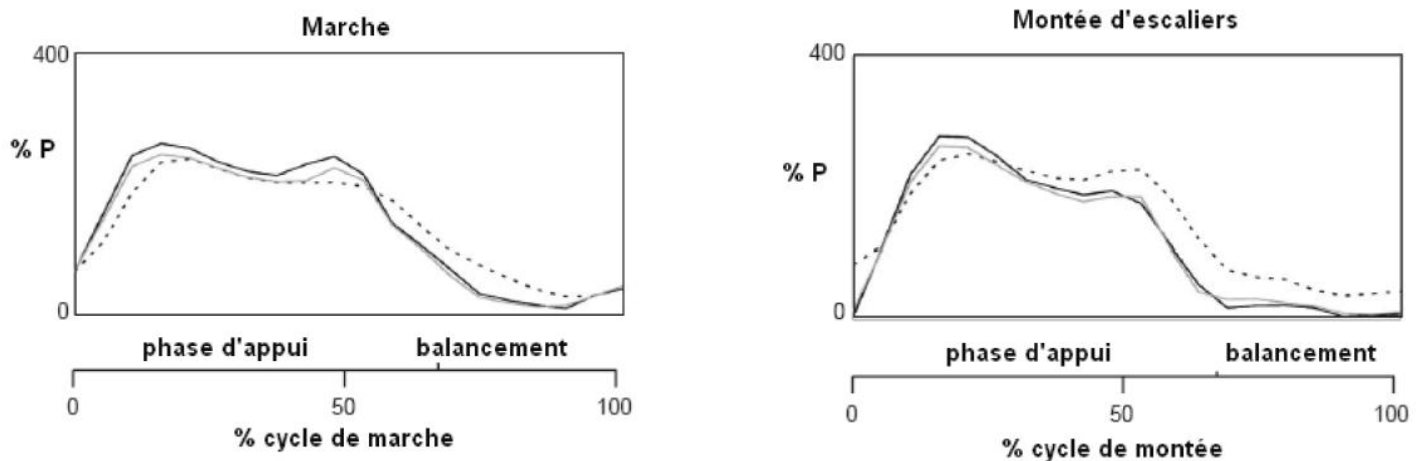


Figure 1.12 Comparaison des forces de contact pour un modèle complet (ligne continue grise), un modèle simplifié (ligne continue noire) et la moyenne mesurée in vivo (ligne pointillée) pendant a) la marche et b) la montée d'escaliers (Heller et al.[117], 2005)

Le frottement *in vivo* dépend fortement des conditions de lubrification du liquide synovial de chaque personne. Les tests dans les laboratoires ne seraient pas toujours faits dans les cas les plus défavorables qui pourraient se présenter pour quelques patients. Ceci relève l'importance de mesurer les moments et forces *in vivo*. Dans ce but, Damm et al.[122] ont développé une prothèse instrumentée (Figure 1.13) qui permet de mesurer les forces avec une précision de 1,9% (Damm et al.[122], 2010).

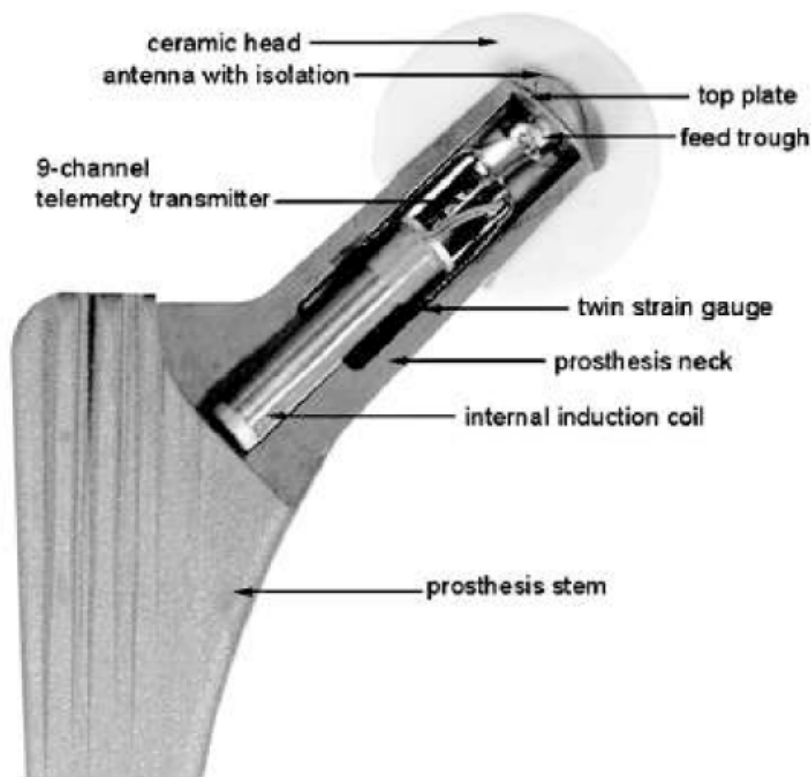


Figure II.13 Prothèse instrumentée pour mesurer forces et moments dans une PTH  
(Damm et al.[122], 2010)

Finale­ment, les travaux de Komistek et al.[123], 2000 en utilisant la vidéo­fluoroscopie ont montré pour la première fois une séparation entre la tête et la cupule *in vivo*. Ce phénomène est appelé "décoaptation" (Komistek et al.,[123] 2000). Ceci s'explique par le fait que pendant l'arthroplastie, le ligament rond (Figure 1.1) qui maintient la tête fémorale contre le bassin ou l'acetabulum, est découpé. La tête n'est plus maintenue en contact avec la cupule. Par conséquent au début de la phase d'appui, un choc peut se produire entre la tête

et la cupule, avec une force pouvant atteindre jusqu'à six fois le poids du corps. La résistance aux chocs est donc un paramètre important à prendre en compte lors du choix des matériaux.

### II.3 BIOCERAMIQUES UTILISEES POUR LES PTH

Les matériaux biocompatibles peuvent être bioinertes ou bioactifs. Les matériaux bioinertes ne libèrent pas de substances toxiques, ils n'endommagent pas les tissus environnants, mais ils ne participent pas non plus aux processus se situant aux interfaces. Les matériaux bioactifs libèrent des substances à des doses non toxiques qui peuvent entraîner une légère réaction immunitaire (Schmidt, Künzi,[124] 1999).

Il existe différents paramètres qui peuvent induire une allergie ou réaction inflammatoire : Composition du matériau, morphologie, cristallographie, constantes élastiques, macro, micro et nanoporosité, composition chimique de la surface, propriétés électriques de la surface, libération d'ions, taille des débris produits (Williams[104], 2009b).

Les conditions pour utiliser un biomatériau dans une PTH sont devenues plus claires après 40 ans d'utilisation. L'objectif a toujours été d'améliorer les propriétés mécaniques (fatigue, résistance à la fracture, dureté, résistance à l'usure) et d'augmenter la durée de vie des dispositifs médicaux. L'utilisation d'alliages, tels que les alliages de titane ou de Co-Cr, permet d'améliorer les propriétés mécaniques. La caractéristique la plus importante pour la réponse du corps face aux implants est la libération d'ions. Certains éléments métalliques, précisément le nickel, peuvent stimuler le système immunologique (Haudrechy et al.[125], 1994).

Concernant les polymères, il existe un équilibre délicat entre leurs propriétés mécaniques et leur résistance à la dégradation. Quand les polymères s'usent, ils produisent des débris. La réponse des cellules inflammatoires, notamment les macrophages et les cellules géantes, conduit à un accroissement de résorption osseuse par les ostéoclastes. Cette résorption provoque finalement un descellement aseptique de la prothèse, qui dépend de la quantité, de la taille et de la forme des débris d'usure. Les céramiques, à la différence des

polymères, ont une très bonne résistance à l'usure, ce qui fait que l'ostéolyse est inférieure à celle produite par les polymères.

Actuellement les PTH ont une durée de vie moyenne de 15 à 20 ans. Néanmoins le vieillissement de la population et la pose de prothèses chez des patients de plus en plus jeunes exigent que la durée de vie des prothèses dépasse la trentaine d'années. L'utilisation de céramiques est devenue une très bonne option pour remplacer les prothèses de métal et polymère. Les céramiques ont une biocompatibilité excellente et en plus leur dureté permet d'avoir des volumes d'usure plus petits. Le taux de fracture des têtes d'alumine contre des cupules en polymère a été de 0,01% pendant les années 90. Néanmoins il faut améliorer leur fiabilité (Aza et al.[126], 2002). Deux variétés de céramiques sont utilisées tant pour la tête du fémur que pour l'insert du cotyle, alumine et zircone, ainsi que les composites alumine-zircone (ISO 17853 :2003).

### II.3.1 Alumine

La première pièce en alumine utilisée pour les PTH a été introduite en 1965 (Chevalier[105], Gremillard, 2009). Les couples alumine-alumine ont été utilisés en France pour la première fois en 1970 (Boutin[127], 1972). L'alumine est bioinerte et a une très bonne biocompatibilité. De plus, elle est stable chimiquement et résistante à l'usure car elle a une dureté élevée. L'alumine présente un module d'Young de l'ordre de 400 GPa. La taille moyenne des grains de l'alumine doit être inférieure à 2,5  $\mu\text{m}$  selon la Norme ISO 6474-1 : 2010.

On peut distinguer trois générations d'alumine : les céramiques d'alumine de première génération (1974-1988) avaient une basse densité, une porosité élevée et une grande taille de grain. Les céramiques de deuxième génération (1988-1994) et celles de troisième génération (depuis 1997) ont une dureté et une résistance à la flexion plus élevées, ainsi qu'une taille de grain plus petite (Murali et al.[128], 2008). L'alumine pressée isostatiquement à chaud (HIPed hot isostatically pressed) a été introduite en 1975. Cette alumine a une taille

de grain inférieure, une basse porosité et une densité plus élevée que l'alumine non HIPed. Le pressage isostatique à chaud est un processus qui combine pression et température : il permet d'améliorer sensiblement les propriétés mécaniques de l'alumine (Tipper et al.[103], 2001; Manley[129], Sutton, 2008).

Les alumines présentent cependant des propriétés mécaniques limitées, en particulier en ce qui concerne la résistance à la propagation des fissures, ou ténacité. Elles sont ainsi très sensibles aux concentrations de contraintes et à la présence de micro-défauts résiduels (Cales, 1997)[115]. Le couple tête d'alumine - cupule en polymère produit moins de débris d'usure que les couples métal-polyéthylène. Des études in vitro ont montré que le volume d'usure des couples alumine-alumine peut être 2000 fois inférieur à celui de couples métal-polyéthylène (Murali et al.[128], 2008).

### II.3.2 Zircon

La zircon est un oxyde de zirconium,  $ZrO_2$ . Elle présente un module d'Young de l'ordre de 200 GPa. La taille moyenne des grains de zircon doit être inférieure à 0,6  $\mu m$  selon la norme ISO 13356 : 2008. Elle existe sous trois formes cristallines (Figure 1.14) : de la température ambiante jusqu'à 1170°C, sa structure est organisée sous forme de mailles monocliniques. De 1170°C à 2370 sa structure se transforme en phase quadratique et présente sous cette forme toutes les propriétés mécaniques recherchées de la zircon. Au dessus de 2370°C la structure passe en phase cubique. La phase quadratique en français est équivalente au terme tetragonal, de l'anglais 'tetragonal' (Mecartney, Rühle,[130] 1989). Dans notre étude, nous garderons la notation tétragonal ou simplement 't'. La Figure 1.15 montre la forme tridimensionnelle des phases t et m.

#### II.4.CONCLUSION

La résistance à l'usure étant un des principaux inconvénients des premiers matériaux utilisés, a fait l'objet de plusieurs travaux de recherche grâce auxquels de grands progrès ont été faits depuis les années 60.

Le choix de matériaux pour la tête et la cupule est large : métal/polyéthylène implanté depuis plusieurs années, métal/métal, céramique/céramique et céramique/polyéthylène et récemment céramique/métal. Le couple alumine/alumine a l'avantage d'être très résistant à l'usure et d'avoir une excellente biocompatibilité. Cependant ce matériau peut être fragile et casser. Quelques fractures reportées dans la littérature confirment ce problème.

La science des matériaux et les procédés de fabrication ont permis de développer de nouveaux matériaux composites possédant une matrice d'alumine avec quelques grains de zirconium qui renforcent la structure. Ce matériau présente les avantages de l'alumine seule ainsi que le phénomène de transformation de phase de la zirconium. Le succès de la prothèse dépend principalement de la résistance des matériaux mais aussi des conditions du patient (âge, activité, état des muscles et tissus environnants) et de la technique chirurgicale.

Les études en biomécanique ont montré que la force d'impact au niveau de la hanche peut atteindre plus de 3 fois le poids du corps dans des conditions d'utilisation normales. Cependant, les PTH sont soumises à des chocs avec des forces plus importantes de l'ordre de 6 fois le poids du corps suite à une légère séparation entre la tête et la cupule. Cette séparation appelée décoaptation joue un rôle très important dans la dégradation des implants : apparition des bandes d'usure, instabilité et perte de la prothèse. Le but de ce travail est donc de comprendre les mécanismes de dégradation des céramiques en chocs testées dans un dispositif conçu uniquement pour l'étude de ce phénomène : la machine de chocs.

# Chapitre III

ETUDE TRIDIMENSIONNELLE DE  
FISSURE EMANANT D'UNE CAVITE

### CHAPITRE III

#### ETUDE TRIDIMENTIONNELLE DE FISSURE EMANANT D'UNE CAVITE

##### III.1.INTRODUCTION

L'arthroplastie de hanche cimentée reste une technique très efficace, particulièrement si elle est bien conduite. Des taux de survie à long terme de plus de 95% après 10 ans sont courants. Il est par contre devenu plus évident au cours de la dernière décennie que la qualité de la technique de cimentation est plus déterminante pour le résultat que ne l'est le choix de l'implant. Ces techniques modernes de cimentation visent à améliorer la fixation mécanique entre l'os et le ciment d'une part et le ciment et la cupule de l'autre part de façon à créer une interface durable. Les ciments disponibles commercialement sont généralement de bonne qualité, mais il appartient au chirurgien et à son équipe chirurgicale de le manipuler efficacement de façon à en obtenir le résultat optimum pour son patient. En effet la phase de cimentation reste très critique du fait de l'apparition de défauts (porosités, inclusions (débris d'os) ext.) et par conséquent l'initialisation de micro- fissures au sein du ciment.

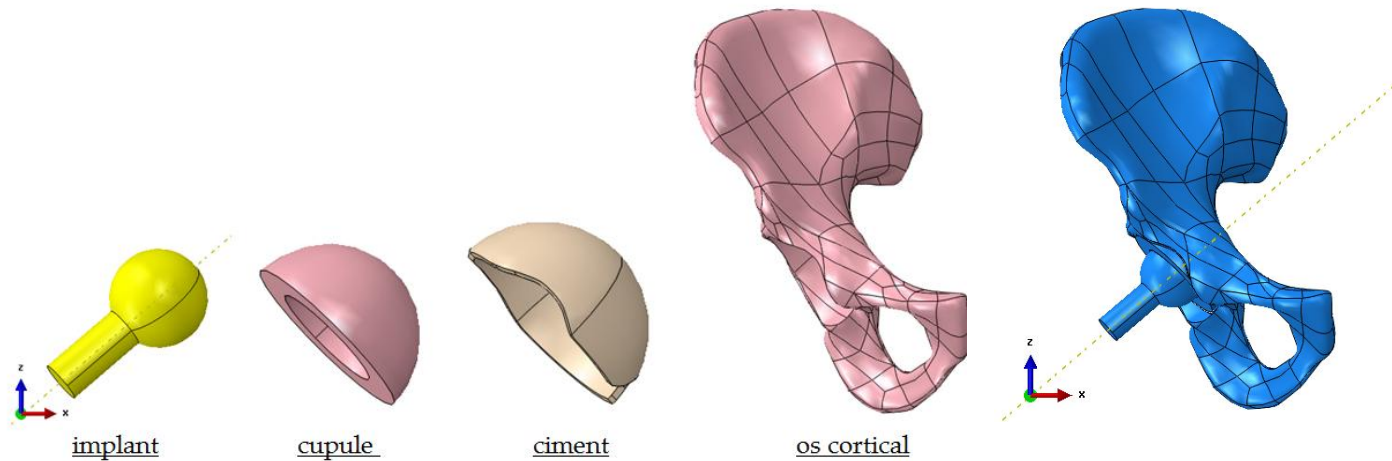
La mécanique linéaire de la rupture fondée sur le taux de restitution d'énergie et le facteur d'intensité de contraintes décrit avec précision le comportement de fissures dans un matériau fragile quelque soit la géométrie et le mode chargement.

Le but de cette étude est l'analyse par la méthode des éléments finis tridimensionnels du comportement d'une fissure semi elliptique émanant de microcavité pour un cycle de marche par le calcul du facteur d'intensité de contraintes pour les trois modes de rupture. Nous nous intéressons tous d'abord aux concentrations de contraintes en voisinage proche de la micro cavité. Ce défauts et déplacé suivant une direction radiale et tangentielle dans le ciment de fixation de la cupule. La fissure est initiée à partir de la position extrême qui engendre une forte concentration de contrainte au niveau de la micro cavité.



### III.2.MODELE GEOMETRIQUE

Le modèle géométrique tridimensionnelle est composé de quatre régions [5] : os cortical, le ciment, la cupule et enfin l'implant (figure III.1).



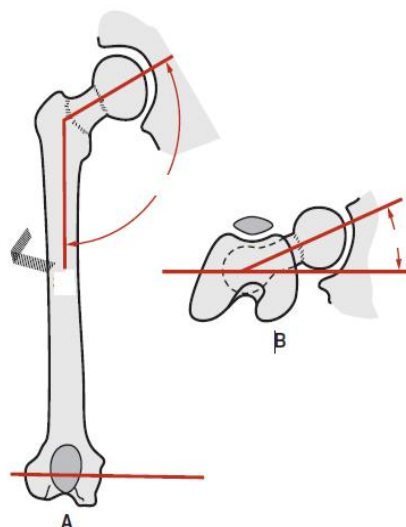
**Figure III.1** modèle géométrique et ses composants

Les composants de la PTH ont les dimensions suivantes:

- Implant** : dont le cole est un cylindre de diamètre  $d=14\text{mm}$  et de longueur  $l=28\text{ mm}$  [5] .
- Cupule** : de rayon intérieur  $r_{in}=17\text{mm}$  et un rayon extérieur  $r_{ex} 27\text{ mm}$  [5].
- Ciment** : de un rayon intérieur  $R_{in}=27\text{mm}$  et un rayon extérieur  $R_{ex} = 29\text{ mm}$  [5].

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

- Angle d'inclinaison égale à 130 degrés (figure 2A).
- Angle d'antéversion égale à 15 degrés (figure 2B).



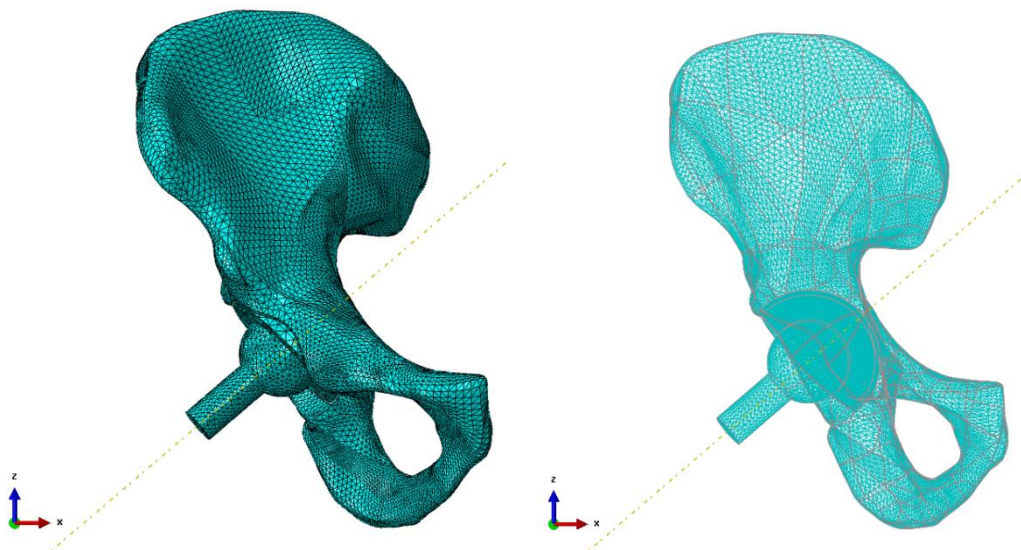
**Figure III.2.A** : angle d'inclinaison et **B** : angle d'antéversion

Le tableau III.1 représente les propriétés mécaniques des différents composants de notre acétabulum reconstruit. On néglige l'os spongieux qui présente des propriétés mécaniques relativement faibles (un module de Young allant de 2 à 60 MPa ) par rapport aux autres composants .

Matériau	Module de Young E (MPa)	Coefficient de Poisson $\nu$
Os cortical	17000	0.30
Cupule (UHMWPE)	690	0.30
Ciment (PMMA)	2000	0.30
implant	210000	0.30

**Tableau III.1:** les propriétés mécaniques des différents composants de la prothèse totale de hanche [5] .

L'acétabulum ainsi reconstruit a été modélisé en utilisant le code d'éléments finis ABAQUS (6.9) . Environ 75000 éléments de type linéaires ont été utilisés pour représenter notre modèle numérique (figure III.3) .



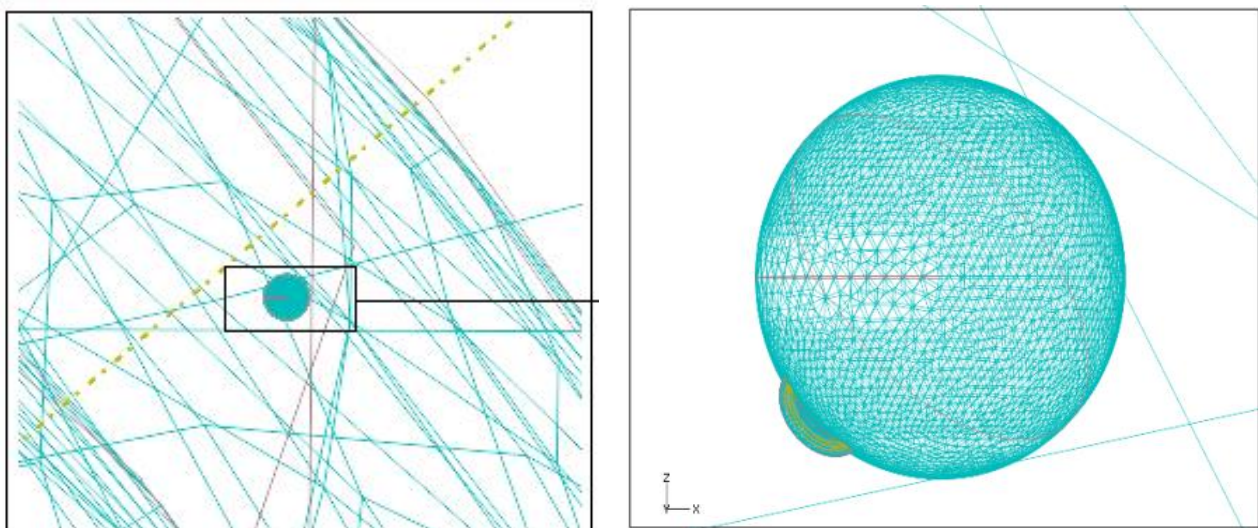
**Figure III.3 :** maillage adapté au modèle

Le tableau III.2 regroupe le nombre et les types d'éléments utilisés pour le maillage des différents constituants de l'acétabulum et de la prothèse totale de hanche.

Composant	Nombre d'élément	Type d'élément	Technique
Implant	16967	tétraédrique	libre
Cupule	8834	tétraédrique	libre
Ciment + cavité	13723	tétraédrique	libre
fissure	24707	Hexagonale + coin	Structurée et balayage
Os cortical	9954	triangulaire	libre

**Tableau III.2 :** Nombre et types d'éléments utilisés pour le maillage de l'acétabulum reconstruit

Un maillage spéciale raffiné est utilisé autour de la microcavité ainsi q`autour du front de la fissure dans le but d`augmenter la précision de calcul (figure III.4).

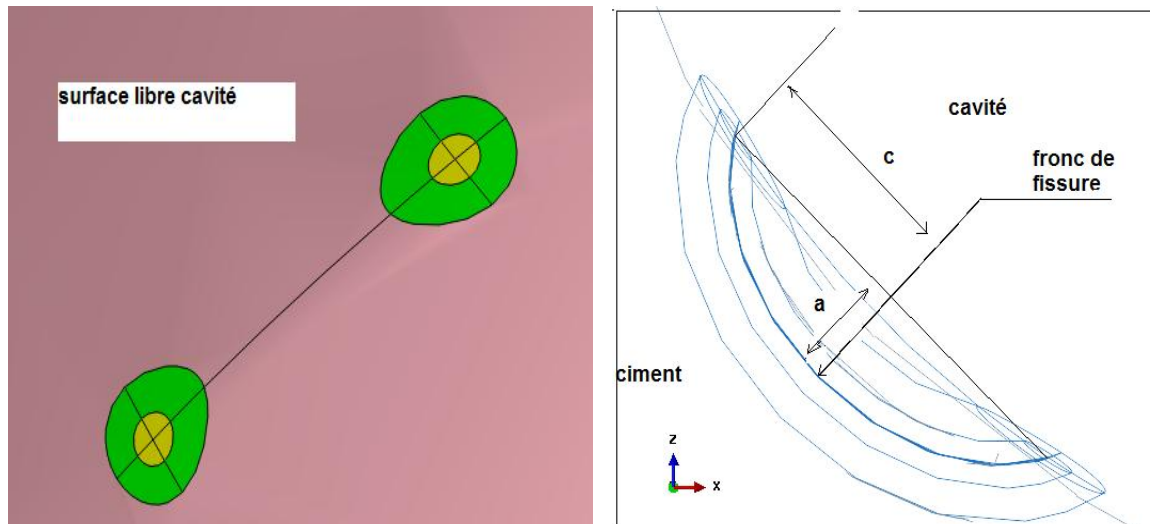


**Figure III.4:** Maillage raffiné autour de la cavité et la fissure

La fissure semi elliptique et ses contours sont créés grâce à une partition réalisée par deux cylindres (coques) coaxiales. La première partition (en jaune) est modélisée par des

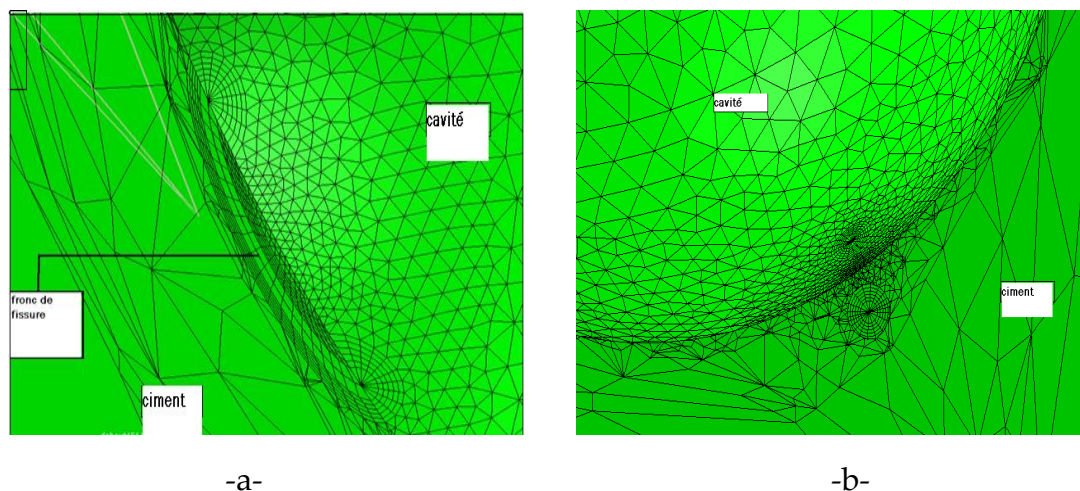
éléments coins avec la technique douce (sweet) et la deuxième (en vert) par des éléments hexagonales structurées (figure III.5.a).

La fissure semi elliptique est caractérisée par sa profondeur  $a = 10 \mu\text{m}$  et la demi-largeur  $c = 20 \mu\text{m}$ . Le diamètre de la cavité est  $d = 0.2 \text{ mm}$  (figure III.5.b).



**Figure III.5.a):** éléments choisis pour le maillage et b):dimensions de la fissure

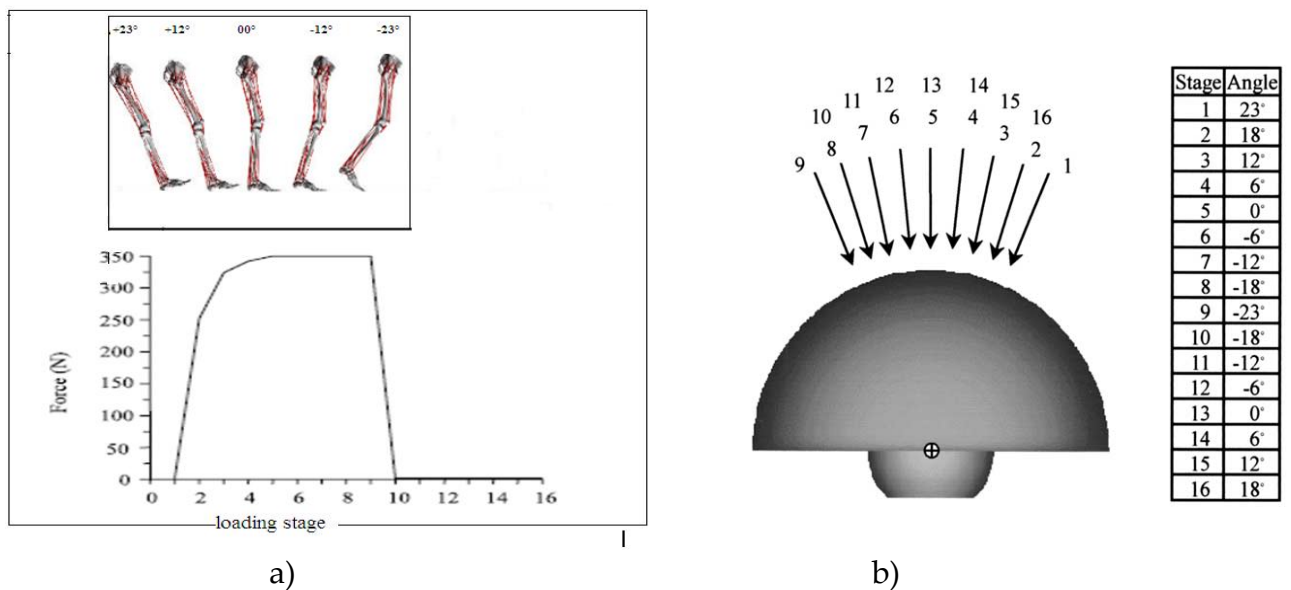
Une coupe dans le plan de la fissure (figure III.6.a) et une autre coupe dans un plan perpendiculaire au plan de la fissure (figure III.6.b) montre le maillage final de la microcavité et de la fissure émanant de cette dernière.



**Figure III.6 :** maillage au voisinage de la fissure. a) : coupe dans le plan de la fissure et b):coupe perpendiculaire au plan de la fissure.

### III.3. CHARGEMENT

Les conditions de charge pendant la marche normal dépendent de l'activité des articulations qui sont principalement l'extension et la flexion , SAIKKO et al. [131] ont mesuré la charge pour chaque cycle de marche et a trouver que la force maximum agissant sur la hanche est d'environ 3.5 KN alors que l'angle de rotation varie entre -23 et +23 degré [131-132]. Wu et al.[133] ont divisé le cycle de SAIKKO en 16 niveaux de chargement (figure III.7a) et la force agissant sur la hanche pour chaque étape est obtenue (figure III.b).



**Figure III.7 .a) :** directions des forces pour les 16 niveaux de chargement  
**b) :** forces agissant sur la hanche pendant un cycle de marche.[131]

La figure III.3.a, montre deux phases distinctes : la première qui comprend les neuf premières étapes où la charge est maximale et la deuxième phase qui comprend les sept autres niveaux où le chargement est nul (étapes où le pied est levé).

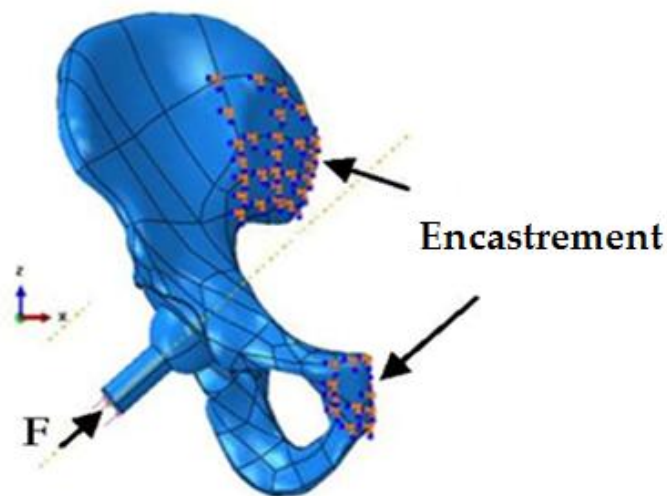
Avec notre modèle nous avons pu reproduire les neuf étapes de chargements en variant l'orientation de l'implant de sa position de référence [134].

Pour un cycle de la marche le pieds est en avant du corps pour les étapes ( 1,2,3 et 4) à angles positives(+23°,+18°,+12°,+6°) et en arrière du corps pour les étapes ( 6,7,8 et 9 ) à angles négatives (-6°,-12°,-18°,-23°). L'étape 5 est l'étape de référence où l'angle d'antéversion est d'environ 15° en arrière du plan frontal (figure III.7.b).

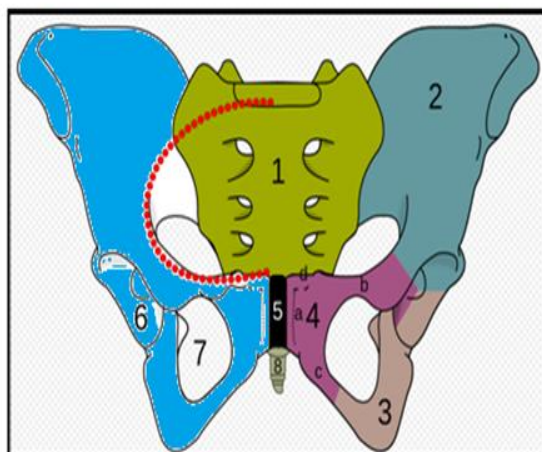


Pour la 9<sup>ème</sup> étape:

- une pression de 5 MPa correspondant au poids d'un homme de 70 kg est appliquée sur la face inférieure de l'implant (figure. III.8).
- deux encastrements imposés :
  - le premier au niveau de la jonction **sacrum-ilium**.
  - le deuxième au niveau de la jonction **pubis-symphyse pubienne** (figure III.8.b).



a)



- 1 - le sacrum
  - 2 - l'ilium ou ilion
  - 3 - l'ischium ou ischion
  - 4 - le pubis
  - 5 - la symphyse pubienne
  - 6 - l'acetabulum (anciennement "cavité cotyloïde")
  - 7 - le trou ischio-pubien
  - 8 - Le coccyx
- En points rouges: la ligne arquée et ses prolongements.

b)

Figure III.8 .a)Chargement et conditions aux limites et b): Os du bassin

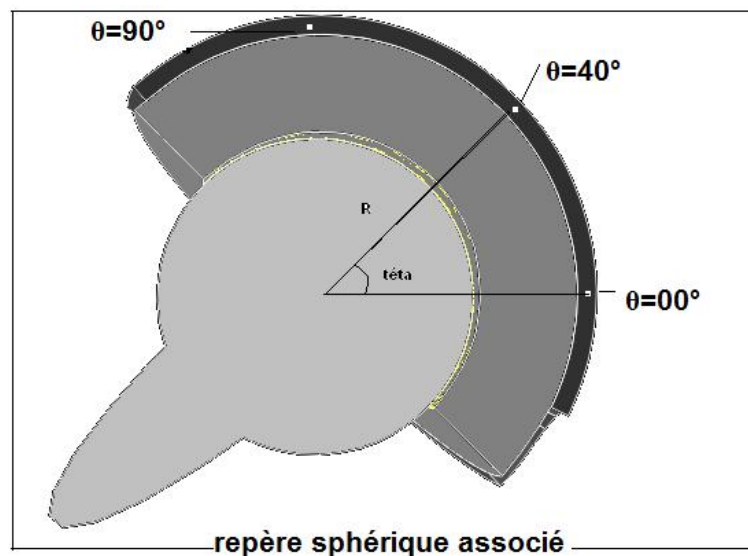
### III.4.RESULTATS ET ANALYSES

Pour trouver une position dans le ciment orthopédique où il y a risque d'amorçage et de propagation de fissure, il est nécessaire d'étudier l'intensité et la distribution des contraintes radiales et circonférentielles autour de la cavité sans fissure pour différentes position dans le ciment orthopédique.

#### III.4.1: Répartition des contraintes autour de la microcavité

Nous supposons l'existence d'une microcavité de 0.2 mm de diamètre dans le ciment. Cette microcavité est déplacée dans le ciment suivant l'angle  $\theta$  variant de 0 à 90°. Cette variation de position permet de localiser les zones de concentration de contraintes qui sont généralement les sources d'amorçage de fissures.

La microcavité est étudiée pour différentes positions dans le ciment par rapport à un repère sphérique  $(O,r,\theta,\phi)$  associé au modèle . Le centre de la tête de l'implant est choisit comme origine O du repère sphérique (figure III.9).



**Figure III.9 :** Différentes positions de la microcavité dans le ciment orthopédique

#### III.4.1.1-variation de l'angle $\theta$

Variation tout d'abord la position de la cavité dans le ciment orthopédique en fonction de l'angle  $\theta$  et gardant les deux autres coordonnées sphériques constantes .Le ciment à une épaisseur de 2 mm et les rayons associés à chaque point du ciment varient entre 27 et 29 mm. Nous avons choisis une position médium  $R= 28$  mm et  $\phi=0$  pour rester dans le plan frontal.

La figure III.10 montre les distributions des contraintes équivalentes pour différentes positions étudiées de la cavité.

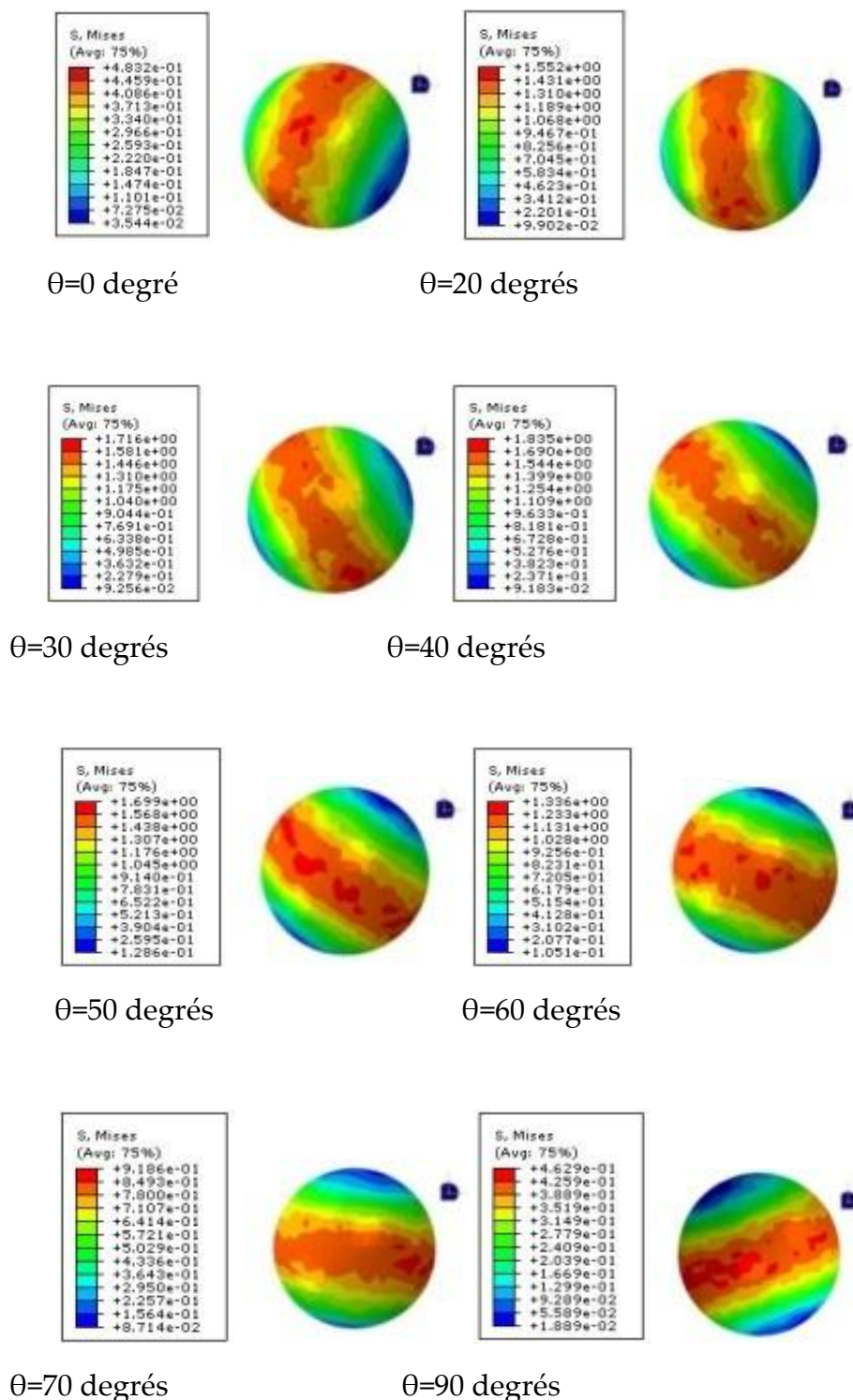
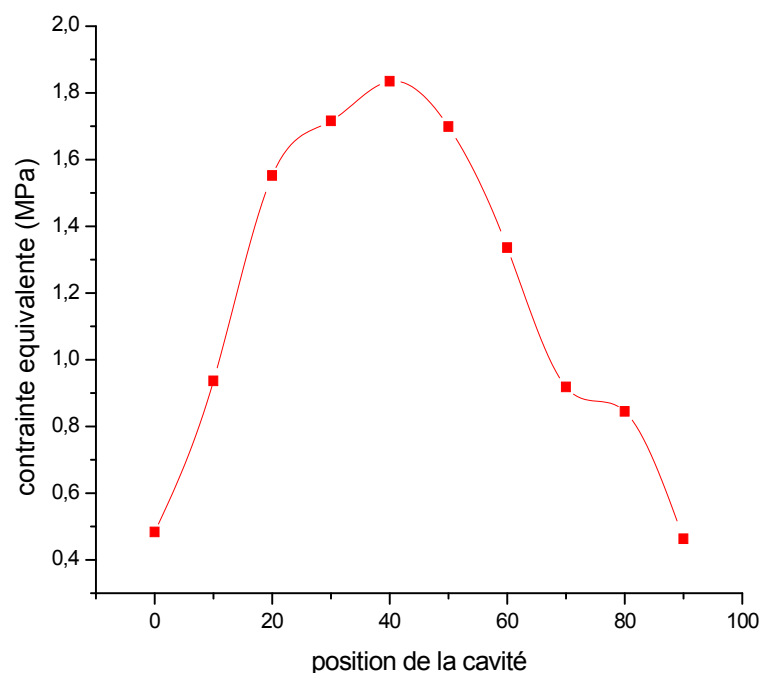


Figure III.10 : Distributions des contraintes équivalentes pour différentes positions de la microcavité



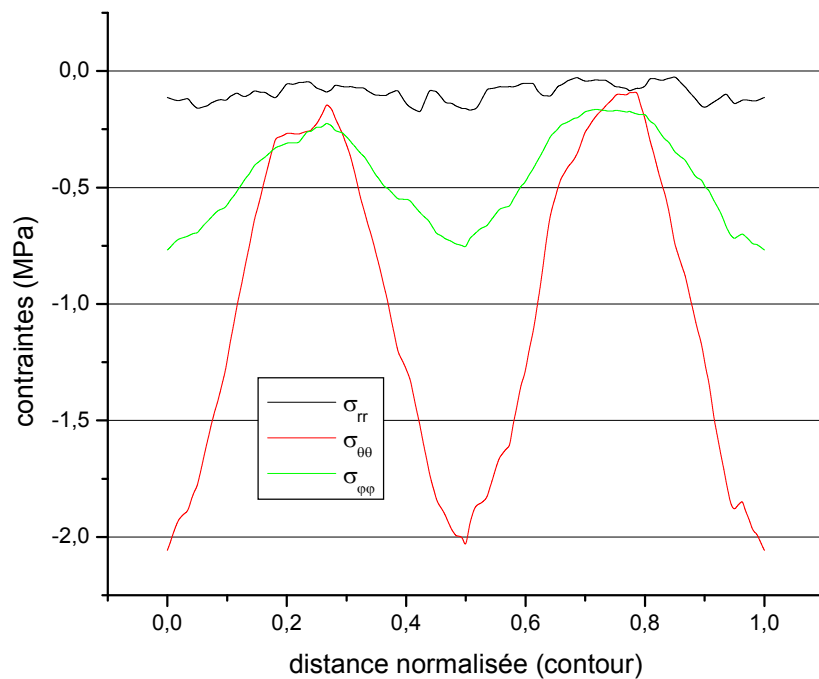
Les distributions des contraintes équivalentes de Von Mises ne sont pas homogènes autour de la microcavité, les fortes contraintes sont localisées autour du périmètre perpendiculaire à l'axe de chargement. Nous constatons qu'à la position 0, lieu de contraintes négligeables le ciment est totalement relaxé. Ces contraintes augmentent d'intensité avec la position  $\theta$  où elles atteignent leur valeurs maximales de 1.83 MPa à la position  $\theta = 40^\circ$ . Cette position de la microcavité coïncide avec l'axe de la tige fémorale où le chargement est appliqué. Par symétrie ces contraintes diminuent d'intensité où elles atteignent leurs valeurs minimales (0.46 MPa ) pour  $\theta = 90^\circ$ . Nous notons cependant, que ces contraintes extrêmement faibles ne constituent pas un risque immédiat d'endommagement du ciment. Mais à long terme, à la fatigue de ce ciment, ces contraintes peuvent conduire à sa rupture.



**Figure III.11:** Variation de la contrainte équivalente maximale pour différentes positions de la microcavité ( R=28mm et  $\phi=0$ )

Pour compléter cette analyse, nous représentons sur la figure III.12, la distribution des contraintes radiales  $\sigma_{rr}$  et angulaires  $\sigma_{\theta\theta}$  et  $\sigma_{\phi\phi}$  autour de la microcavité dans la position

R=28 mm,  $\theta=40^\circ$  et  $\phi=0$  pour un contour situé sur l'axe de chargement et passant par le centre de la microcavité.



**Figure III.12:** Distribution des contraintes radiales  $\sigma_{rr}$  et angulaires  $\sigma_{\theta\theta}$  et  $\sigma_{\phi\phi}$  autour de la microcavité R=28 mm ,  $\theta=40^\circ$  et  $\phi=0^\circ$

L'analyse de cette figure montre que quelle que soit la position de la microcavité , le ciment est complètement comprimé suivant les trois directions (radiale r et angulaires  $\theta$  et  $\phi$ ). La distribution des contraintes radiales  $\sigma_{rr}$  est presque uniforme autour de la microcavité contrairement à celles des contraintes angulaires  $\sigma_{\phi\phi}$  et  $\sigma_{\theta\theta}$  qui présentent deux pics de compression allant jusqu'à 0.75MPa dans la direction  $\phi$  et 2.2MPa dans la direction  $\theta$ . Ces contraintes obtenues sont très faibles pour constituer un risque immédiat d'endommagement du ciment sachant que sa résistance à la compression est de l'ordre de 80 MPa.

#### III.4.1.2-variation du rayon R

Cette effet est analysé pour des positions  $\theta=40^\circ$  et  $\phi=0^\circ$  constantes. Ces deux positions engendrent des contraintes maximales autour de la microcavité ( 1.83MPa ). le rayon R varie entre 27 et 29 mm dans le ciment.

La figure III.13 montre les distributions des contraintes équivalentes pour différentes positions de la cavité.

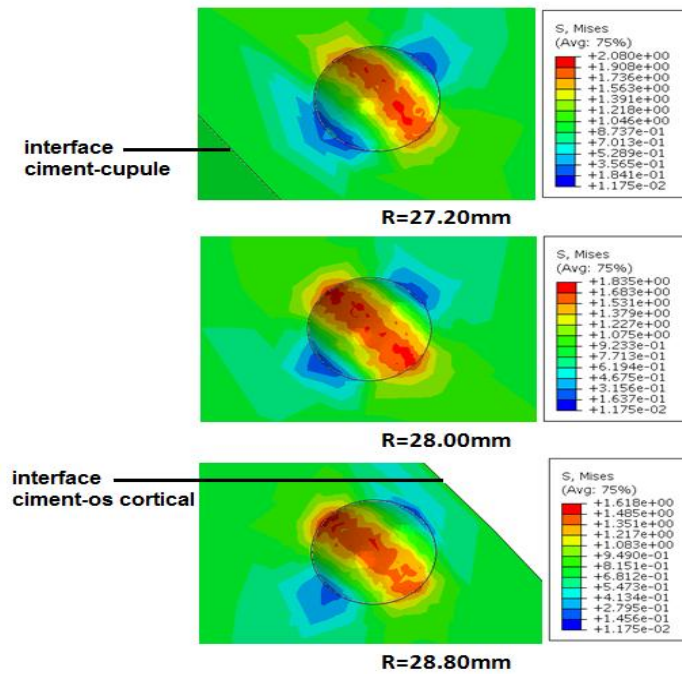


Figure III.13: Distributions des contraintes équivalentes pour différentes positions de la microcavité

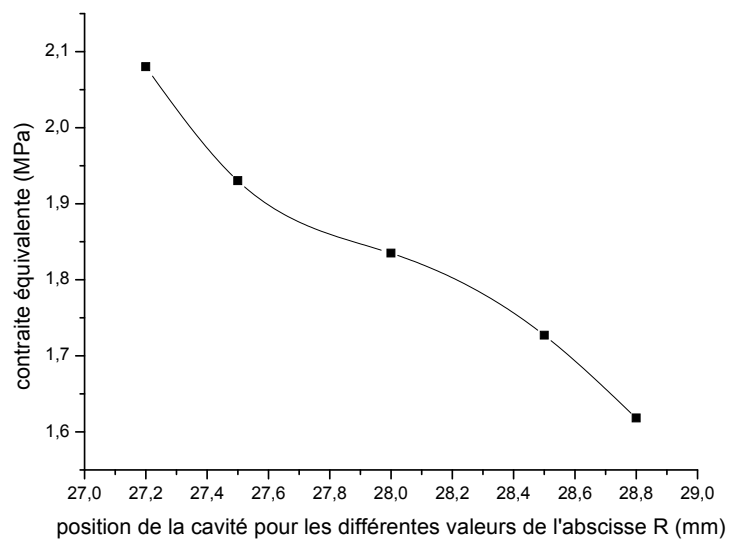
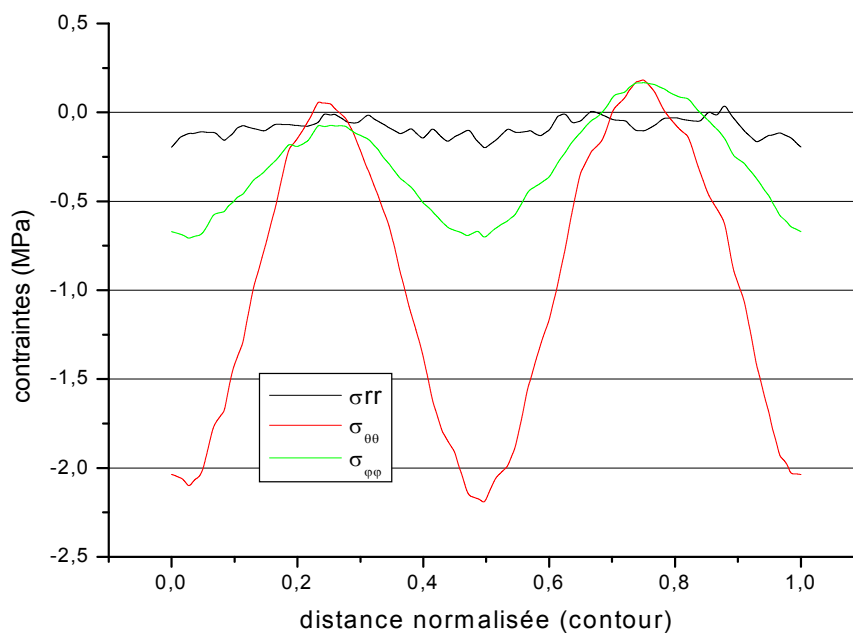


Figure III.14: Variation des contraintes équivalentes maximales pour différentes positions de la microcavité ( $\theta=40^\circ$  et  $\phi=0^\circ$ )

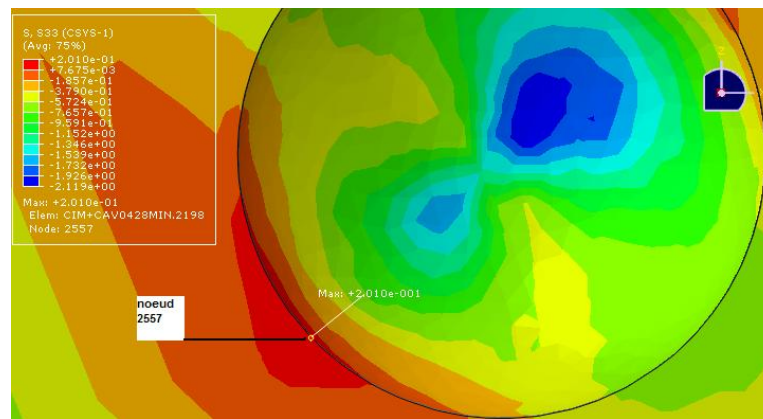
On remarque que plus le rayon R est faible c'est-à-dire, plus la cavité est proche de la cupule plus la concentration des contraintes est forte. Le risque d'endommagement et de rupture est plus probable au voisinage de l'interface (ciment-cupule) qu'au voisinage de l'interface (ciment-os cortical).

La figure III.15 illustre la distribution des contraintes  $\sigma_{rr}$ ,  $\sigma_{\theta\theta}$  et  $\sigma_{\phi\phi}$  pour un contour parallèle à l'axe de chargement et passant par le centre de la microcavité en position ( $R=27.200\text{mm}$ ,  $\theta=40^\circ$ ,  $\phi=0^\circ$ ).



**Figure III.15 :** Distribution des contraintes radiales  $\sigma_{rr}$  et angulaires  $\sigma_{\theta\theta}$  et  $\sigma_{\phi\phi}$  autour de la microcavité ( $R=27.2 \text{ mm}$ ,  $\theta=40^\circ$  et  $\phi=0^\circ$ )

On distingue que les valeurs de  $\sigma_{rr}$  sont toutes négatives et par conséquent le risque d'amorçage de fissure suivant (r) surtout en mode I est nul. Alors que le profil de  $\sigma_{\theta\theta}$  présente deux pics de compression allant jusqu'à 2.2 MPa et deux autres de traction allant jusqu'à 0.2MPa ; par ailleurs , la contrainte angulaire  $\sigma_{\phi\phi}$  atteint 0.3MPa en traction et 0.75MPa en compression. La présence de la microcavité dans cette position augmente le risque d'amorçage et propagation de la fissure en mode I suivant les deux directions  $\theta$  et  $\phi$ . La figure III.16 représente une coupe du ciment dans le plan frontal passant par le centre de la microcavité et qui montre la distribution des contraintes angulaires  $\sigma_{\phi\phi}$  autour de la microcavité .



**Figure III.16** : Distribution des contraintes angulaires  $\sigma_{\phi\phi}$  et position choisie pour simuler la fissure

La valeur maximale des contraintes est de 0.3MPa, cette contrainte est repérée au nœud 2557 de coordonnées cartésiennes (20,77 mm, 0,016 mm, et 17,41 mm) situé sur l'axe de chargement et dans un plan parallèle au plan frontal. C'est cette position qui présente un grand risque d'amorçage et de propagation de fissure surtout en mode I (mode d'ouverture) que nous avons choisie pour simuler une fissure semi elliptique émanant de la microcavité.

### III.4.2 : Interaction entre deux microcavités

Avant de simuler une fissure dans le ciment orthopédique, nous allons étudier dans ce qui suit un autre type de défauts, l'existence de deux cavités. Nous supposons l'existence de deux microcavités de même rayon sur l'axe de chargement et nous analyserons leur interaction et leurs influences sur la distribution des contraintes dans le ciment orthopédique pour différentes distances. La position de la première microcavité est constante, c'est celle de la position critique de la microcavité étudiée dans le paragraphe précédent (c'est à dire  $R=27.2$  mm,  $\theta=40^\circ$  et  $\phi=0^\circ$ ). La position de la deuxième microcavité est prise sur l'axe de chargement à une distance de  $d=0.1$  mm de la première puis déplacé dans le ciment avec un pas constant de 0.3mm sur le même axe de chargement (axe de l'implant). Les conditions de chargement et aux limites sont les mêmes prises dans le paragraphe précédent. Les résultats de cette étude sont illustrés sur la figure III.17. Celle ci montre les distributions et les intensités des contraintes équivalentes de Von Mises pour plusieurs inter-distances microcavité-microcavité.

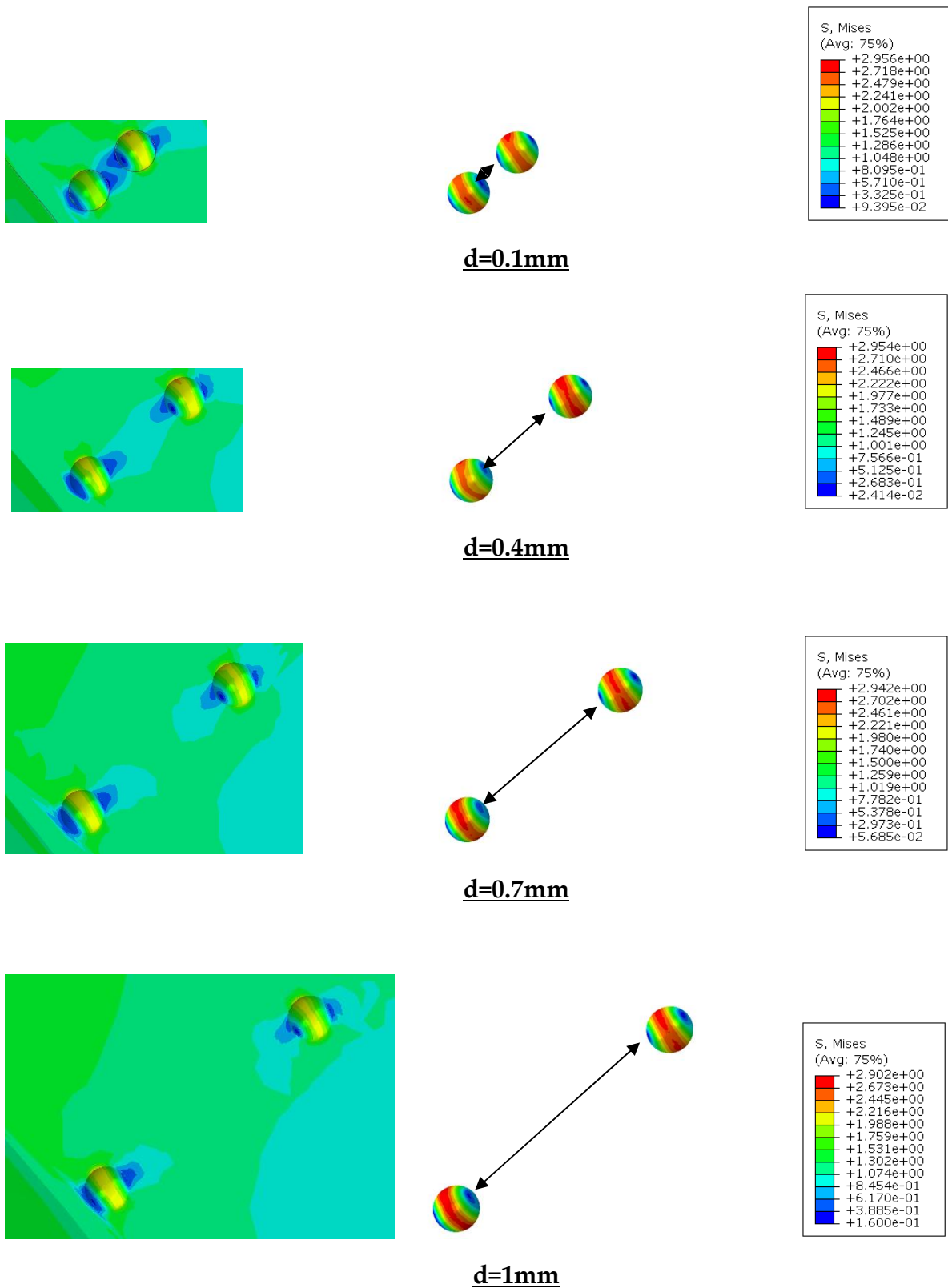
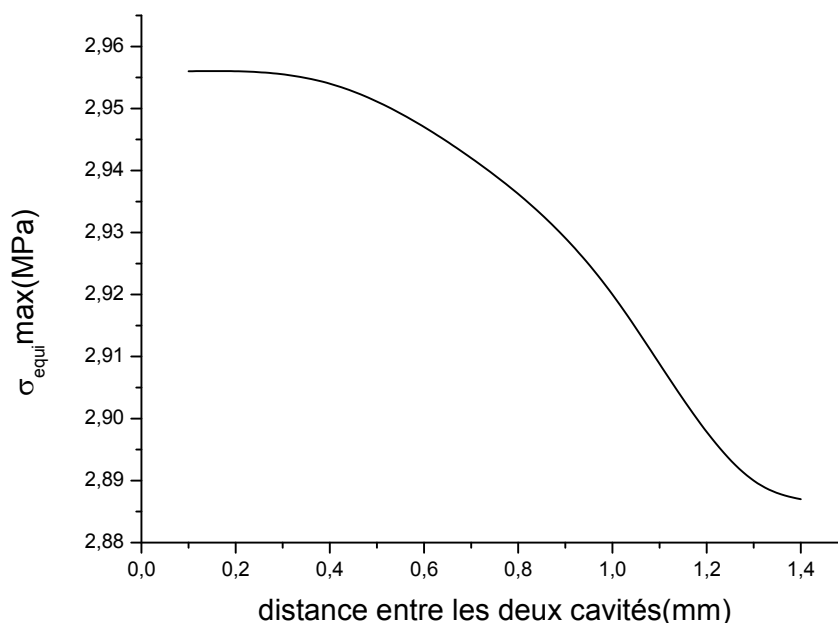


Figure III.17: Distributions des contraintes équivalentes pour différentes distances entre les deux microcavités

On remarque que quelle que soit la distance entre les deux microcavités les distributions des contraintes ainsi que leurs intensités varient faiblement dans le ciment et autour de ces microcavités. Cet effet est montré sur la figure III.18 . En effet les contraintes restent presque constantes jusqu'à une distance  $d=0.5$  mm au-delà de la quelle on note une faible relaxation de contraintes jusqu'à une distance  $d=1.2$  mm . L'écart constaté entre les contraintes ne dépasse pas les 2 % . Au-delà de cette distance l'effet d'interactions disparues complètement ou la variation des contraintes est presque nulle. .



**Figure III.18:** Variation des contraintes équivalentes de Von Mises pour différentes distances entre les deux microcavités.

D'autre part, si on compare le niveau des contraintes maximales au tour d'une seule microcavité avec celle de deux microcavités dans le ciment orthopédique, nous constatons que le dernier cas engendre une augmentation de contraintes de 30 % par rapport au premier cas. Ainsi nous pouvons conclure que l'intensité des contraintes dans le ciment augmente donc avec le nombre de cavités existant.

### III.4.3 fissure émanant d'une microcavité

De par ces faibles propriétés mécaniques, les contraintes obtenues dans le ciment ne constituent pas un risque immédiat d'endommagement du ciment. Mais à long terme, à la fatigue de ce ciment, ces contraintes peuvent conduire à sa rupture. Ce comportement peut être accéléré par la présence de fissure dans le ciment. C'est pourquoi la résistance à la fatigue ou à la propagation de fissure doit être prise en considération par le concepteur de prothèse. A cet effet, nous avons jugé important d'analyser le comportement en rupture du ciment. Pour ce faire, nous avons initié une fissure semi-elliptique émanant de la microcavité dans le ciment et nous l'avons étudié pour un cycle de marche. Les figures (III.17...24) représentent les distributions des contraintes équivalentes maximales dans chacun des constituants de l'acétabulum en présence de la fissure émanant de la microcavité.

#### III.4.3.1- Os cortical :

L'analyse de la distribution des contraintes équivalentes de Von Mises dans l'os cortical pour les différentes étapes de chargement du cycle de la marche est illustrée sur la figure III.19. Cette dernière montre que quelque soit l'étape de chargement la répartition de la contrainte équivalente de Von Mises n'est pas homogène dans l'os cortical. Les contraintes les plus fortes sont localisées au centre de l'os ainsi qu'au niveau de l'interface os cortical-ciment orthopédique, cela est dû au fait que ces zones se trouvent sur l'axe de chargement. L'étape 1 (23°) de chargement est celle qui conduit au maximum de contraintes par rapport aux autres étapes. L'étape 9 (-23°), conduit aux contraintes les moins intenses. La différence des contraintes maximales des différentes étapes de chargement est presque faible, elle ne dépasse pas les 10% comme est indiqué sur la figure III.20. Celle-ci montre les variations des contraintes équivalentes maximales de chaque position. La première étape de chargement présente les plus grandes contraintes. Plus la jambe se déplace vers l'arrière plus la contrainte équivalente de Von Mises diminue. La valeur maximale (19.5 MPa) de la contrainte est notée à l'étape 01 (angle +23°) ou la jambe est en avant du corps. La valeur minimale (17.47 MPa) est celle de l'étape 09 (angle -23°) ? ou la jambe est reculé vers l'arrière.



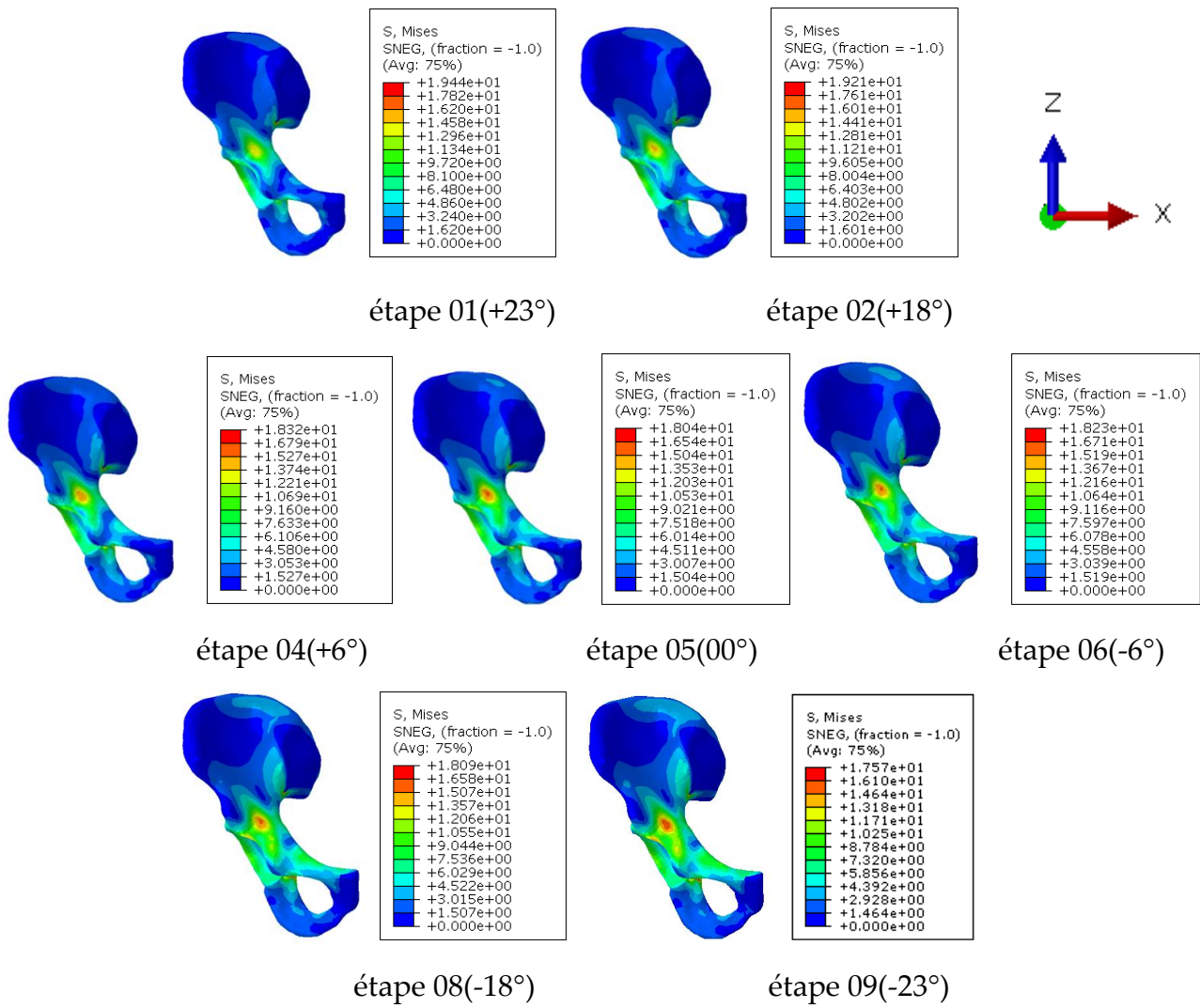


Figure III.19: Distribution des contraintes de Von Mises dans l'os cortical pour différentes étapes de chargement

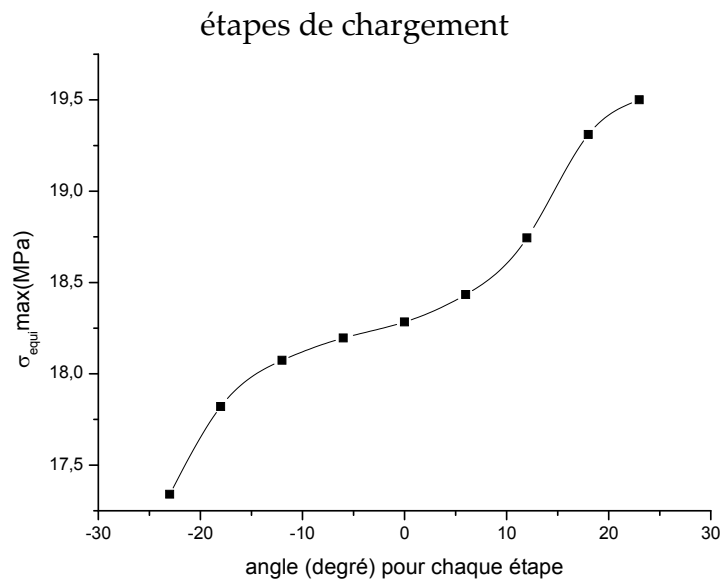


Figure III.20: Variation des contraintes équivalentes maximales dans l'os cortical pour différentes étapes de chargement

III.4.3.2- Ciment :

La répartition des contraintes dans le ciment en présence des deux défauts (microcavité et fissure) est indiquée sur la figure III.21.

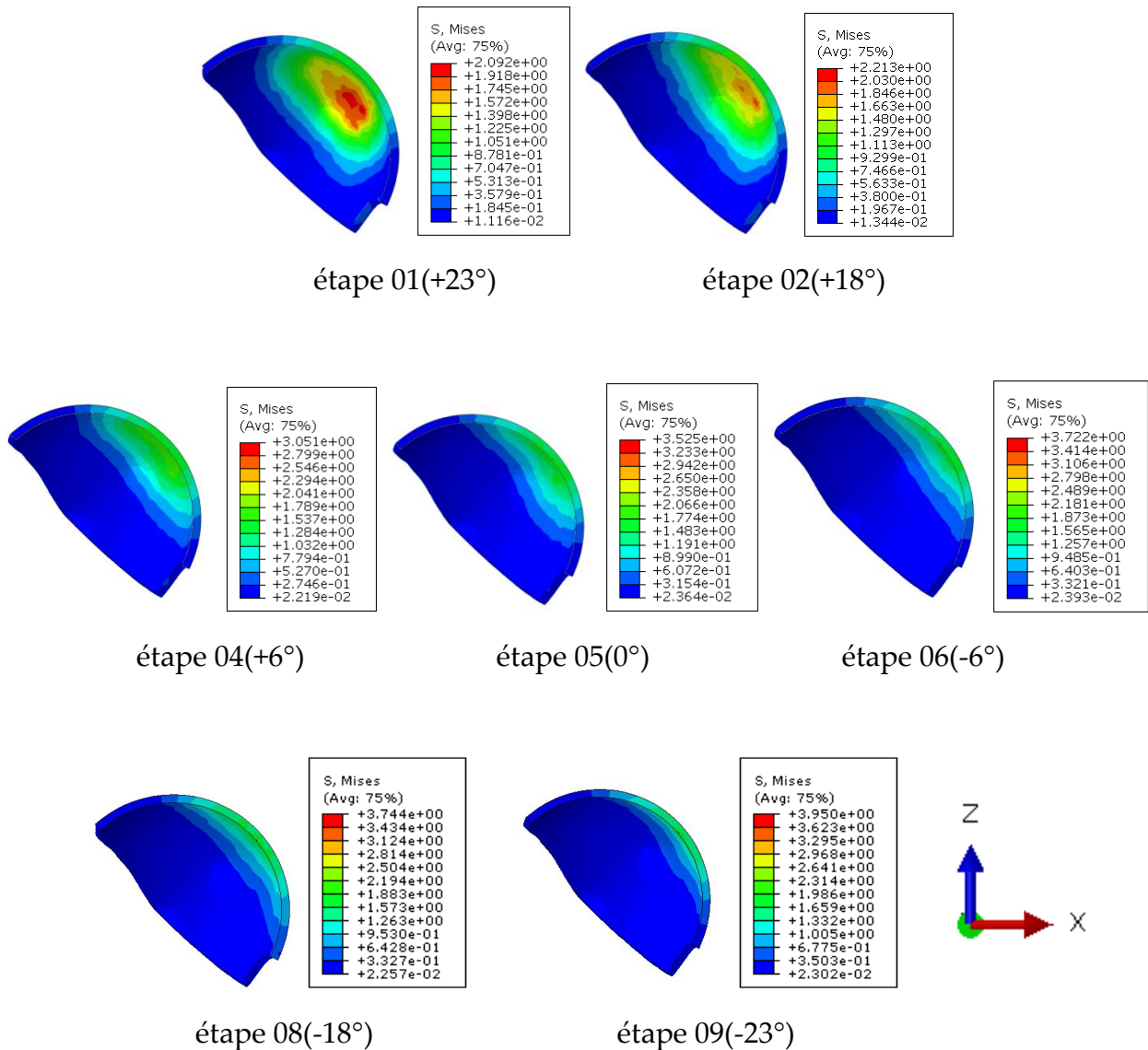
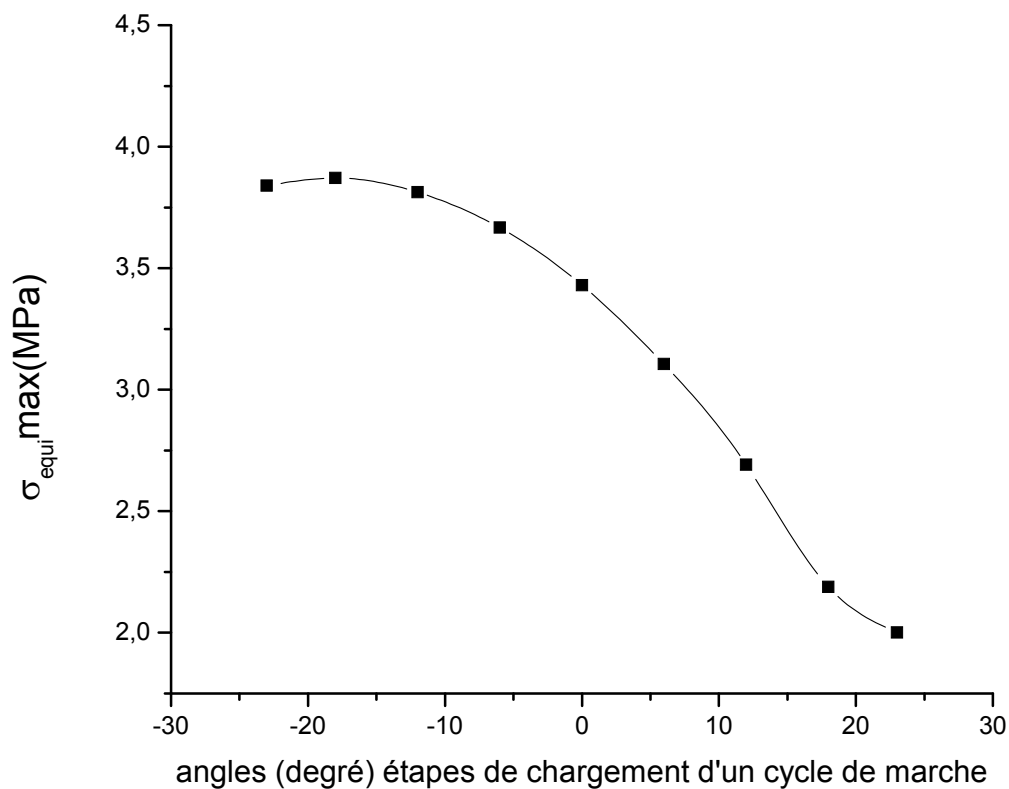


Figure III.21: Distribution des contraintes de Von Mises dans le ciment pour différentes étapes de chargement

Quelle que soit l'angle de chargement, nous observons que les zones de fortes concentrations de contraintes se trouvent toujours sur l'axe du chargement (implant fémorale). Leurs intensités sont plus marquées à l'interface cupule-ciment qu'à l'interface

ciment-os cortical. Par contre, et contrairement à l'os cortical, la variation des contraintes maximales de Von Mises (3.95 MPa) dans le ciment orthopédique est localisée l'étape 09 (-23°). C'est à dire lorsque la jambe se déplace vers l'arrière du corps, la contrainte équivalente de Von Mises augmente. La valeur minimale de cette contrainte ( 2 MPa) est obtenue à l'étape 01(+23°) (figure III.22). La contrainte maximale décroît progressivement ou le niveau de cette contrainte à la position 9 est presque le double de celui de la position 1.

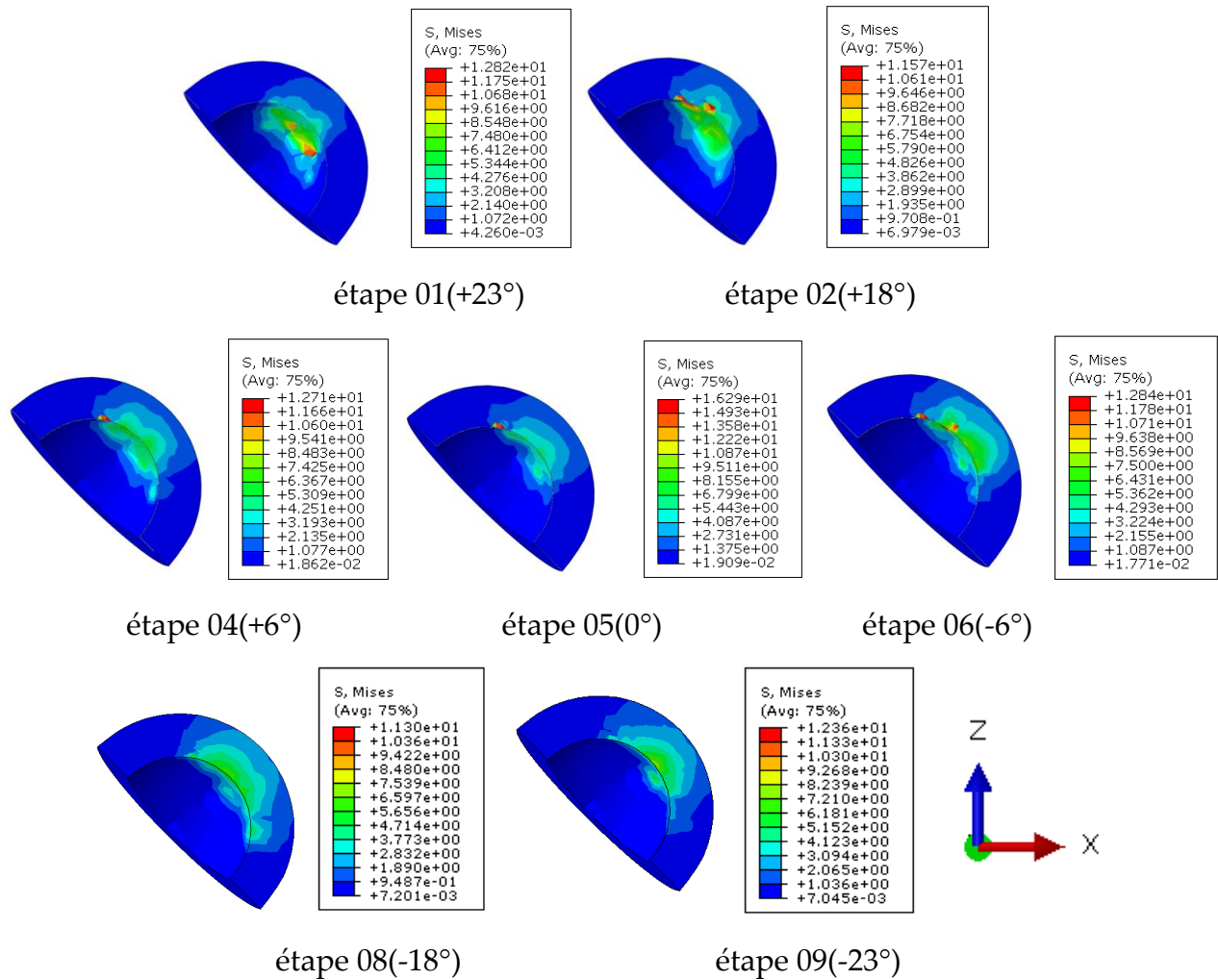


**Figure III.22:** Variation des contraintes équivalentes maximales dans le ciment pour différentes étapes de chargement

### III.4.3.3. Cupule :

L'analyse des distributions et des contraintes et leurs intensités dans la cupule est d'une très grande importance sachant c'est elle qui transmet l'effort subit par l'implant au ciment orthopédique ainsi qu'aux autres constituants de la prothèse totale de la hanche.

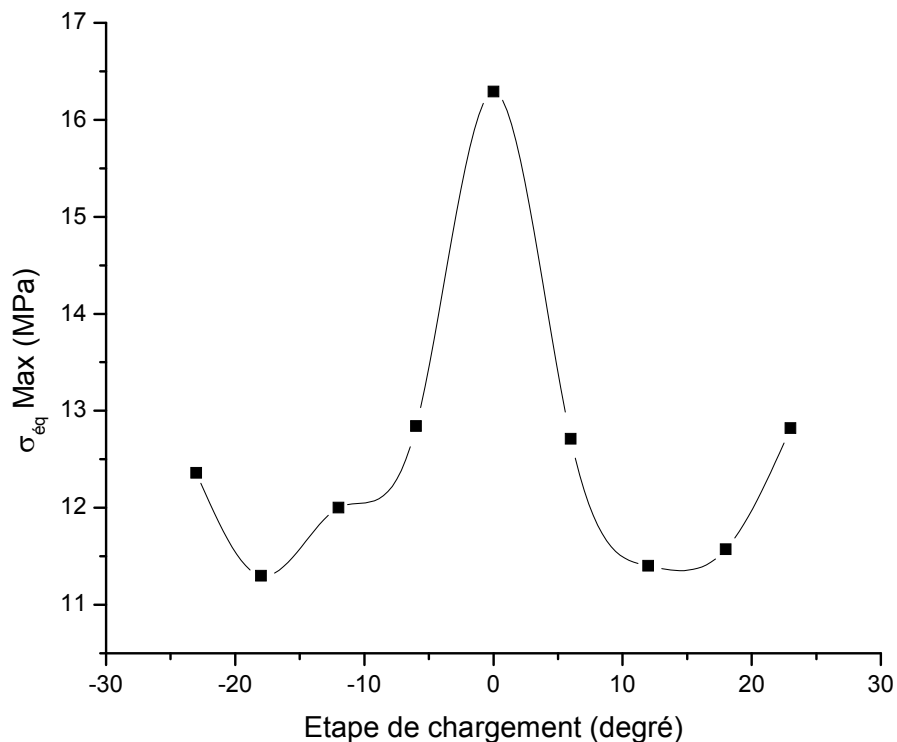
La figure III.23 montre que l'axe de chargement ou l'orientation de l'implant ont un effet direct sur la répartition des contraintes et leurs intensités dans la cupule. Les zones les plus sollicitées par le chargement dans la cupule sont localisées au niveau du contact entre la tête de l'implant et la surface intérieure de la cupule. La surface extérieure qui est en contact avec le ciment orthopédique est moins sollicitée.



**Figure III.23:**Distribution des contraintes de Von Mises dans la cupule pour différentes étapes de chargement

Les contraintes les plus intenses (16.3 MPa) sont localisées à la position (0°) de chargement comme est indiqué sur la figure III.24. Par contre les positions 23° et - 23 ° engendrent pratiquement le même niveau de contraintes. Ce niveau coït progressivement de la

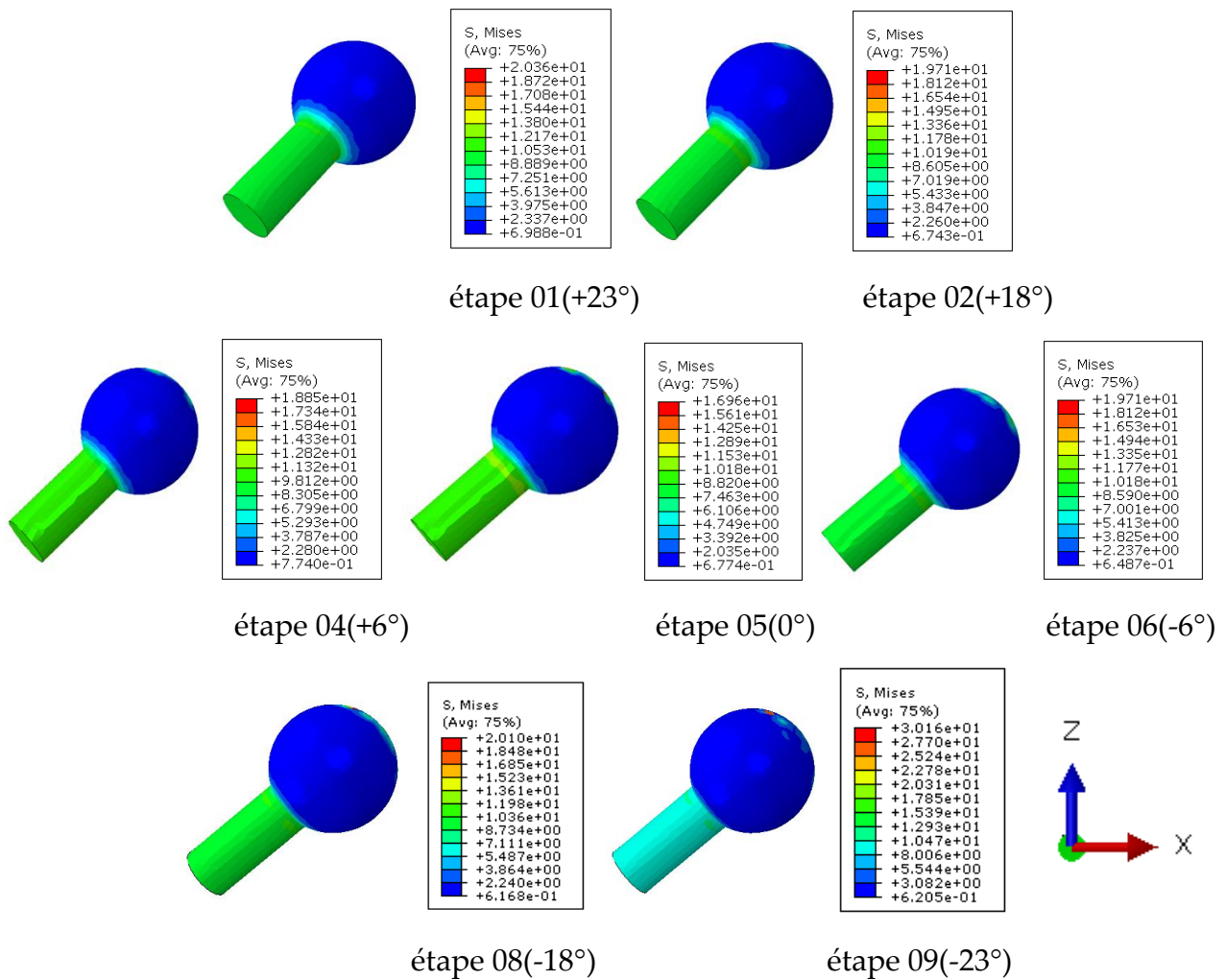
position  $- 23^\circ$  jusqu'à l'orientation  $0^\circ$  puis il décroît par symétrie pour attendre sa valeur minimale ( 12. 5MPa ) .



**Figure III.24:** Variation des contraintes équivalentes maximales dans la cupule pour différentes étapes de chargement

#### III.4.3.4-Implant

L'implant est l'organe qui exerce la pression sur tout l'acétabulum. L'orientation de cet élément qui définit donc les neuf étapes de chargement a une influence direct sur les distributions et les intensités des contraintes non seulement de l'implant mais aussi tous les autres constituants de la l'acétabulum.

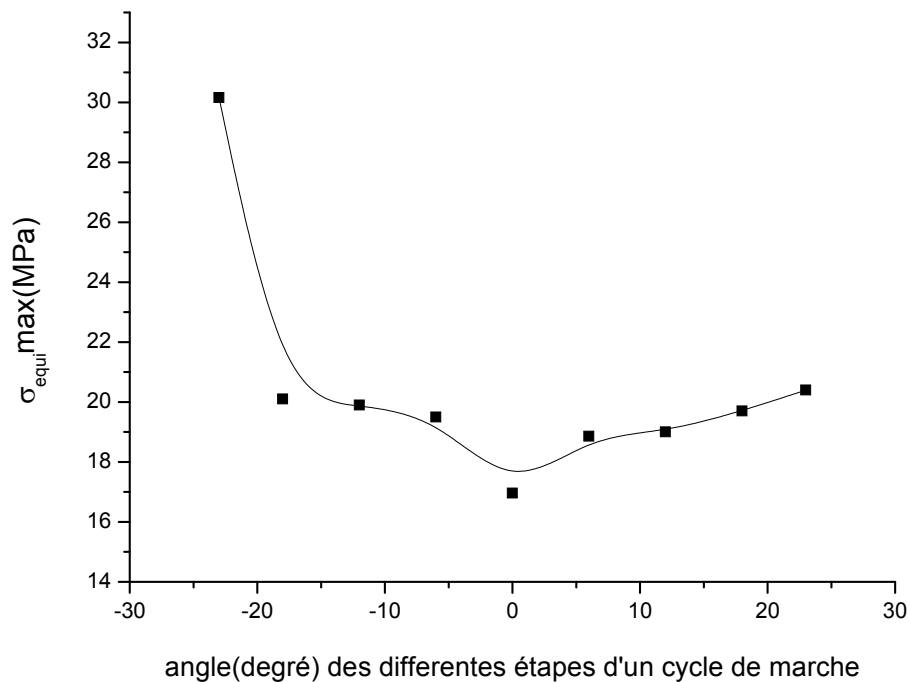


**Figure III.25:**Distribution des contraintes de Von Mises dans l'implant pour différentes étapes de chargement

La figure III.25 montre que quelle que soit l'étape de chargement, les zones de très fortes sollicitations et de concentration de contraintes sont localisées dans le col de l'implant et sur sa tête au niveau du contact avec la cupule. Cette intensification peut être due essentiellement à la diminution de la section au niveau du col. La valeur maximale de la contrainte équivalente, qui est de l'ordre de 30.16 MPa, est notée dans l'étape neuf (-23°) où le pied est en arrière du corps.

Les contraintes maximales dans l'implant (figure III. 26) présentent une allure presque l'inverse de celle dans la cupule. C'est à dire que l'intensité des contraintes décroît de l'étape 09 ( -23°) jusqu'à l'étape 05 (position de référence) où elle atteint leur valeur

minimale (16.96MPa) puis augmente jusqu'à l'étape 01 (23°) pour atteindre une contrainte de 20.36 MPa.



**Figure III.26:** Variation des contraintes équivalentes maximales dans l'implant pour différentes étapes de chargement

L'analyse de nos résultats montre que quelle soit l'étape de chargement les contraintes maximales dans les différents organes de la partie supérieure de la prothèse totale de hanche sont largement inférieure aux contraintes de ruptures et même aux limites d'élasticités de ces organes ; par conséquent le niveau de ces contraintes ne présente aucun risque de rupture des éléments constituant la partie supérieure de la PTH.

#### III.4.3.5: Facteurs d'intensité de contrainte

Le comportement en rupture du ciment est analysé par des fissures semi elliptique émanant de la microcavité pour les neuf étapes de chargement. La présence des interfaces conduit à un mode mixte de rupture I+ II similaire à ce lui des multi-matériaux qui diffère largement de ce lui d'un milieu homogène isotrope. La complexité de la géométrie conduit aussi à un mode III de rupture. Ainsi pour cette structure les trois modes de rupture



coexiste Ces modes sont traduit par trois facteurs d'intensité de contraintes non nul en pointe de fissure.

Les figures III.27 ,29 et 30 illustrent respectivement les variations du facteur d'intensité de contraintes en modes I, II et III, le long du front de fissure, pour différentes étapes de chargement.

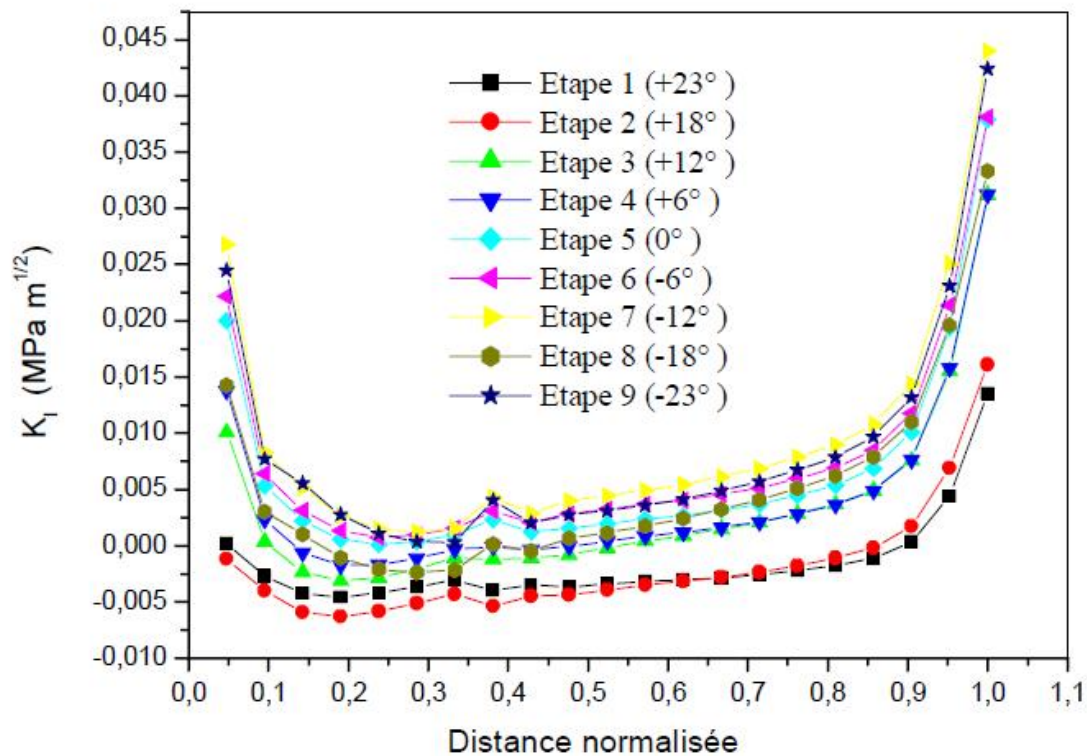


Figure III.27- Variation de  $K_I$  le long du front de fissure

En mode I (figure III.27), nous remarquons qu'une orientation de - 12°(étape 07) du chargement conduit à des facteurs d'intensités de contraintes beaucoup plus importants que pour les autres orientations jusqu'à atteindre les valeurs minimales pour une orientation de +23° (étape 01) et 18° (étape 2) de chargement ; c'est à dire que plus le pied se déplace vers l'arrière plus les facteurs d'intensité de contraintes augmentent . On remarque aussi que les FIC en pointe de fissure sont positifs, ce ci montre que la fissure est en ouverture. Ce comportement est plus marqué pour la totalité des l'étapes de chargement .



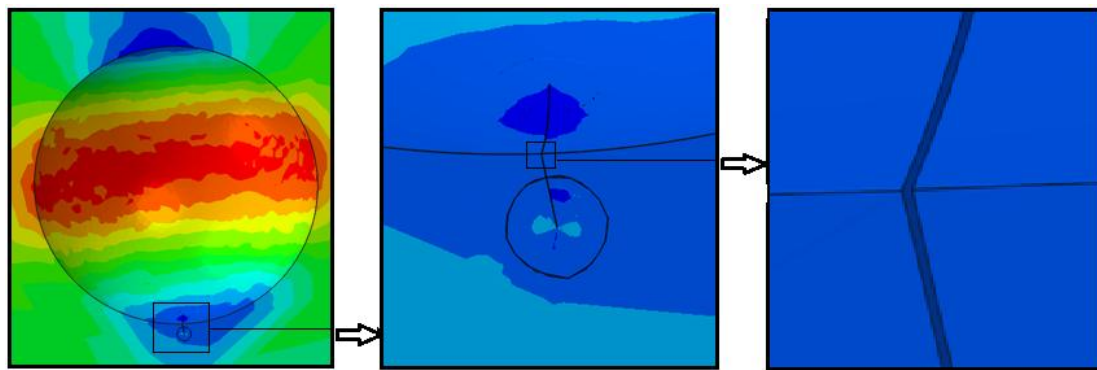


Figure III.28: Ouverture de la microfissure (mode I de rupture) pour l'étape 09 du chargement (-23°)

La figure III.28 représente une vue focalisée de la microfissure pour cette orientation (étape 09) où on peut voir clairement l'ouverture de la microfissure qui traduit une rupture en mode I du ciment orthopédique. Cette orientation du chargement est donc à éviter surtout en période postopératoire qui est une période de rééducation.

D'autre part, quelle que soit l'orientation ou l'étape de chargement, le facteur d'intensité de contraintes atteint ses valeurs maximales au deux extrémités du front de fissure. Ces valeurs maximales sont largement inférieures à la ténacité  $K_{IC}$  du ciment.

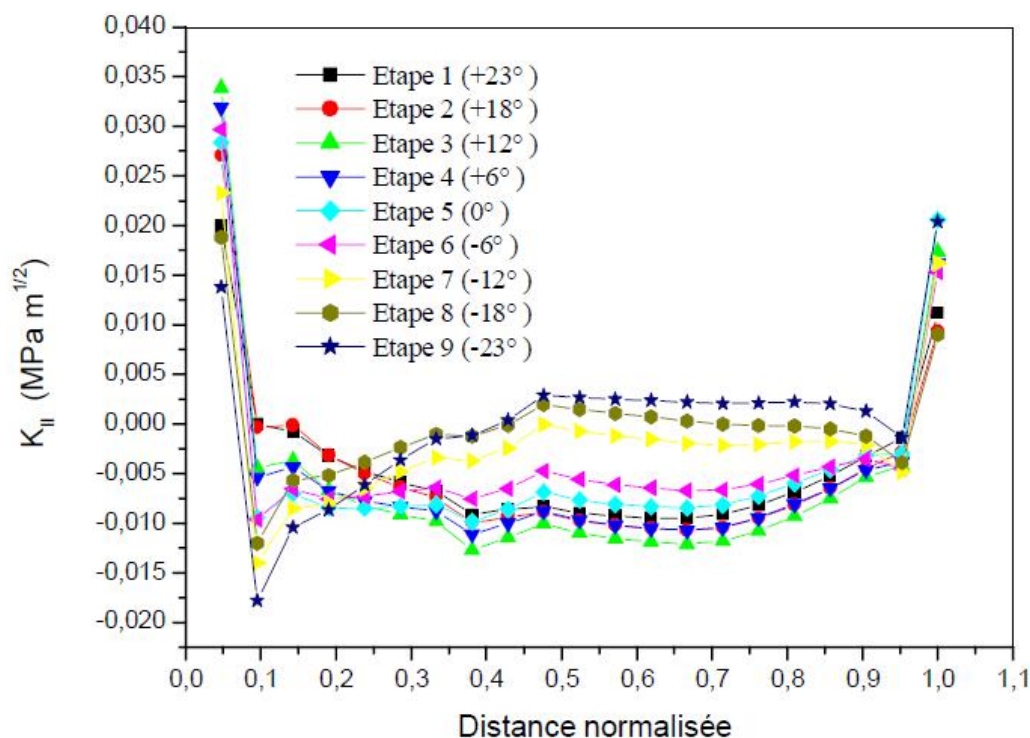


Figure III.29- Variation de  $K_{II}$  le long du front de fissure

Le facteur d'intensité de contraintes en mode II (figure.29) varie très peu le long du front, comme pour le mode I il atteint ses valeurs maximales aux deux extrémités. Nous notons que pour les sept premières étapes de chargement, la propagation de la fissure en mode II est stable et est caractérisée par un facteur d'intensité de contraintes presque nul ou négatif le long de son front sauf pour les étapes 08(-18°) et 09 (-23°) où on remarque que les facteurs d'intensité de contraintes sont positives mais presque nuls. donc le risque de propagation de la fissure en mode II (mode de glissement plan) est négligeable .

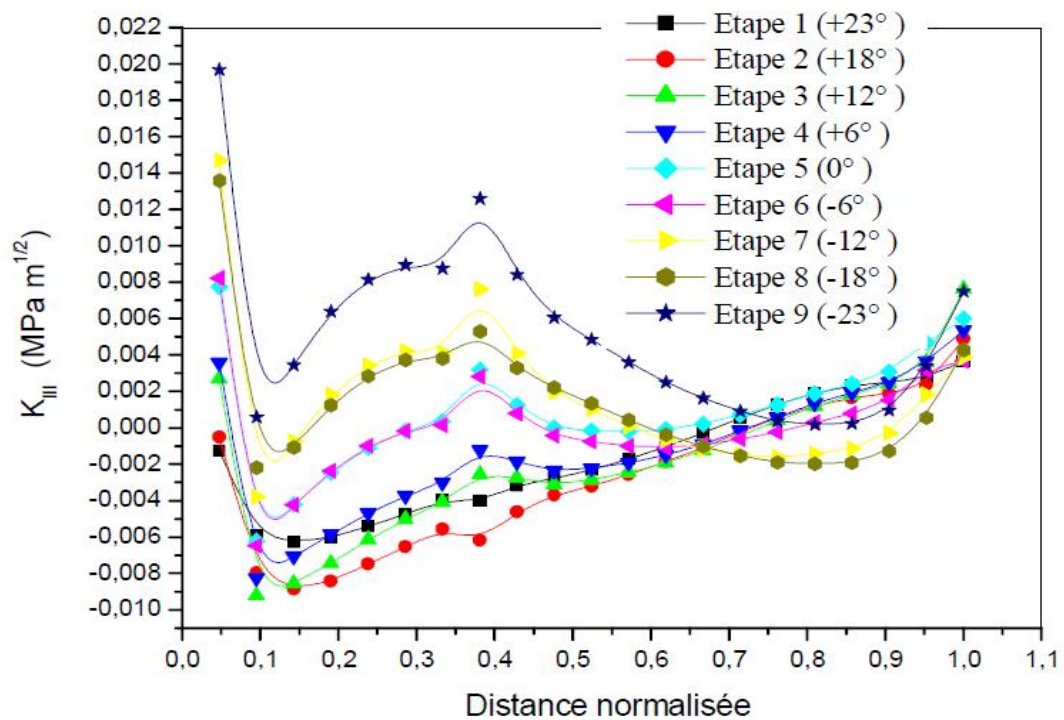
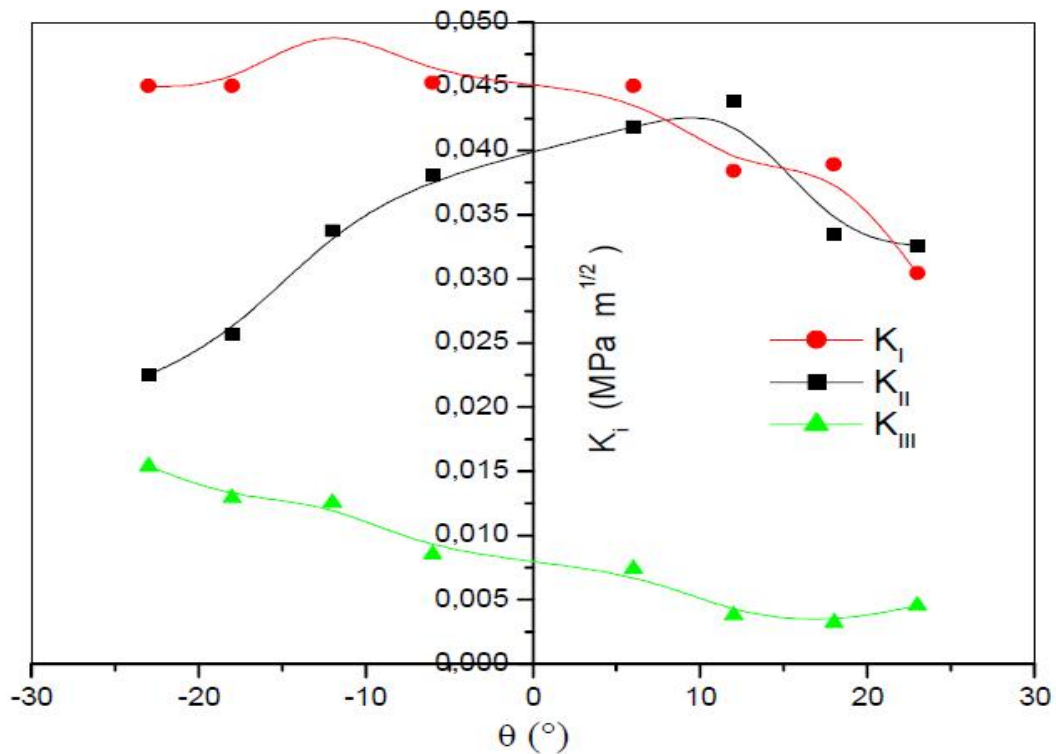


Figure III.30- Variation de  $K_{III}$  le long du front de fissure

En mode III (figure III.30), Les plus grandes valeurs du facteur d'intensité de contraintes sont observées pour les quatre étapes de chargements où le pied est en arrière du corps . Cette fissure ne présente aucun risque de croissance rapide. Le facteur d'intensité de contraintes est de niveau faible à travers son front et aux deux extrémités. Le risque de propagation de la fissure en mode III ( mode glissement anti-plan) est très faible.



**Figure III.31-** Variation de  $K_{max}$  en fonction de  $\theta$ .

Nos résultats montrent que les variations du facteur d'intensité de contraintes les plus intenses sont obtenues en mode I (figure III.31) pour un chargement orienté de  $-12^\circ$ . Cette orientation correspond à la valeur maximale du chargement, atteinte lors du cycle de marche. Dans ce cas, le ciment présente un grand risque de propagation de fissure en mode I par rapport aux autres modes de ruptures.

### III.5 : CONCLUSION

Le ciment est un élément fondamental pour la fixation de la cupule à l'os. Son rôle principal est d'assurer une bonne adhésion et de minimiser le transfert de charge à l'os. Les caractéristiques mécaniques du ciment sont très faibles. Sous l'effet du chargement il doit pouvoir résister à l'amorçage et à la propagation de fissure pouvant conduire à sa rupture et par conséquent à celle de toute la prothèse.

Notre étude a été conduite en vue d'analyser, par la méthode des éléments finis tridimensionnels le comportement d'une fissure émanant d'une micro-microcavité dans le

ciment de scellement de la cupule d'une prothèse totale de hanche (PTH). Les résultats obtenus ont permis de tirer les conclusions suivantes :

- La distribution et le niveau des contraintes équivalentes dépendent énormément de la position de la microcavité dans le ciment. Une microcavité localisée près d'une position verticale du chargement conduit à une intensification de ces contraintes.
- Les contraintes radiales et angulaires sont fortement localisées dans les positions extrêmes et centrales autour de la microcavité. Les contraintes radiales sont largement supérieures aux contraintes angulaires. Ces deux contraintes mettent le ciment en compression. Leurs valeurs ne constituent pas un risque d'endommagement du ciment.
- La présence de deux ou plusieurs microcavités engendrent plus de concentration de contraintes dans le ciment et leurs intensités sont inversement proportionnelles à la distance qui les sépare. Plus les microcavités sont proches plus les contraintes dans le ciment sont importantes.
- Le mode de propagation d'une fissure initiée dans le ciment à partir d'une microcavité dépend de l'orientation du chargement. La fissure se propage plus facilement en mode I qu'aux autres modes.

# Chapitre IV

**ETUDE TRIDIMENSIONNELLE DE**

**FISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION**

# CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION

---

## CHAPITRE IV

### CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION

#### IV.1 : INTRODUCTION

La phase d'injection du ciment orthopédique lors de la fixation de la cupule à l'os cortical est très délicate et peut être fatale pour l'avenir et la durée de vie de la prothèse totale de la hanche. En effet , la préparation et le resurfaçage de la cotyle avec la fraise créent des inclusions (débits d'os) qui se mélangent avec le ciment orthopédique au moment de la fixation . L'existence de ces inclusions (débits d'os) piégées dans le ciment et sous l'effet de sollicitations mécaniques augmente le risque d'initiation et de propagation de fissures qui, à long terme peut, conduire à la rupture brutale de la prothèse totale de hanche .

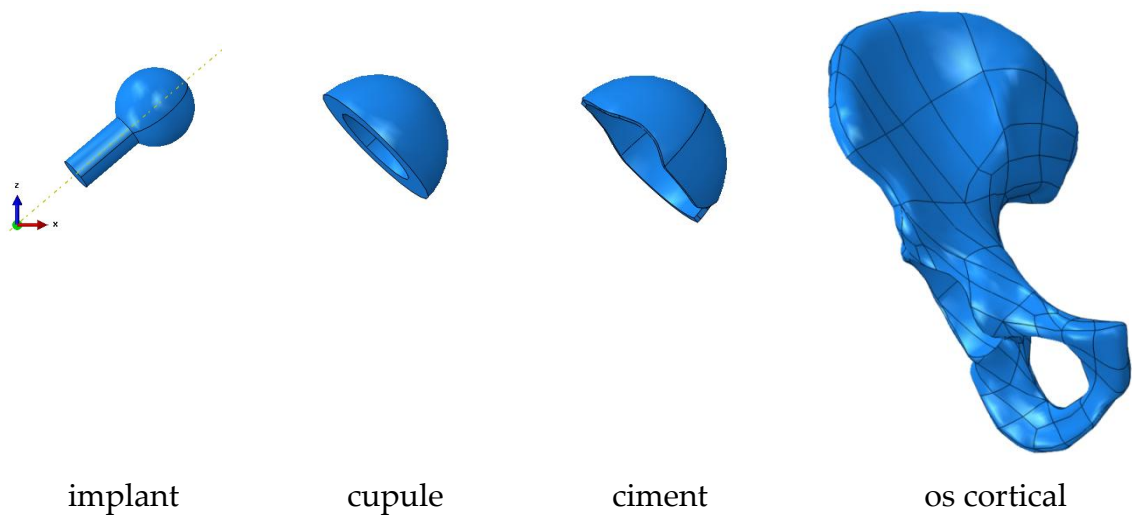
De ce fait, l'étude du comportement en rupture du ciment orthopédique en présence d'inclusions est d'une grande importance. L'objectif recherché dans notre travail est l'étude par la méthode des éléments finis tridimensionnelle du comportement en rupture du ciment fixant la cupule d'une prothèse totale de hanche. Nous analysons d'une part la répartition des contraintes autour de l'inclusion présente dans le ciment fixant la cupule à l'os de l'acetabulum et d'autre part nous déterminons les facteurs d'intensités de contraintes de fissure semi-elliptique émanant de cette inclusion pendant un cycle de marche.

#### IV.2.MODELE GEOMETRIQUE

Le modèle géométrique tridimensionnelle reconstruit est composé de quatre régions : os cortical, la cupule , l'implant et le ciment présentant une inclusion de forme sphérique de diamètre  $d= 0.2 \text{ mm}$  [5](figure IV.1).

## CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION

---



**Figure IV.1:** Les différents composants du Modèle géométrique de l'acétabulum reconstruit

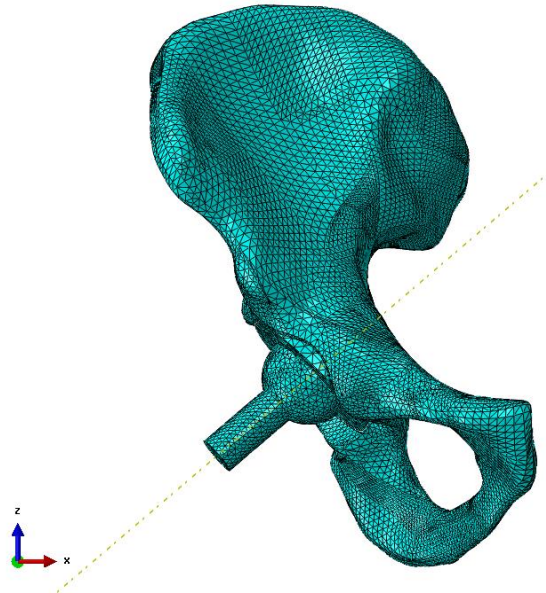
Le tableau III.1 présente les propriétés mécaniques des différents composants de notre modèle reconstruit. On suppose l'existence dans le ciment d'une inclusion sphérique de diamètre  $d=0.2\text{mm}$  et qui a les propriétés d'un débris d'os.

Matériau	Module de Young E (MPa)	Coefficient de Poisson $\nu$
Os cortical	17000	0.30
Cupule (UHMWPE)	690	0.30
Ciment (PMMA)	2000	0.30
implant	210000	0.30
Inclusion (débris d'os)	17000	0.30

**tableau IV.1:** Propriétés mécaniques des différents composants de la hanche ainsi reconstruit

## CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION

L'acétabulum ainsi reconstruit a été modélisé en utilisant le code d'éléments finis ABAQUS (6.9) . Environ 178290 éléments de type linéaires ont été utilisés pour représenter notre modèle numérique (figure III.3) .



**Figure IV.2:** maillage adapté au modèle

Le tableau IV.2 regroupe le nombre et les types d'éléments utilisés pour le maillage des différent constituant de l'acétabulum et de la prothèse totale de hanche.

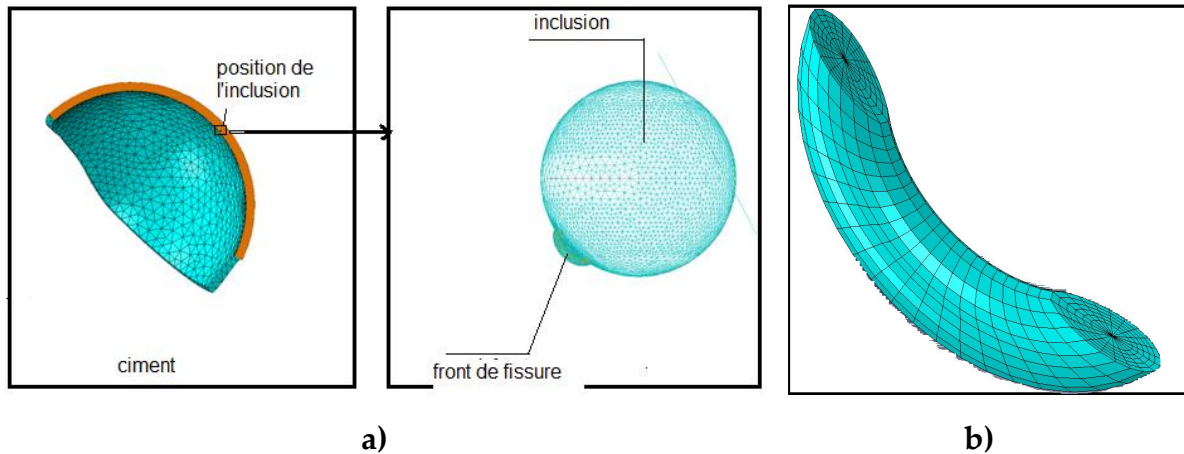
Composant	Nombre d'élément	Type d'élément	Technique
Implant	16967	tétraédrique	libre
Cupule	8834	tétraédrique	libre
Ciment + inclusion	117828	tétraédrique	libre
fissure	24707	Hexagonale + coin	Structurée et balayage
Os cortical	9954	triangulaire	libre

**Tableau IV.2 :** Nombre et types d'éléments utilisés pour le maillage de l'acétabulum reconstruit



## CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION

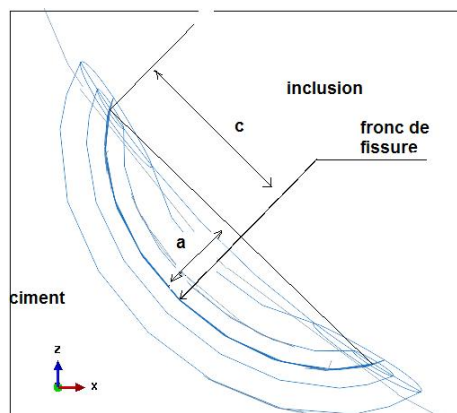
Un maillage spéciale et raffiné est utilisé autour de la l'inclusion ainsi qu' autour du front de la fissure dans le but d'augmenter la précision de calcul (figure III.4).



**Figure IV.3:** a) Position et maillage de la fissure émanant de l'inclusion au sein du ciment et b) maillage autour du front de fissure

La fissure semi elliptique et ses contours sont créés grâce à des partitions réalisées par deux cylindres (coques) coaxiales .La première partition (au centre) est modélisée par des éléments coins (wedge) avec la technique de balayage (sweep) et la deuxième (externe) par des éléments hexagonales structurées (figure IV.3.b).

La fissure semi elliptique est caractérisée par sa profondeur  $a = 10 \mu\text{m}$  et la demi-largeur  $c = 20 \mu\text{m}$ . Le diamètre de la cavité est  $d=0.2 \text{ mm}$  (figure IV.4).



**Figure IV.4:** Dimensions de la fissure semi elliptique

## CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION

---

### IV.3.CHARGEMENT

Les étapes de chargement et les conditions aux limites sont les mêmes prises dans le chapitre III lors de l'étude tridimensionnelle d'une fissure émanant d'une microcavité pendant un cycle de la marche (figure IV.5).

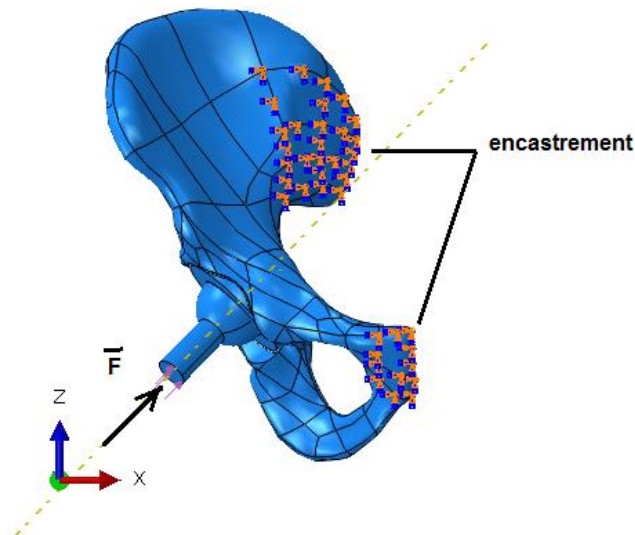


figure IV.5: Mode de chargement et conditions aux limites

### IV.4.RESULTATS ET ANALYSES

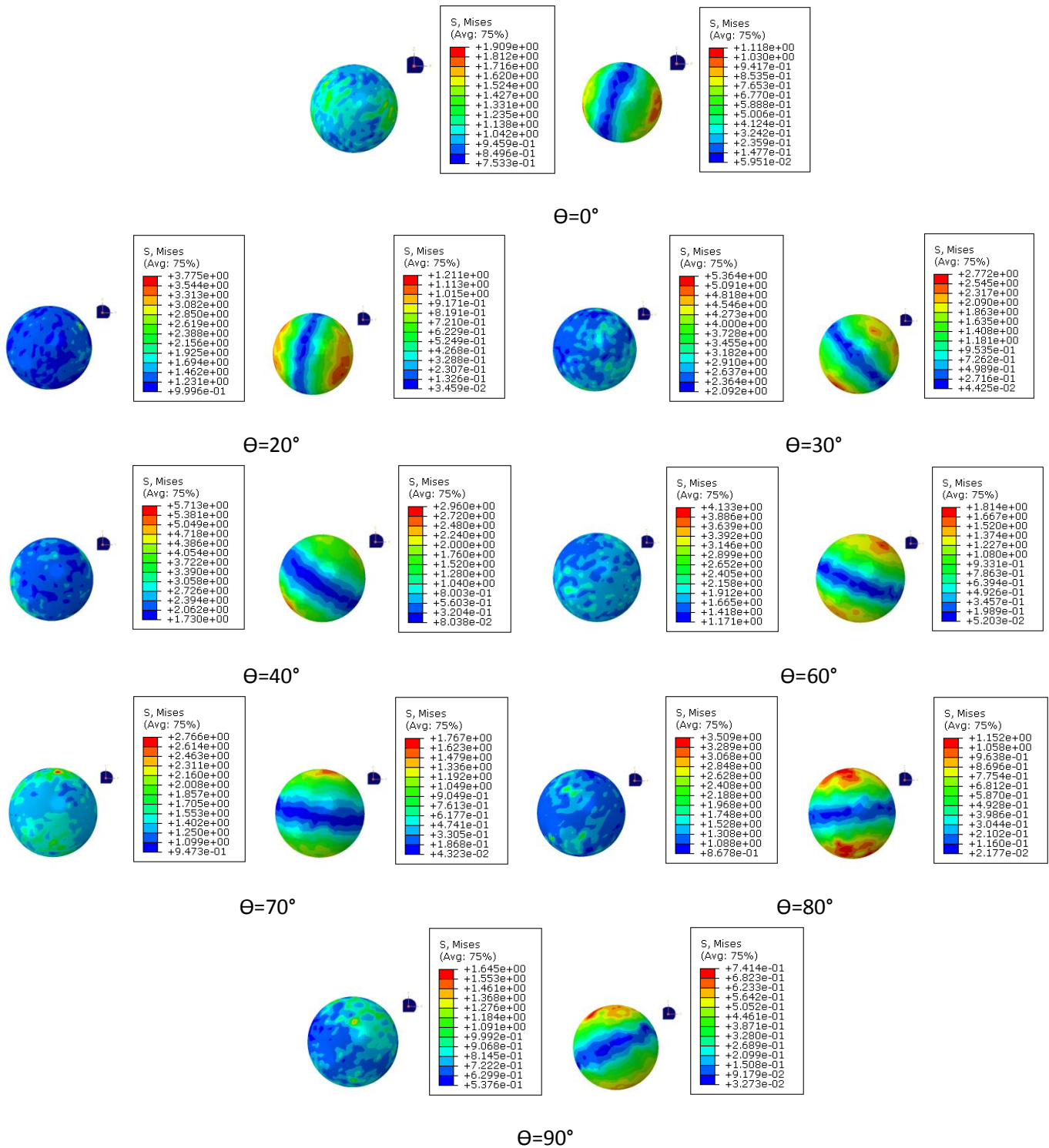
#### IV.4.1:Répartition des contraintes autour de l'inclusion

Nous refaisons les mêmes calculs en supposant maintenant l'existence d'une inclusion sphérique à la place de la microcavité. Cette inclusion a les propriétés mécaniques d'un débris d'os et a les mêmes dimensions que la microcavité.

##### IV.4.1.1:Variation de l'angle $\theta$ ( $R = 28\text{mm}$ et $\phi = 0^\circ$ )

Comme pour la microcavité, l'inclusion est étudiée pour les mêmes différentes positions dans le ciment orthopédique par rapport au même système de coordonnées sphériques utilisée dans le chapitre III. Dans ce premier cas nous gardons le rayon  $R=28\text{mm}$  ainsi que l'angle  $\phi=0^\circ$  constants et nous analysons la variation des contraintes équivalente de Von Mises en fonction de l'angle  $\theta$ . Les résultats obtenus sont illustrés sur la figure IV.5.

# CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION

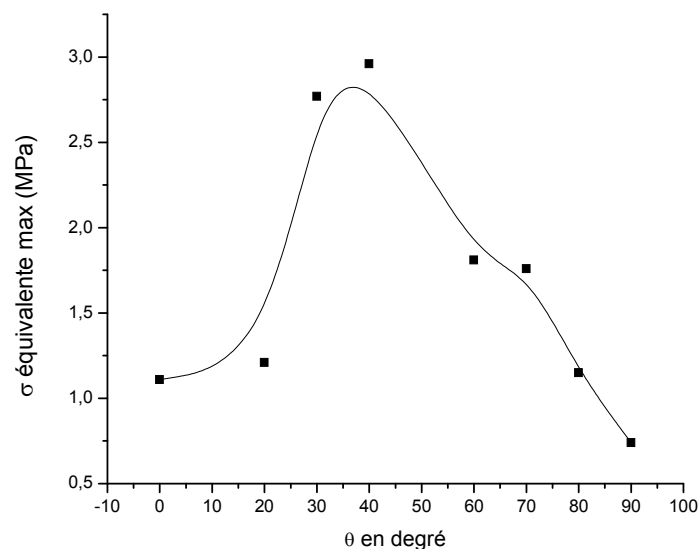


**Figure IV.6 :** Distribution des contraintes dans l'inclusion et dans le ciment (au voisinage de l'inclusion) pour différentes positions

On remarque que quelque soit sa position dans le ciment, la distribution des contraintes équivalentes de Von Mises autour de l'inclusion n'est pas homogène. Les

## CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION

positions de l'inclusion les plus sollicitées et où les contraintes sont les plus intenses sont celles qui se trouvent sur ou à proximités de l'axe de chargement (axe de l'implant). Cette position correspond à un angle  $\theta = 40^\circ$ , loin de cette orientation les contraintes diminuent d'intensité et elle admet une symétrie par rapport à l'axe passant par l'angle  $\theta = 40^\circ$ . La figure IV.7 montre ce phénomène, En effet la contrainte maximale croît avec l'angle  $\theta$ , elle atteint sa valeur max 2.95 MPa puis elle diminue par symétrie pour atteindre sa valeur minimale 0.74 MPa à un angle  $\theta = 90^\circ$ . En comparons cette variation de contraintes avec celle de la microcavité, nous constatons que l'inclusion engendre une concentration de contraintes qui sont supérieures aux contraintes autour de la microcavité. Ce ci est peut être dû aux propriétés mécaniques de l'inclusion qui dépassent celles du ciment et conduisent aussi à la création d'une autre interface. Celle-ci peut provoquer une concentration de contraintes dans le ciment et fragilisant ainsi l'assemblage.

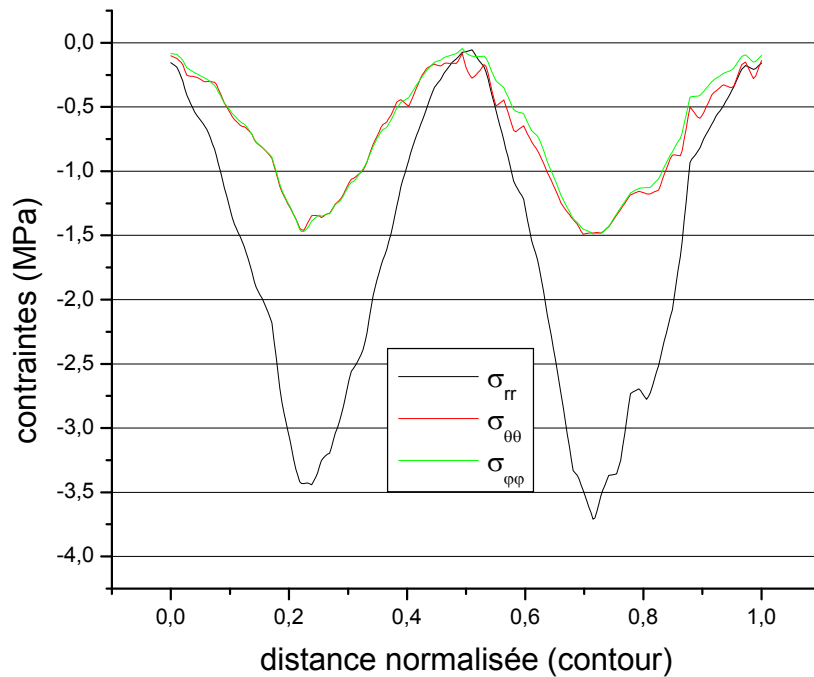


**Figure IV.7 :** Variation des contraintes équivalentes maximales dans le ciment (autour de l'inclusion) pour différentes positions

La variation des contraintes radiales  $\sigma_{rr}$  et angulaires  $\sigma_{\theta\theta}$  et  $\sigma_{\phi\phi}$  en fonction de la distance normalisée autour de l'inclusion est illustrée sur la figure IV.8. Ces contraintes sont évaluées par rapport à un repère sphérique locale ( $\theta, r, \phi$ )

## CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION

,  $\phi$ ) d'origine le centre de l'inclusion et dont le plan  $(r, \theta)$  est parallèle au plan frontale. La position de l'inclusion  $R$  ainsi que les angles  $\theta$  et  $\phi$  sont constants ; soit :  $R=28\text{mm}$ ,  $\theta=40^\circ$  et  $\phi = 0^\circ$ .



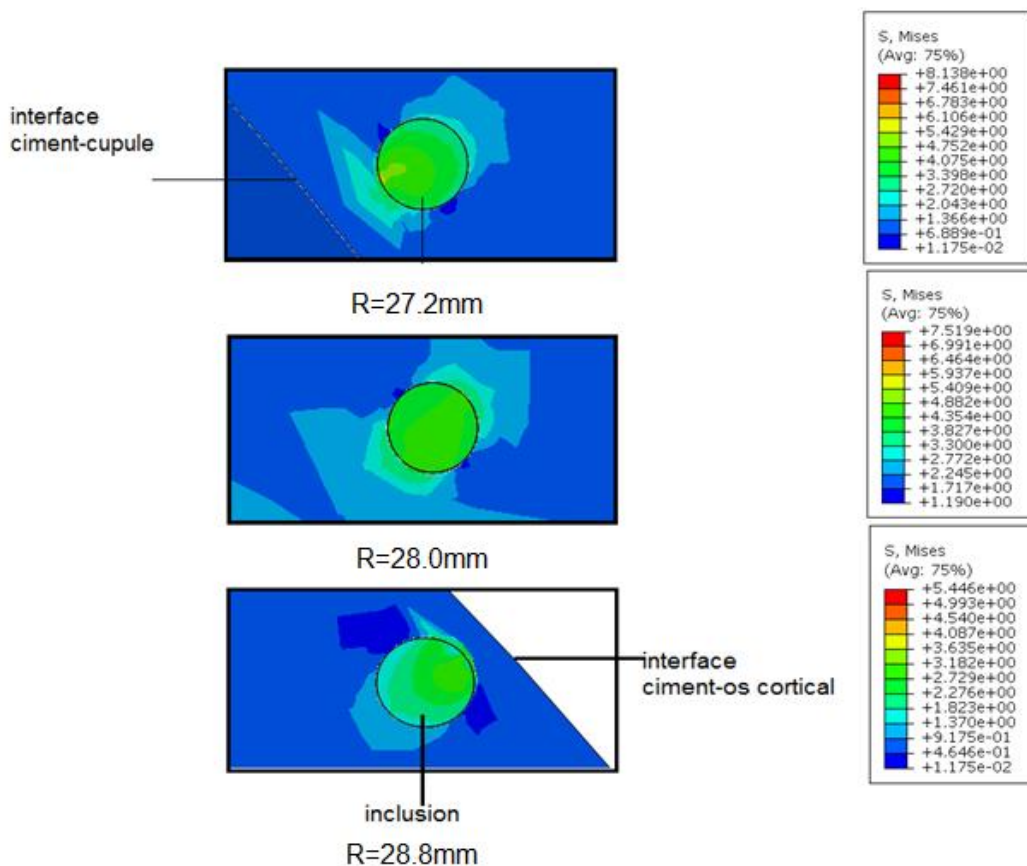
**Figure IV.8** : Distribution des contraintes radiales  $\sigma_{rr}$  et angulaires  $\sigma_{\theta\theta}$  et  $\sigma_{\phi\phi}$  dans le ciment autour de l'inclusion ( $R = 28\text{mm}$ ,  $\theta = 40^\circ$ ,  $\phi = 0^\circ$ )

Dans les trois directions nous remarquons que le ciment est complètement en compression. La distribution des contraintes n'est pas uniforme dans les trois directions ; ces contraintes augmentent et diminuent par rapport à un axe de symétrie passant par le centre du contour. Dans la direction radiale les contraintes présentent des pics de compressions allant jusqu'à  $-3,75\text{MPa}$  ; ces contraintes sont les plus intenses par rapport aux autres contraintes. En effet la contrainte radiale vaut presque le triple de celles dans les directions angulaires  $\theta$  et  $\phi$ . Dans ces deux directions les variations des contraintes sont presque identiques. Le risque d'initiation et d'amorçage de microfissure et de propagation dans le ciment autour de l'inclusion dans cette position est minimum, du fait que les contraintes maximales sont loin de la contrainte ultime du ciment en compressions ( $80\text{MPa}$ ).

## CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION

### IV.4.1.2 :Variation de l'angle R( $\theta=40^\circ$ et $\phi=0^\circ$ )

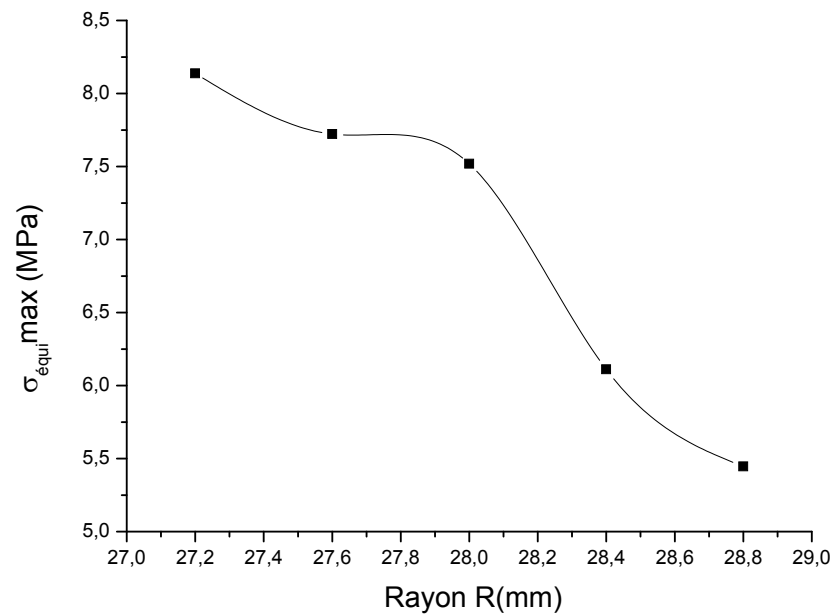
Cet effet est indiqué sur la figure IV.9, les distributions des contraintes équivalentes pour différentes positions de l'inclusion dans le ciment sont presque les mêmes mais leurs intensités varient inversement avec le rayon R. Ces se relaxent en s'éloignant de l'interface ciment-cupule. Ce ci est dû d'une part aux différences de propriétés mécaniques au niveau des interfaces ciment-cupule et ciment-os cortical. D'autre part quelque soit la valeur du rayon R l'inclusion reste toujours sur l'axe de chargement ainsi la variation observée dans le niveau des contraintes peut être du aussi aux conditions aux limites imposées aux différents éléments de la PTH. La figure IV.10 représente la variation des contraintes équivalentes maximales pour différentes positions de l'inclusion.



**Figure IV.9:** Distributions des contraintes équivalentes pour différentes positions de l'inclusion

## CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION

---

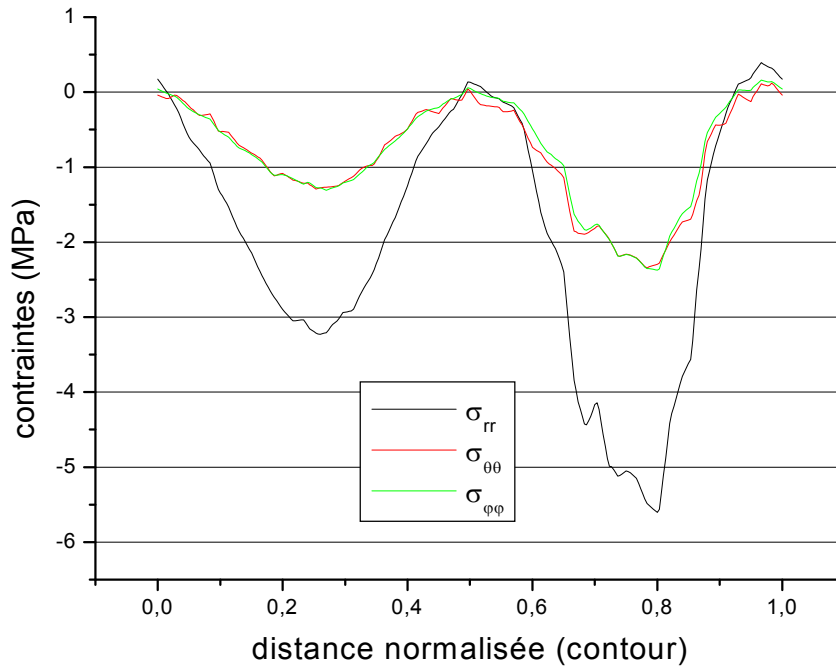


**Figure IV.10 :** Variation des contraintes équivalentes maximales pour différentes positions de l'inclusion ( $\theta=40^\circ$  et  $\phi=0^\circ$ )

La valeur maximale de la contraintes équivalente est obtenue au voisinage proche de l'interface ciment-cupule ( $R= 27.2$  mm), cette contraintes diminue d'intensité en s'approchant de l'interface ciment-os cortical ( $R= 28.8$  mm) ; sur l'axe de chargement, les intensités des contraintes diminuent en s'éloignant du point d'application de la charge. Entre les deux positions on note une diminution de contraintes de l'ordre de 33%.

La figure IV.11 illustre la distribution des contraintes  $\sigma_{rr}$ ,  $\sigma_{\theta\theta}$  et  $\sigma_{\phi\phi}$  pour le même contour autour de l'inclusion dans la position ( $R=27.2\text{mm}$ ,  $\theta=40^\circ$ ,  $\phi=0^\circ$ ).

## CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION



**Figure IV.11** : Distribution des contraintes radiales  $\sigma_{rr}$  et angulaires  $\sigma_{\theta\theta}$  et  $\sigma_{\phi\phi}$  dans le ciment autour de l'inclusion ( $R=27.2\text{mm}, \theta=40^\circ, \phi=0^\circ$ )

On voit que le ciment est totalement comprimé suivant les directions angulaires  $\theta$  et  $\phi$ . La répartition des contraintes  $\sigma_{\theta\theta}$  et  $\sigma_{\phi\phi}$  est presque identique et leurs intensités varient entre 0 et -2 MPa. Le risque d'amorçage et de propagation de fissure suivant ces deux directions surtout en mode I (mode d'ouverture) est nul.

Par ailleurs les contraintes radiales  $\sigma_{rr}$  présentent deux pics de compression allant jusqu'à -6 MPa et deux autres de tractions pouvant atteindre 0.6 MPa. Ces valeurs sont relativement faibles par rapport aux propriétés mécaniques du ciment orthopédique mais puisque la marche est un phénomène cyclique, sous l'effet de fatigue, ces contraintes peuvent être fatales pour la durée de vie de notre PTH.

En comparons les courbes de la figure IV.8 et IV.11, nous observons d'une part que l'axe de symétrie observé dans la première figure a disparu légèrement, les contraintes au voisinage de l'interface ciment-cupule sont dissymétriques et leur niveau augmente par rapport à celles obtenues au voisinage proche de l'interface ciment – os cortical. Cet effet



## CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION

---

est plus marqué pour les contraintes radiales. L'effet de déplacement de l'inclusion sur les contraintes angulaires est presque négligeable.

### IV.4.2 : Interaction entre deux inclusions

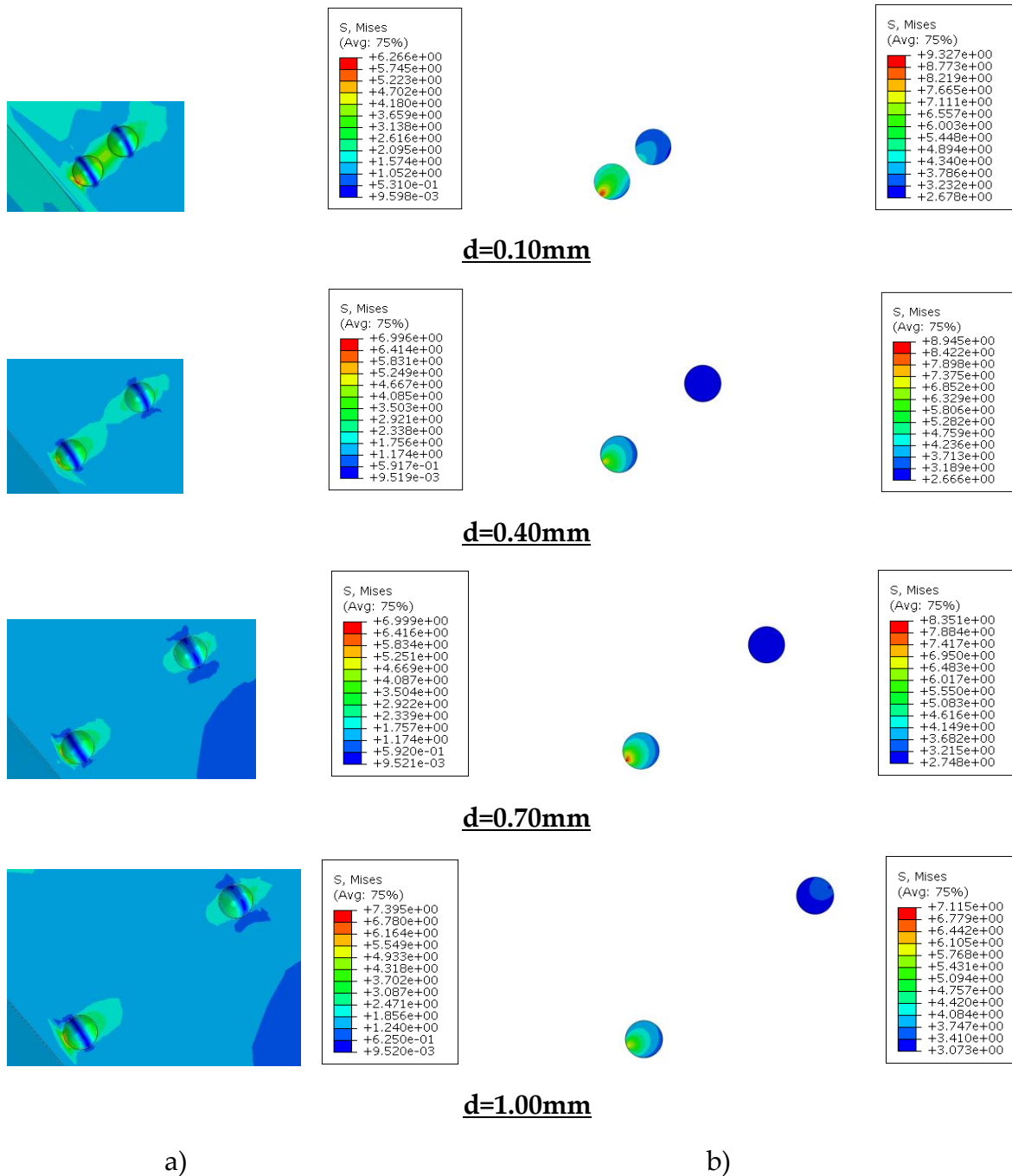
Avant de simuler une fissure émanant d'une inclusion dans le ciment orthopédique, nous allons étudier dans ce qui suit l'interaction entre deux inclusions. Nous supposons l'existence (dans le ciment) de deux inclusions de même diamètre ( $d=0.20\text{mm}$ ) sur l'axe de chargement et nous analyserons leurs interactions et leurs influences sur la distribution des contraintes dans le ciment orthopédique.

La position de la première inclusion est constante, c'est celle de la position critique de la microcavité étudiée dans le paragraphe précédent ( $R=27.2\text{ mm}$ ,  $\theta=40^\circ$  et  $\phi=0^\circ$ ). La position de la deuxième inclusion est prise sur l'axe de chargement à une distance  $d=0.1\text{ mm}$  de la première puis déplacé dans le ciment avec le même pas de  $0.3\text{mm}$  et sur l'axe de l'implant.

Ces deux inclusions ont les propriétés de débits d'os. Les conditions de chargement et aux limites sont les mêmes prises dans le paragraphe précédent.

Les résultats de cette étude sont illustrés dans la figure IV.12. Cette dernière montre les distributions et les niveaux des contraintes équivalentes dans le ciment orthopédique et autour des deux inclusions pour différentes distances.

# CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION



**Figure IV.12:** Distributions des contraintes équivalentes pour différentes distances entre les deux inclusions. a) dans le ciment b) autour des inclusions

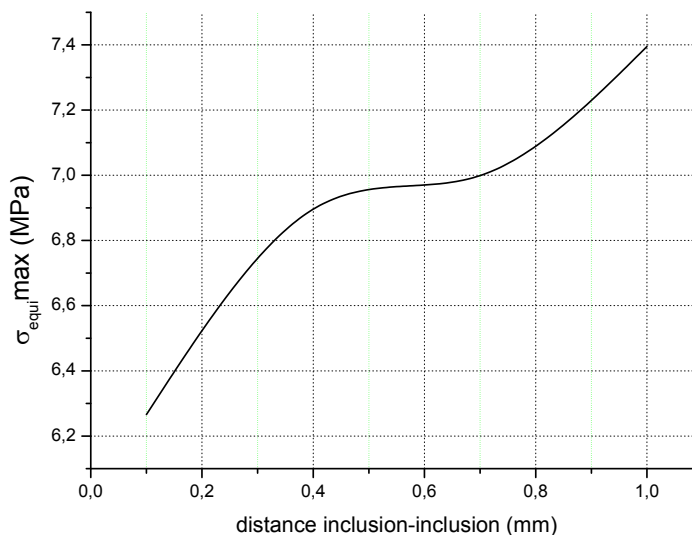
L'effet d'interaction montre que l'augmentation de l'inter-distance inclusion-inclusion conduit à une intensification des contraintes. C'est à dire que deux inclusions proches engendrent moins de concentrations de contraintes dans le ciment que deux inclusions éloignées. L'augmentation de l'inter distance peut provoquer une augmentation

## CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION

---

de contraintes dans le ciment allant jusqu'à 15 %. Cette effet est montré sur la figure IV.13, celle ci représente la variation des contraintes équivalentes maximales dans le ciment pour différentes distances entre les deux inclusions. Entre 0,1 et 0,4 mm la contrainte augmente légèrement de façon linéaire, puis elle se stabilise dans le plier (0,4-0,8mm), au delà de 0,8 elle croît de nouveau mais faiblement.

L'effet d'interaction des microcavités a montré que l'augmentation des inters-distance conduit à une relaxation des contraintes. Par contre pour les inclusions, le phénomène inverse est observé, avec une augmentation importante des contraintes qui vaut presque quatre fois celles obtenues autour des microcavités.



**Figure IV.13:** Variation des contraintes équivalentes de Von Mises dans le ciment pour différentes distances

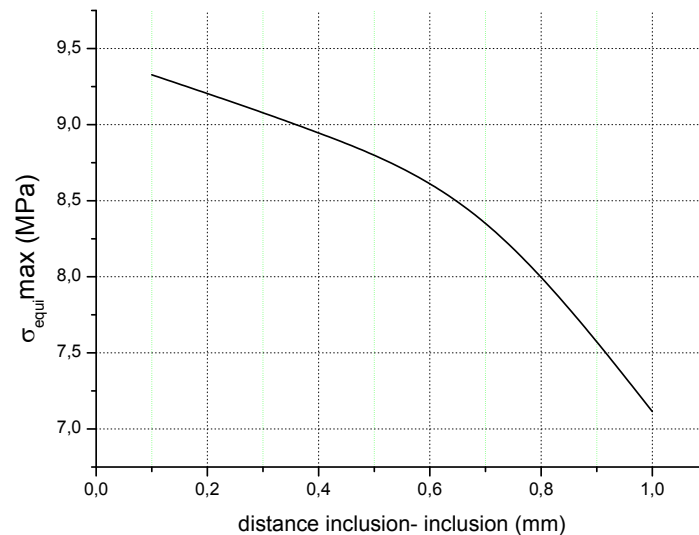
D'autre part on distingue une forte différence entre les distributions et les intensités de contraintes autour des deux inclusions. L'inclusion la plus sollicitée est celle qui est proche de l'interface cupule-ciment, donc de la zone d'application du chargement.

Les contraintes dans les deux inclusions s'intensifient lorsque la distance qui les sépare diminue (figure IV.14). Les inclusions absorbent les contraintes et elles peuvent être considérées comme des renforts dans le ciment orthopédique, comme le cas des matériaux composite. Mais le changement de direction de chargement par rapport au renfort peut

## CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION

---

engendrés une amplification des contraintes dans le ciment et conduisant ainsi à l'endommagement de celle-ci, même sous des chargements très faible.



**Figure IV.14:** Variation des contraintes équivalentes de Von Mises autour des inclusions pour différentes distances

### IV.4.2 : fissure émanant d'une inclusion:

Quelque soit le mode de sollicitation (compression ou traction) sur le ciment orthopédique, les contraintes relevées autour de l'inclusion dans l'études précédente ne présentent pas un risque immédiat dans la dégradation et la rupture de la prothèse totale de hanche , mais vu le grand nombre de cycles de marche par an ,ces contraintes peuvent devenir fatales pour la durée de vie de notre PTH. Ce phénomène peut prendre de l'ampleur en présence de microfissure émanant d'inclusion.

A cet effet, nous analysons dans ce qui suit le comportement en rupture du ciment. Une fissure semi-elliptique émanant d'une inclusion est initiée dans le ciment sous un cycle de marche. Pour une étude nous considérons la même microfissure, même taille et profondeur que celle émanant de la microcavité.

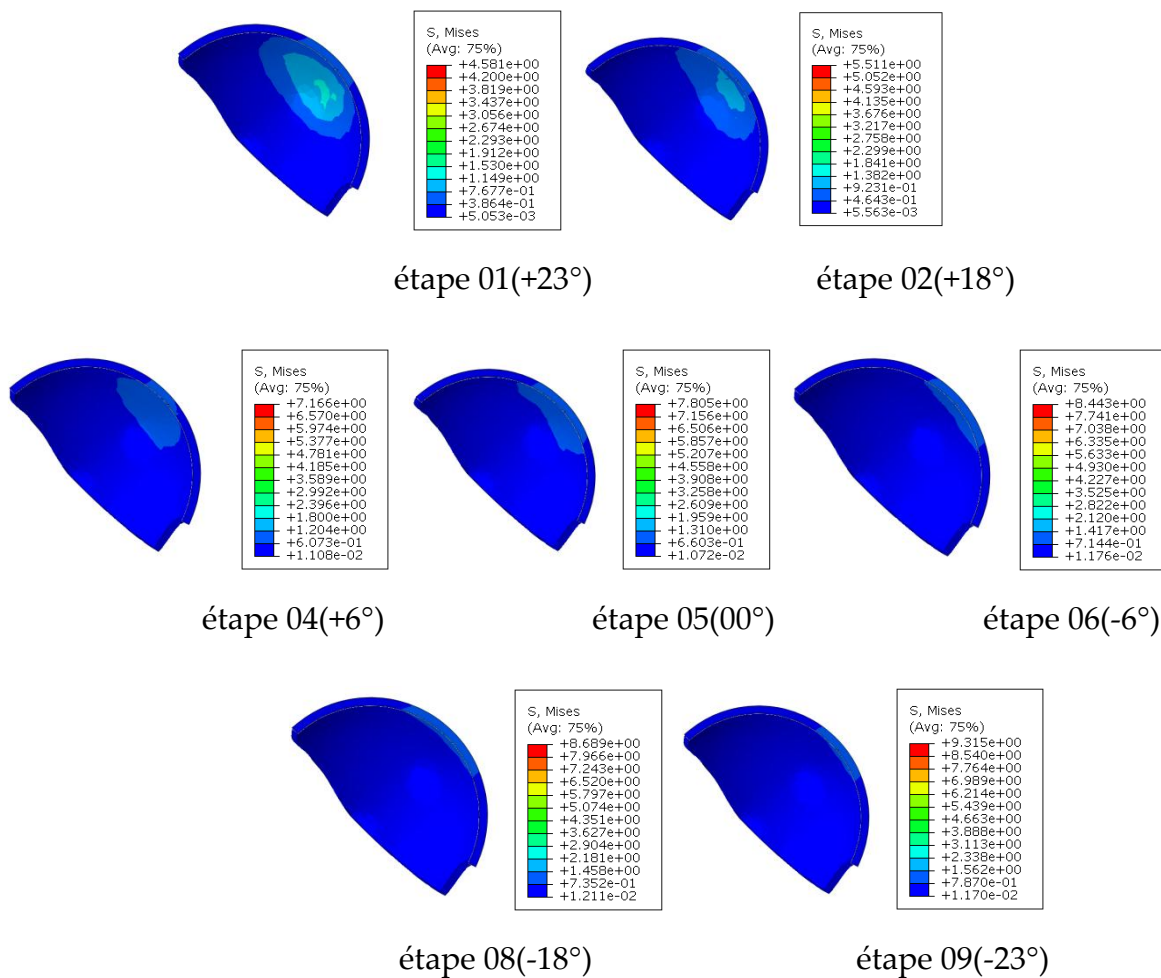
#### IV.4.2.1:distributions des contraintes dans le ciment

Analysons tout d'abords les distributions des contraintes dans le ciment en présence de la microfissure émanant de l'inclusion (les distributions des contraintes et leurs intensités autour des autres composants du modèle sont presque les mêmes observés dans le

## CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION

chapitre III). La figure IV.12 représente la répartition des contraintes dans le ciment orthopédique pour les différentes orientations du chargement.

On remarque que la répartition des contraintes équivalentes de Von Mises dans le ciment en présence de fissure émanant d'inclusion est presque identique à celle observé pour la fissure émanant de la cavité mais leurs intensités sont différentes. Les valeurs les plus élevées (9.31MPa) sont obtenues dans l'étape 09 (- 23°) du chargement. Par contre la valeur la plus faible est obtenue pour l'étape 1 (23°). Les deux étapes engendrent les deux extremums de contraintes. Ce phénomène est bien marqué sur la figure IV.13 qui représente la variation des contraintes équivalentes maximales dans le ciment pour différentes étapes de chargement.

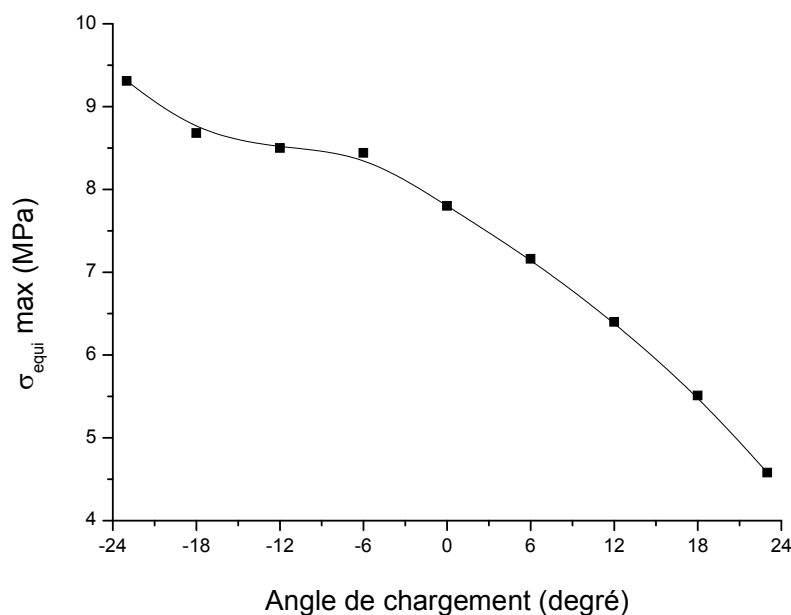


**La figure IV.12:** Distribution des contraintes de Von Mises dans le ciment pour différentes étapes de chargement

## CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION

---

Les contraintes équivalentes maximales dans le ciment orthopédique en présence de la fissure émanant de l'inclusion montrent une forte concentration à l'étape 09(-23°) de chargement jusqu'à l'étape 01(+23°). C'est à dire que plus le pied du patient porteur de la PTH se déplace de l'avant du corps ( $\sigma_{\text{éq max}} = 4.58 \text{ MPa}$ ) vers l'arrière plus les contraintes augmentent pour atteindre la valeur maximale de 9.31 MPa. Ces valeurs des contraintes dépassent le double de celles relevées dans le ciment en cas d'une fissure émanant d'une microcavité. Ces contraintes sont largement inférieures aux contraintes de rupture du ciment en traction ou en compression, mais à long terme peuvent conduire à une source d'amorçage et propagation de fissure. A cet effet nous supposons l'existence d'une microfissure émanant de l'inclusion. Le comportement de cette fissure est analysé pour les différentes étapes de chargement et les différents modes de rupture.



**La figure IV.12:** Variation des contraintes équivalentes maximales dans le ciment pour différentes étapes de chargement

## CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION

### IV.4.2.2: Facteurs d'intensité de contrainte

Le comportement en rupture du ciment en présence d'une fissure émanant de l'inclusion est analysé en termes d'approche locale basé sur le facteur d'intensité de contrainte en pointe de fissure. La variation du facteur d'intensité de contraintes pour en mode d'ouverture le long du front de fissure est représentée sur la figure IV.13.

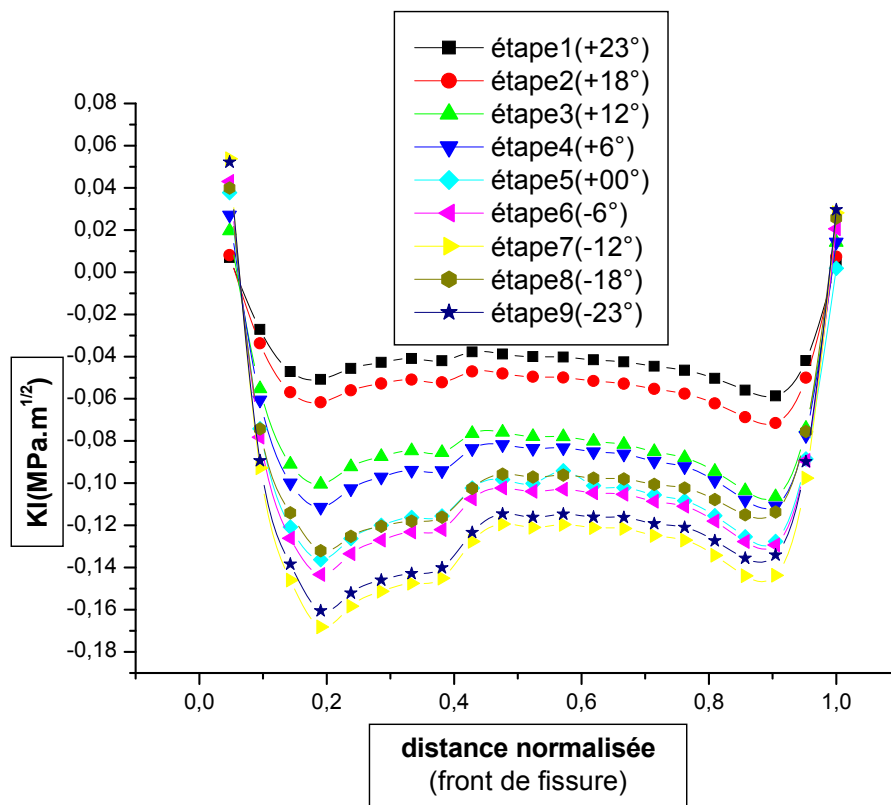


Figure IV.13: Variation de  $K_I$  le long du front de fissure

Le facteur d'intensité de contrainte en mode I dépend fortement de l'étape de chargement. En effet les valeurs les plus élevées de  $K_I$  sont obtenues pour les angles positifs de la position de chargement c'est-à-dire quand le porteur de la PTH déplace sa jambe vers l'avant. Par contre lorsque le patient recule sa jambe, il engendre une diminution du FIC. Ce facteur est positif uniquement aux deux extrémités de la fissure. Le FIC décroît de la première extrémité pour ce stabilisé le long du contour de la fissure puis

## CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION

---

il croit de nouveau pour attendre presque sa valeur maximale à la deuxième extrémité. Les valeurs positifs du FIC montre que la fissure est en ouverture, par contre les valeurs négatifs traduit que la fissure est fermé, c'est-à-dire aucune propagation de fissure est envisagée. Les valeurs du FIC aux deux extrémités de la fissure sont aussi largement inférieur à la ténacité du ciment. Contrairement au cas de la fissure émanant de la cavité, l'étape 01 (+23) s'avère relativement la plus dangereuse par rapport aux autres orientations de chargement puisqu'elle présente les valeurs maximales du facteur d'intensité de contraintes.

La figure IV.14, illustre les variations du FIC en mode II le long du front de fissure. Les valeurs les plus élevées du FIC en mode II sont obtenues pour les étapes 9 (-23°) et 7 (-12°), dont le maximum est localisé à une distance normalisée de 0,3 loin de la première extrémité. Les valeurs du FIC en mode II dont la totalité est positif sont supérieur à ceux du mode I, Ce ci montre que la fissure à tendance à se propagé en mode de glissement plan qu'on mode d'ouverture. Une fissure émanant d'une inclusion conduit à des valeurs de  $K_{II}$  inférieur de celle émanant d'une cavité. Par contre en mode I les deux défauts conduisant à des valeurs FIC légèrement différentes.



## CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION

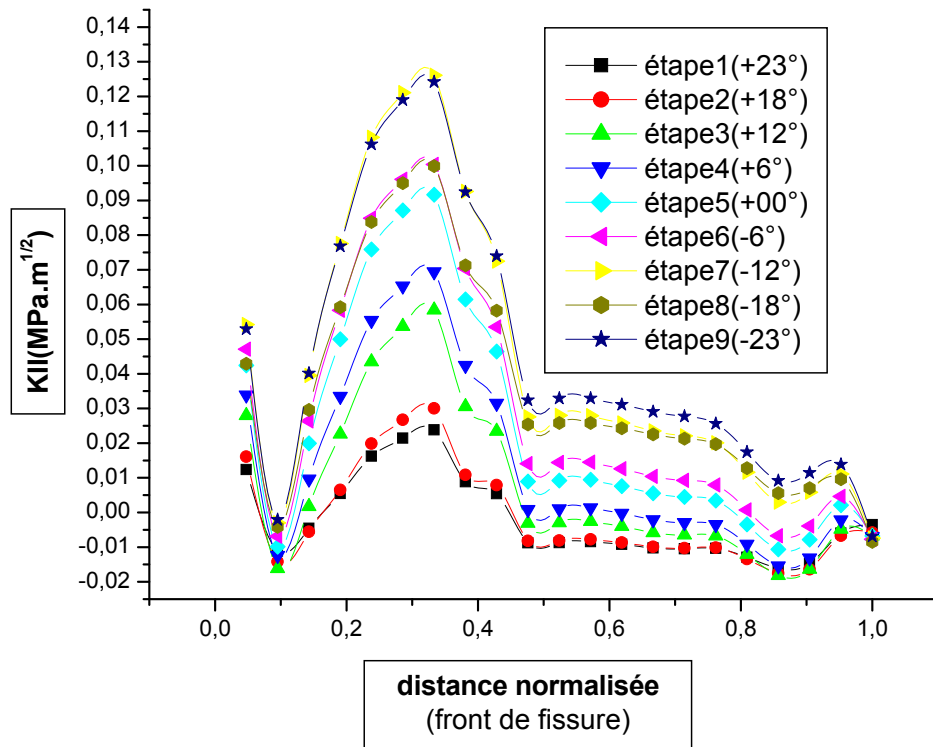


Figure IV.14 : Variation de  $K_{II}$  le long du front de fissure.

En mode III (figure IV.15), les valeurs du  $K_{III}$  sont presque identiques à celles du mode I. Dans la première moitié du front de fissure les valeurs du FIC en mode III sont positives alors que dans la 2eme moitié les facteurs d'intensités de contraintes sont négatives. Ceci signifie peut-être qu'il y a risque de propagation de la fissure en mode de glissement anti-plan du côté de la première extrémité de la fissure. Comme le mode II, les étapes de chargement 9 et 7 c'est elles qui engendrent des valeurs les plus élevées du FIC. Par conséquent ces deux étapes peuvent conduire à long terme soit à une propagation en mode II pur ou mode III pur ou bien en mode mixte II+III. Nos résultats montrent que quelque soit le mode de rupture, la variation du facteur d'intensité de contraintes est très faible et dépend de la direction de chargement. Les valeurs des facteurs d'intensité de

## CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION

contraintes des trois modes de rupture ne constituant aucun risque de propagation de fissure.

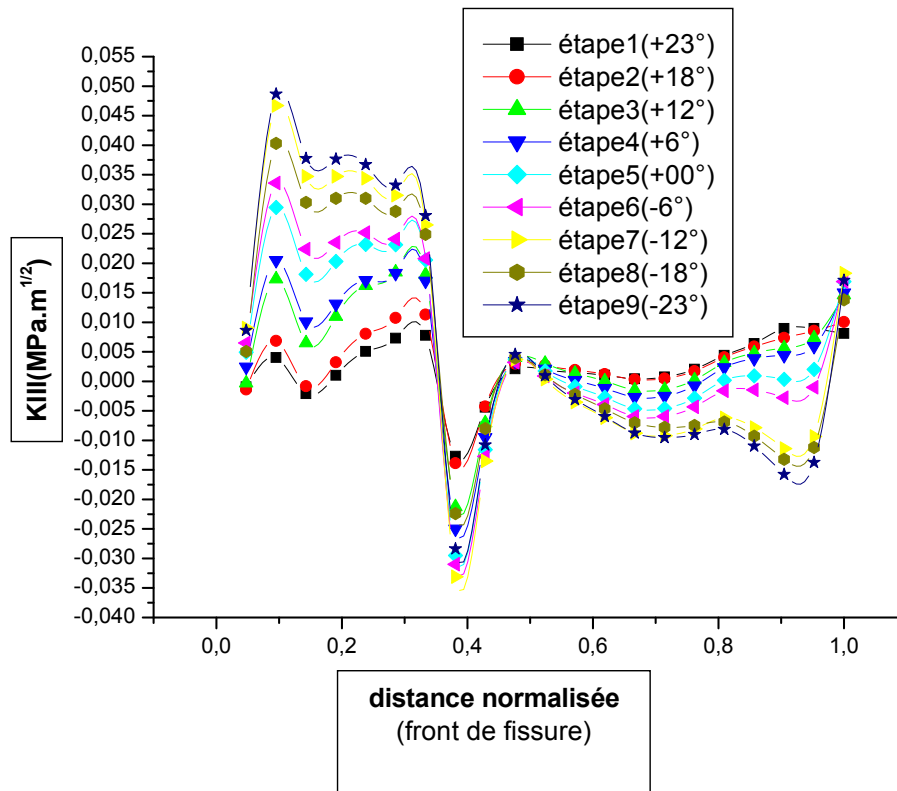


Figure IV.15 : Variation de  $K_{III}$  le long du front de fissure.

### IV.4 CONCLUSION

L'analyse du comportement d'une fissure émanant d'une inclusion dans le ciment de scellement de la cupule d'une prothèse totale de hanche (PTH) a permis de tirer les conclusions suivantes :

- La présence d'une inclusion dans le ciment modifie complètement la répartition des contraintes. Cette distribution de contraintes dépend de la position radiale et angulaire de l'inclusion dans le ciment. Une orientation commune de l'inclusion avec l'axe de chargement conduit à une intensification des contraintes équivalentes. Une inclusion située au voisinage proche de l'interface ciment-cupule peut conduire à l'endommagement du

## CHAP.IV:ETUDE D'UNE MICROFISSURE EMANANT D'UNE INCLUSION

---

ciment de la PTH. Ce ci peut être dû à l'effet d'interaction des champs de contraintes inclusion interface. L'effet de ce phénomène est réduit en présence de cavité sans propriétés mécaniques.

-La présence de deux ou plusieurs inclusions engendrent plus de contraintes dans le ciment et leurs intensités sont proportionnelles à la distance qui les sépare. Plus les inclusions sont proches plus les contraintes dans le ciment se relaxent.

-Le mode de propagation d'une fissure initiée dans le ciment à partir d'une inclusion dépend de l'orientation du chargement. La fissure se propage plus facilement en mode II et III, alors qu'en mode I le risque de propagation est presque nul. Pour un seul cycle de marche, les valeurs des facteurs d'intensités de contraintes sont relativement faibles comparées à la ténacité du ciment, mais à long terme et sous l'effet de fatigue sous ces cycles de marche, le risque de rupture ou d'endommagement du ciment est probable. Ce ci peut conduire au décèlement de la prothèse totale de hanche.

# Chapitre V

**ETUDE TRIDIMENTIONNELLE D'UNE**

**FISSURE INTERFACIALE**

**CHAPITRE V**

**ETUDE TRIDIMENSIONNELLE D'UNE FISSURE INTERFACIALE**

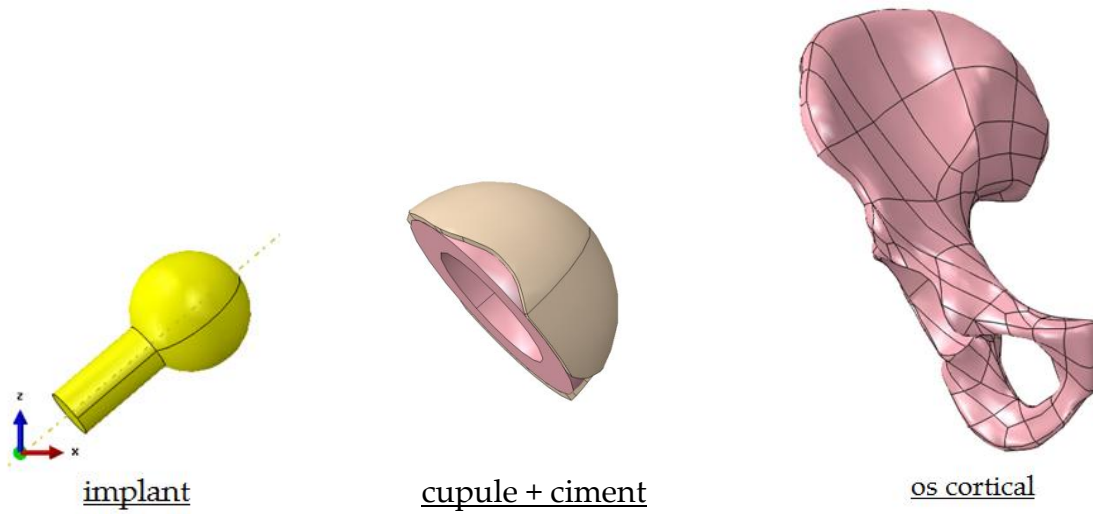
**V.1. INTRODUCTION**

La présence de défauts dans le ciment pendant le mélange peut conduire localement à une zone de concentration de contraintes conduisant à la rupture brutale du ciment et par conséquent au descellement de la cupule. Il est connu que la fissures est le défaut le plus dangereux à cause des fortes contraintes en sont front. Parmi les types de fissures identifiées dans le ciment orthopédique et certainement pas la moins dangereuse : La fissure inter faciale ou fissure initié à la jonction entre l'os et le ciment où entre le ciment et la cupule. L'existence d'une telle fissure dans la prothèse totale de hanche peut être fatale en réduisant la durée de vie PTH. C'est pourquoi l'étude d'un tel défaut est primordiale pour la bonne tenue et la durabilité de la prothèse.

Dans ce chapitre nous étudions par la méthode des éléments finis tridimensionnels le comportement en rupture d'une fissure inter faciale semi-circulaire dans la jonction cupule-ciment orthopédique. Nous analysons d'une part la distribution et l'intensité des contraintes dans l'interface cupule-ciment sans défaut et d'autre part nous calculons et analysons la variation des facteurs d'intensités de contraintes en différents modes de rupture pour un cycle de marche.

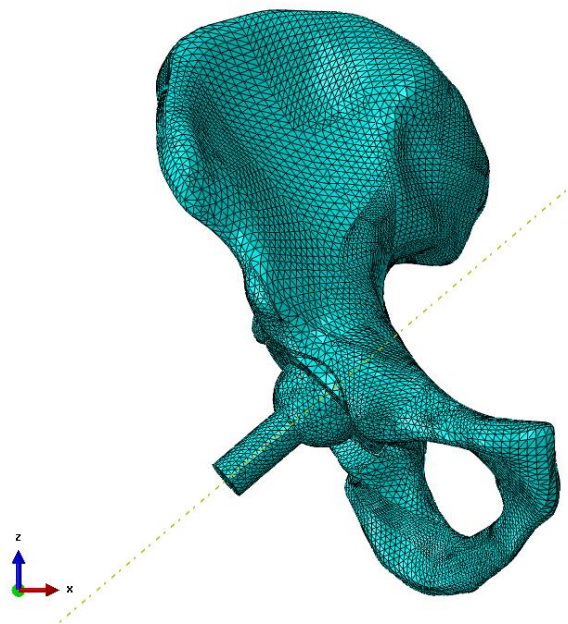
**V.2. MODELE GEOMETRIQUE**

Comme dans les chapitres précédents notre modèle géométrique tridimensionnelle est composé de quatre régions [5] : os cortical, le ciment, la cupule et enfin l'implant .Pour simuler une fissure tridimensionnelle inter faciale dans la jonction cupule-ciment orthopédique nous avons fusionné ( figure V.1) ces deux régions tout en gardant leurs propriétés d'origine (voir tableau III.1).



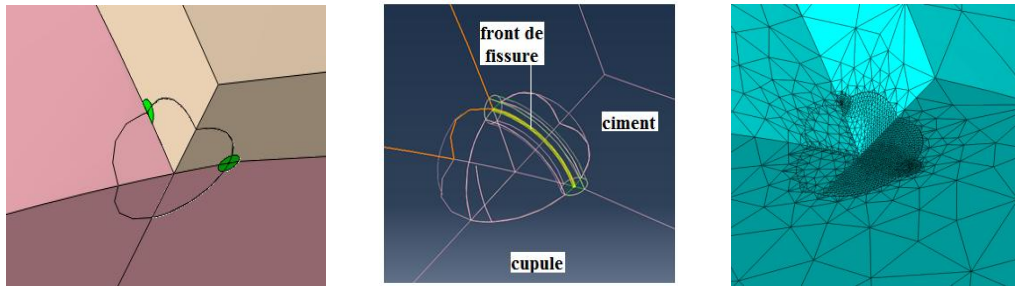
**figure V.1** modèle géométrique et ses composants

Environ 98000 éléments de type linéaires ont été utilisés pour représenter notre modèle numérique (figure V.2) .



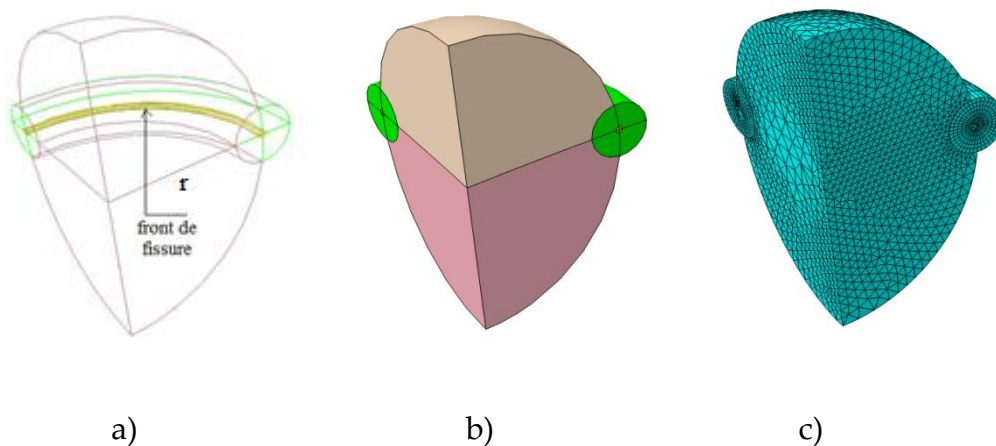
**figure V.2** : maillage adapté au modèle

La fissure circulaire est créée dans l'interface cupule-ciment orthopédique. Elle est caractérisée par son rayon  $r = 1$  mm et par une longueur du front de fissure  $l = 1.57$  mm (figure V.4.a).



**figure V.3** : Position et maillage de la fissure dans la jonction cupule-ciment

Le maillage de son contour est réalisée grâce à deux partitions cylindres .la première en jaune (au centre ) est modélisée par des éléments coins avec la technique de balayage (sweet) et la deuxième (en vert) par des éléments hexagonales structurés (figure V.3.a). Ce maillage spéciale et raffiné est utilisé autour du front de la fissure dans le but d`augmenter la précision de calcul (figure V.4).



**figure V.4.**a) dimensions , b)technique de maillage et c)maillage raffiné autour de la fissure inter faciale

Le tableau V.1 regroupe le nombre et les types d'éléments utilisés pour le maillage des différent constituants de notre modèle géométrique.

<b>Composant</b>	<b>Nombre d'élément</b>	<b>Type d'élément</b>	<b>Technique</b>
Implant	16967	Tétraédrique	Libre
Ciment + cupule	41005	Tétraédrique	Libre
Fissure+contour	30056	Hexagonale + coin	Structurée et balayage
Os cortical	9954	Triangulaire	Libre

**Tableau V.1 :** Nombre et types d'éléments utilisés pour le maillage de notre modèle

Nous considérons les mêmes étapes de chargement et les mêmes conditions aux limites des chapitres III et IV lors de l'étude tridimensionnelle d'une fissure émanant d'une microcavité et d'une inclusion pendant un cycle de la marche.

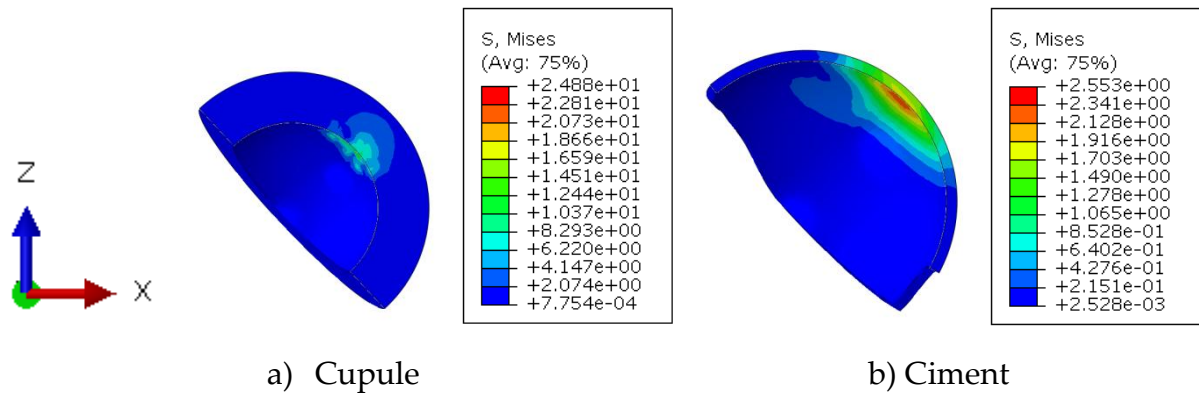
### **V.3.RESULTATS ET ANALYSES**

Avant de simuler le comportement de la fissure inter-faciale dans la jonction cupule-ciment, nous étudions la distribution et les intensités des contraintes dans le couple ciment-cupule sans défaut. Cette étude va nous permettre de localiser les zones de fortes concentrations de contraintes et prévoir les positions éventuelles pour l'amorçage et la propagation de fissure inter-faciale.

#### **V.3.1: Répartition des contraintes au voisinage de la jonction cupule-ciment sans fissure**

Les deux éléments de la partie supérieur de la PTH ; la cupule et le ciment sont sollicités en compression à cause de l'effort subit par l'implant et aux conditions aux limites imposées. Les zones les plus sollicités de la cupule et du ciment se trouvent au voisinage de l'axe de chargement (axe de l'implant). Cet effet est illustré sur la figure V.5 ; celle ci représente la distribution des contraintes dans l'ensemble cupule-ciment sans présence de fissure interfaciale.



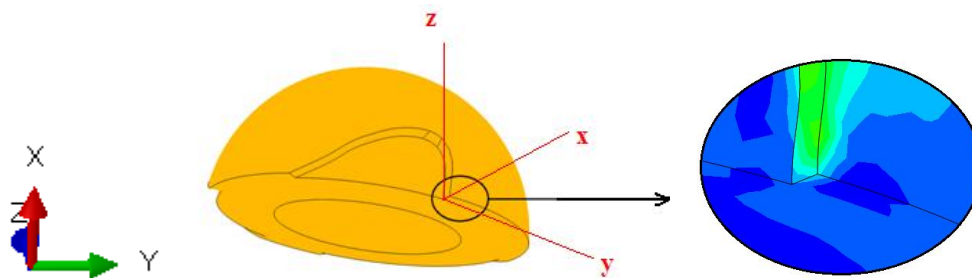


**Figure V.5:** Distribution des contraintes de Von Mises dans la cupule et ciment.

Les contraintes équivalentes maximales dans la cupule ainsi que le ciment sont obtenues au niveau du contact avec l'implant fémorale, c'est-à-dire sur la même direction de chargement. Ce cas de chargement est ce lui de l'étape 9 (-23°) qui correspond à une position reculée de la jambe du porteur de la prothèse totale de hanche. L'étape de chargement choisie c'est elle qui engendre pratiquement les concentrations des contraintes les plus élevées (cas de la micro cavité et inclusion). La contrainte maximale dans la cupule est de 25 MPa ; celle dans le ciment est de 2,55 MPa. Ces contraintes sont très faibles comparés aux contraintes de rupture des deux éléments de la prothèse. Par conséquent dans cette position de chargement, le risque d'endommagement ou d'initiation et de propagation de fissure inter faciale ou bien dans un des éléments constituant la PTH est minimum. Mais connaissant la diversité et la complexité des mouvements de l'articulation de la hanche (flexion, extension, abduction , adduction ,... ) ainsi que l'orientation de l'implant qui peut prendre divers directions ; en plus le frottement entre les différents organes de la PTH, causé par ces mouvements peuvent conduire à l'amorçage des fissures. La PTH est constitué par plusieurs éléments homogène et non homogène, isotope et même par fois anisotrope. La différence des propriétés mécanique et physique, telle que le module de Young ; le coefficient de poisson et le coefficient de dilatation thermique conduit à la création des contraintes résiduelles dans les jonctions. Ces contraintes d'une part,

facilitent l'amorçage des fissures interfaciales ; d'autre par elles peuvent endommagée le matériau même à des niveaux de chargement faible.

La figure V.6, montre un des cas probable de fissure entre l'interface ciment cupule pour une orientation de l'implant de  $-23^\circ$ . Dans cette zone la totalité de la cupule et l'implant sont sollicités en traction.



**Figure V.6.** Position de simulation de la fissure inter facial

### V.3.2 : Facteurs d'intensité de contrainte

Le comportement des fissures inter faciales diffère de celui d'un milieu homogène. En effet, la présence de l'interface conduit à un facteur d'intensité de contrainte complexe et non réel. Le comportement de la fissure est dit dans ce cas oscillatoire, c'est-à-dire il oscillé entre ouverture et glissement. Le champ de contrainte en présence d'interface admet une puissance de singularité différente de  $1/2$  (cas d'un milieu homogène isotrope). Cette puissance dépend de l'écart entre les propriétés mécaniques des matériaux constituant la jonction ou le couple. Le facteur d'intensité de contrainte dans ce cas s'écrit :

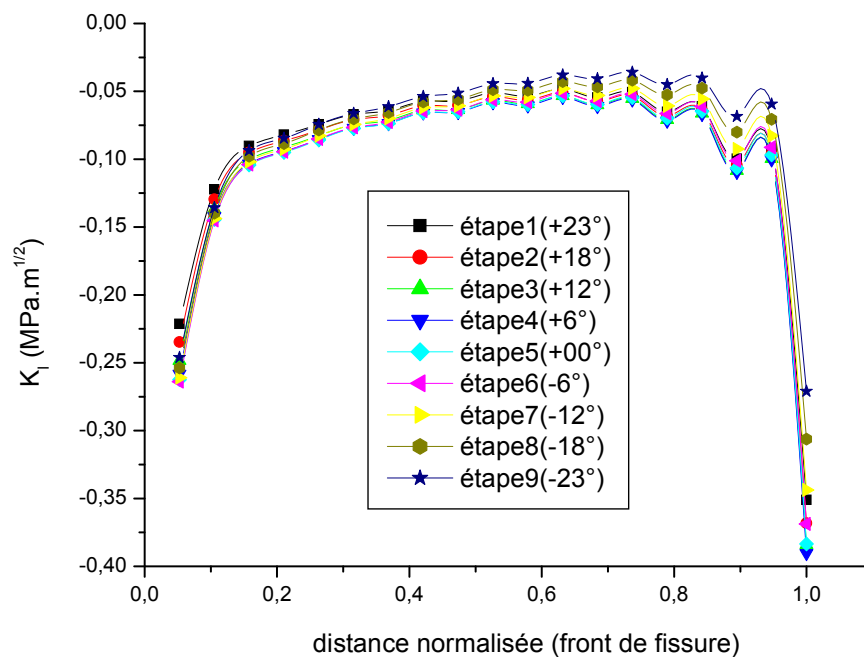
$$K = K_1 + iK_2$$

$K_1$  et  $K_2$  sont respectivement les composantes réel et imaginaire du facteur d'intensité de contrainte complexe. Ils ne peuvent pas être interprétés comme les facteurs  $K_I$  et  $K_{II}$  caractérisent l'ouverture et le glissement de la fissure.

Les facteurs  $K_1$  et  $K_2$  dépend énormément des propriétés élastiques des matériaux en présence cupule et ciment. L'oscillation de la fissure entre ouverture et déplacement engendre un déphasage entre les deux facteurs  $K_1$  et  $K_2$ , l'angle de déphasage caractérise la ténacité inter faciale des deux couples.

Nous étudions l'effet de la présence d'une fissure semi-circulaire à l'interface cupule-ciment et nous analysons la variation des facteurs d'intensités de contraintes pour différentes étapes du chargement pour les trois modes de rupture.

La figure V.7 représente les variations du facteur d'intensités de contrainte en mode I de rupture le long du front de fissure pour différentes étapes du cycle de marche.

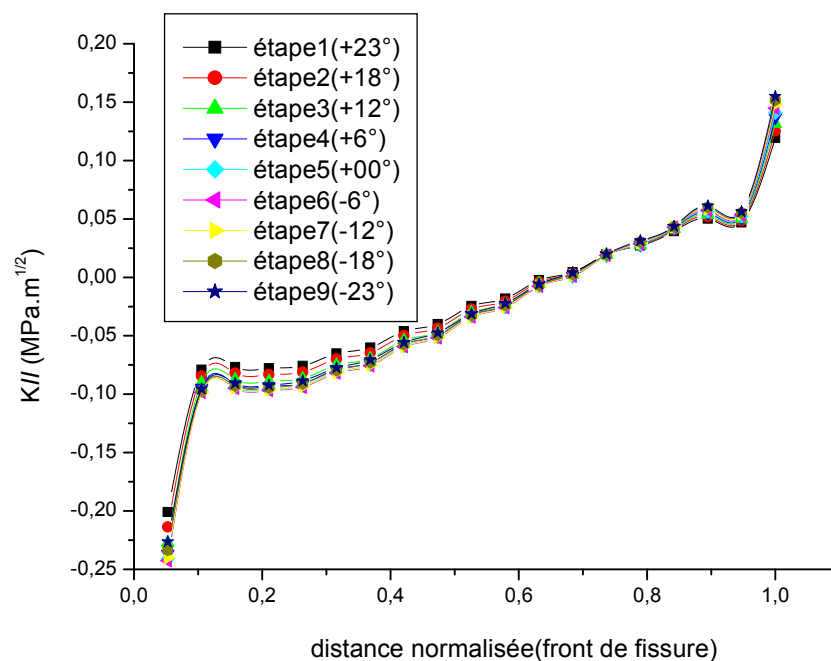


**Figure V.7:** Variations de  $K_I$  le long du front de fissure pour différentes étapes du chargement.

Quelle que soit l'étape de chargement, la variation du FIC en mode I est presque constante. Le maximum du FIC  $K_I$  est obtenu aux extrémités de la fissure, loin des deux

extrémités les valeurs du facteur  $K_I$  sont presque constantes. L'étape 9 (-23°) du chargement engendre une variation du FIC plus élevées que les autres étapes. Les valeurs les plus faibles sont obtenues pour l'étape 5 (0°). Cet effet est plus marqué lorsqu'en s'approche de la deuxième extrémité de la fissure. La valeur maximale du facteur d'intensité de contraintes dépasse légèrement la valeur minimale, l'écart constaté est de l'ordre de 25 % .

La distribution du facteur d'intensité de contrainte en mode II le long du front de fissure est indiquée sur la figure V.8.



**Figure V.8 :** Variations de  $K_{II}$  le long du front de fissure pour différentes étapes du chargement.

Contrairement au mode I, le FIC en mode II atteint sa valeur maximale à la deuxième extrémité de la fissure, pour une étape de chargement de -23°. Ce facteur croît le long du front de la fissure de l'extrémité 1 vers l'extrémité 2, dont la variation est presque linéaire et constante. La position de la deuxième extrémité de la fissure, loin des conditions aux limites en déplacement conduit à l'augmentation du FIC en mode I, II et même III.

Les deux valeurs maximales du facteur d'intensité de contraintes en mode I et II sont obtenue à l'étape 9 du chargement. Ces deux valeurs qui caractérisent la propagation de la fissure interfaciale. Cette propagation dépend de l'angle de déphasage entre les deux mode de rupture ( $\tan \Psi = K_{II} / K_I$ ). Si cet angle est nul la propagation se fait en mode I pur ; si les valeurs de  $\Psi$  sont égales à  $\pm 90^\circ$  dans ce cas la fissure se propage en mode II pur. Par contre si les valeurs de cet angle sont comprise entre  $-90^\circ \leq \Psi \leq 0^\circ$  et  $0^\circ \leq \Psi \leq 90^\circ$  le processus de propagation est en mode mixte I+II. Notre cas entre dans ce type de propagation  $\Psi = 20,55^\circ$ . D'autre part la ténacité du couple dépend aussi de l'angle de déphasage  $\Psi$  et de l'orientation de chargement de l'implant fémorale. Cette ténacité est définis par le taux de restitution d'énergie critique ( $G_c = G_c(\Psi)$ ) et non pas par la valeur critique du facteur d'intensité de contrainte. L'énergie critique dépend des deux FIC  $K_I$  et  $K_{II}$  et des propriétés élastique du ciment et de la cupule.

Une fissure interfaciale oscillée uniquement entre le mode d'ouverture et le mode de glissement plan, les deux facteurs d'intensité de contraintes coexiste en pointe de fissure . Dans le cas de présence d'un mode III du à la complexité de la structure comme notre cas, ce mode de rupture ce traite séparément des autres modes I et II.

La figure V.9 illustre les variations du FIC en mode III le long du front de fissure. Le comportement de ce mode est similaire à ce lui du mode II. Les valeurs de  $K_{III}$  croient le long du front de la fissure de l'extrémité 1 vers l'extrémité 2. Le déplacement du chargement conduit pratiquement aux mêmes valeurs du FIC, dont la valeur maximale est de  $0.37 \text{ MPa.m}^{1/2}$ . Le long du front de fissure le facteur  $K_{III}$  augmente de façon stable, sauf au voisinage proche de la deuxième extrémité de fissure, il croit rapidement pour atteindre sa valeur maximale.

La figure V .10 compare les valeurs maximales des trois facteurs d'intensité de contraintes suivant le front de fissure. Les valeurs les plus élevées des trois FIC sont obtenues à la deuxième extrémité de la fissure. En valeurs absolu le mode I et le mode III conduisant presque aux mêmes valeurs maximale du FIC. Le mode II engendre un facteur  $K_{II}$  qui

représente presque la moyenne de celui du mode I et III. Pour les trois modes de ruptures les variations des FIC le long du front de fissure sont presque stables.

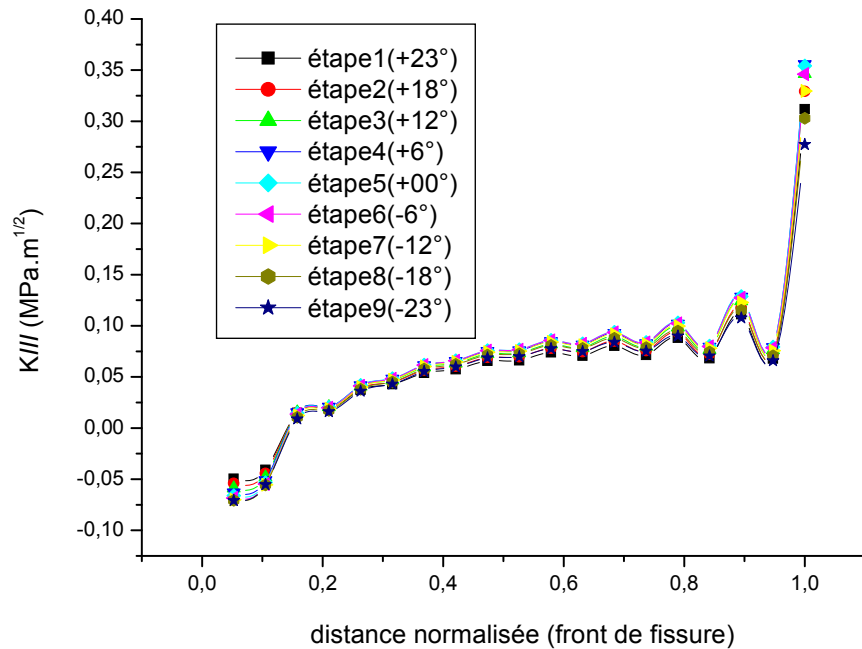


Figure V.9 : Variations de  $K_{III}$  le long du front de fissure pour différentes étapes du chargement

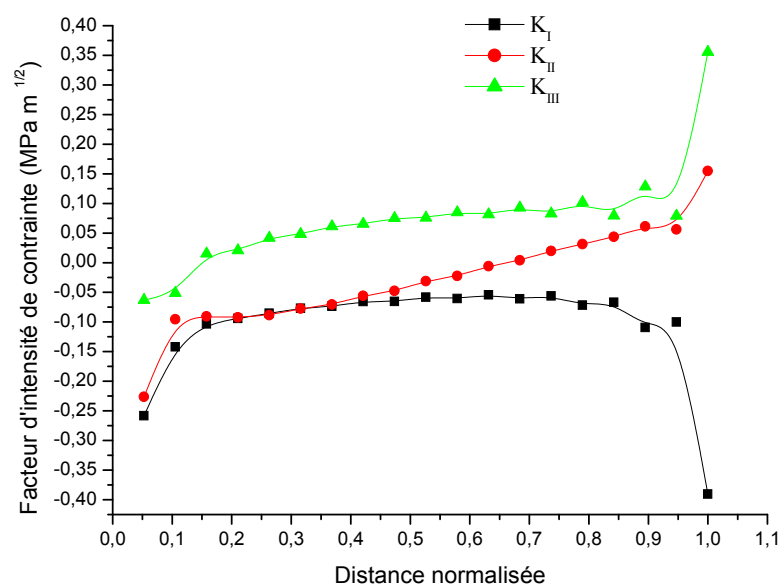


Figure V.10 : Comparaison des facteurs d'intensité de contraintes maximal.

### V.4.CONCLUSION

L'existence d'une fissure inter faciale dans la jonction cupule-ciment orthopédique peut être fatale pour la durée de vie de la prothèse totale de hanche. C'est pourquoi l'étude d'un tel défaut est primordiale pour la prévention d'un éventuel descellement de la prothèse.

Le comportement d'une fissure inter faciale entre le ciment et la cupule d'une prothèse totale de hanche est analysé par la méthode des éléments finis tridimensionnelle. Les résultats obtenus ont permis de tirer les conclusions suivantes :

- Les étapes de chargement conduisant pratiquement à des variations stable des facteurs d'intensité de contrainte le long du front de fissure. Pour les trois modes de rupture les valeurs maximales des trois FIC sont obtenues à la deuxième extrémité de la fissure.

- Le processus de propagation de la fissure inter faciale est mixte, il oscillé entre ouverture et cisaillement plan. Ce processus dépend des deux FIC en mode I et II et des caractéristiques mécaniques du ciment et de la cupule. Notamment les modules de Young et les coefficients de Poisson.

- Le comportement du mode III est similaire à ce lui du mode II. En effet les deux FIC augmentent de façon presque linéaire le long du front de fissure. Au voisinage proche de l'extrémité de fissure les facteurs croient brusquement.

# *Conclusion générale*



## CONCLUSION GENERALE

---

### CONCLUSION GENERALE

L'arthroplastie de hanche cimentée reste une technique très efficace, particulièrement si elle est bien conduite. Des taux de survie à long terme de plus de 95% après 10 ans sont courants. Il est par contre devenu plus évident au cours de la dernière décennie que la qualité de la technique de cimentation est plus déterminante pour le résultat que ne l'est le choix de l'implant. Ces techniques modernes de cimentation visent à améliorer la fixation mécanique entre l'os et le ciment d'une part et le ciment et la cupule de l'autre part de façon à créer une interface durable. Les ciments disponibles commercialement sont généralement de bonne qualité, mais il appartient au chirurgien et à son équipe chirurgicale de le manipuler efficacement de façon à en obtenir le résultat optimum pour son patient.

En effet la phase de cimentation reste très critique du fait de l'apparition de défauts (porosités, inclusions (débris d'os) ext.) et par conséquent l'initialisation de micro-fissures au sein du ciment.

Notre étude a été conduite en vue d'analyser, par la méthode des éléments finis tridimensionnels le comportement mécanique et en rupture de la partie acétabulaire d'une prothèse totale de hanche cimentée. Les principaux résultats montrent l'effet de la présence de défauts dans le ciment sur le comportement mécanique et en rupture du ciment de scellement de la cupule à l'os sous un cycle de marche. L'ensemble des études réalisées numériquement par la méthode des éléments finis tridimensionnels permettent de dégager les conclusions suivantes :

- ❖ La distribution et le niveau des contraintes équivalentes dépendent énormément de la position du défaut (microcavité ou inclusion) dans le ciment. Un défaut localisée près d'une position verticale du chargement (tête fémorale) conduit à une concentration de contraintes. Un déplacement du défaut et quelle que soit sa nature, loin de l'axe de chargement relaxe ces contraintes.

## CONCLUSION GENERALE

---

- ❖ Les contraintes radiales et angulaires sont fortement localisées dans les positions extrêmes et centrales autour du défaut. Les contraintes radiales sont largement supérieures aux contraintes angulaires. Ces deux contraintes mettent le ciment en compression. Leurs valeurs ne constituent pas un risque d'endommagement du ciment.
- ❖ La présence de deux ou plusieurs microcavités ou inclusions engendrent plus de concentration de contraintes dans le ciment et leurs intensités sont inversement proportionnelles à la distance qui les sépare. Plus les microcavités sont proches plus les contraintes dans le ciment sont importantes. Contrairement aux microcavités, plus les inclusions sont proches plus les contraintes dans le ciment se relaxent. Les contraintes autour des inclusions sont de niveau plus élevés que celles autour des microcavités. Par conséquent une inclusion de propriétés mécaniques proche de l'os endommage et réduit la durée de vie de la prothèse de hanche.
- ❖ Le mode de propagation d'une fissure initiée dans le ciment à partir d'une microcavité ou d'une inclusion dépend du déplacement de la jambe du porteur de la PTH. Un déplacement en amont ou aval conduit à une propagation de cette fissure, cette propagation dépend du lieu d'amorçage de la fissure. Une microcavité facilite la propagation de fissure en mode I par rapport aux deux autres modes. Par contre une fissure initiée à partir d'une inclusion se propage plus facilement en mode II et III, le risque de propagation en mode I est presque nul.
- ❖ -Pour un seul cycle de marche, les valeurs des facteurs d'intensités de contraintes trouvées sont relativement faibles, mais à long terme et sous l'effet de fatigue ce là entraînera la rupture du ciment et donc le déclassement de la prothèse totale de hanche.

## CONCLUSION GENERALE

---

- ❖ Les valeurs des facteurs d'intensité de contraintes des fissures amorcées d'une microcavité sont maximales aux deux extrémités de la fissure. Une fissure amorcée d'une inclusion conduit à des FIC max à la deuxième extrémité. Loin des deux extrémités, quel que soit la nature du défaut, les variations des FIC le long du front sont presque constantes.
- ❖ Le comportement d'une fissure inter faciale dépend de l'étape de chargement. Le FIC en mode I est presque constant sur le contour de la fissure. Le maximum de  $K_I$  est obtenu aux extrémités de la fissure pour un déplacement du pied du patient de  $-23^\circ$ . Pour la même orientation du chargement le FIC en mode II atteint sa valeur maximale à la deuxième extrémité de la fissure. Ce facteur croit le long du front de la fissure d'une façon presque linéaire. Le processus de propagation de cette fissure est de nature mixte, il est similaire à celui des bi-matériaux ou multi-matériaux.
- ❖ Les valeurs du FIC en mode III croient le long du front de la fissure de l'extrémité 1 vers l'extrémité 2. L'orientation du chargement conduit pratiquement aux mêmes valeurs du facteur  $K_{III}$  sur le front de fissure. Ce facteur augmente de façon stable, sauf au voisinage proche de la deuxième extrémité de fissure où il croit rapidement pour atteindre sa valeur maximale.
- ❖ Les valeurs maximales des trois facteurs d'intensité de contraintes  $K_I$ ,  $K_{II}$  et  $K_{III}$  le long du front de fissure sont presque stables, elles sont obtenues à la deuxième extrémité de la fissure. En valeurs absolues le mode I et le mode III conduisant presque aux mêmes valeurs maximales du FIC.

# *Références bibliographiques*

---

## REFERENCE BIBLIOGRAPHIQUES

---

- [1] Tong J., and Wong K Y., Mixed mode fracture in reconstructed acetabulum, Proceeding of the ICF 11, Turain, Italy, 2005.
  - [2] Stock J., Verdonshot N., Murphy P.B., Predergast P.J., and Huikes R., Finite element simulation of anisotropic damage accumulation and creep in acrylic bone cement, *Eng. Fract. Mech.*, 71, 513-528, 2004.
  - [3] Colombi P., Fatigue analysis of cemented hip prosthesis, Model definition and damage evolution algorithm, *Int Journal of fatigue*, 24, 739-746, 2002.
  - [4] Bachir Bouiadjra B., Belarbi A., Benbarek S., Achour T., Serier B., FE analysis of the behaviour of microcracks in the cement mantle of reconstructed acetabulum in the total hip prosthesis, *Comput Mater Sci*, 40,485–91, 2007.
  - [5] Benbarek S., Bachir Bouiadjra B., Achour T., Belhouari M., Serier B., Finite element analysis of the behaviour of crack emanating from microvoid in cement of reconstructed acetabulum, *Mater Sci Eng*, 457, 385–91, 2007.
  - [6] S. Benbarek , B. Bachir Bouiadjra, A. Mankour, T. Achour, B. Serier Analysis of fracture behaviour of the cement mantle of reconstructed acetabulum *Computational Materials Science* 44,1291– 1295,2009
  - [7] Serier B., Bachir Bouiadjra B., Benbarek S., Achour T., Analysis of the effect of the forces during gait on the fracture behaviour in cement of reconstructed acetabulum, *Computational Materials Science*, 46 , 267–274, 2009.
  - [8] Achour T., Tabeti M.S.H., Bouziane M.M., Benbarek S., Bachir Bouiadjra B., Mankour A., Finite element analysis of interfacial crack behaviour in cemented total hip arthroplasty, *Computational Materials Science*, 47, 672–677,2010.
  - [9] 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.
  - [10] Dunne, N.J., Orr, J.F., Mushipe, M.T., Eveleigh, R.J., 2003. The relationship between porosity and fatigue characteristics of bone cements. *Biomaterials* 24, 239–245.
  - [11] Jeffers, J.R.T., Browne, M., Roques, A., Taylor, M., 2005. On the importance of considering porosity when simulating the fatigue of bone cement. *Journal of Biomechanical Engineering* 127, 563–570.
  - [12] Jeffers, J.R.T., Browne, M., Lennon, A.B., Prendergast, P.J., Taylor, M., 2007. Cement mantle fatigue failure in total hip replacement. *Journal of Biomechanics* 40, 1525–1533.
  - [13]. Oshkour, A.A.; Davoodi, M.M.; Abu Osman, N.A.;Yau, Y.H.; Tarlochan, F.; Wan Abas, W.A.B. 2013.Finite element analysis of circumferential crack behavior in cement–femoral prosthesis interface, *Materials and Design* 49: 96-102.
  - [14] Flitti, A.; Ouinas, D.; Bouiadjra, B.B.; Benderdouche,N. 2010. Effect of the crack position in the cement mantle on the fracture behavior of the total hip prosthesis, *Comput MaterSci.* 49: 598-602
  - [15] M.M. Bouziane , B. Bachir Bouiadjra , S. Benbarek , M.S.H. Tabeti, T. Achour Finite element analysis of the behaviour of microvoids in the cement mantle of cemented hip stem: Static and dynamic analysis *Materials and Design* 31 (2010) 545–550
  - [16]. Horak Z, Kubovy P, Stupka M, Horakova J. Biomechanical factors influencing the beginning and development of osteoarthritis in the hip joint. *Wien Med Wochenschr* 2011; 161: 486-92.
  - [17]. Bijlsma J, Berenbaum F, Lafeber F. Osteoarthritis: an update with relevance for clinical practice. *Lancet* 2011; 377: 2115-26.
  - [18]. Felson D, Zhang Y. An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention. *Arthritis Rheum* 1998; 41: 1343-55.
-

## REFERENCE BIBLIOGRAPHIQUES

---

- [19]. Kellgren J, Lawrence J. Radiological assessment of osteo-arthrosis. *Ann Rheum Dis* 1957; 16: 494-502.
  - [20]. Buckwalter J, Martin J. Osteoarthritis. *Adv Drug Deliv Rev* 2006; 58: 150-67.
  - [21]. Sun B, Wu C, Kalunian K. New developments in osteoarthritis. *Rheum Dis Clin North Am* 2007; 33: 135-48.
  - [22]. Manek N, Lane N. Osteoarthritis: current concepts in diagnosis and management. *Am Fam Physician* 2000; 61: 1795-804.
  - [23]. Felson D, Lawrence R, Hochberg M, McAlindon T, Dieppe P, Minor M, et al. Osteoarthritis: New insights. Part 2: Treatment approaches. *Ann Intern Med* 2000; 133: 726-37.
  - [24]. Hurley M. The role of muscle weakness in the pathogenesis of osteoarthritis. *Rheum Dis Clin North Am* 1999; 25: 283-98.
  - [25]. Shrier I. Muscle dysfunction versus wear and tear as a cause of osteoarthritis: an epidemiological update. *Br J Sports Med* 2004; 38: 526-35.
  - [26]. Van Baar M, Assendelft W, Dekker J, Oostendorp R, Bijlsma J. Effectiveness of exercise therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee: A systematic review of randomized clinical trials. *Arthritis & Rheum* 1999; 42: 1361-9.
  - [27]. Dieppe P. Fortnightly review: Management of hip osteoarthritis. *BMJ* 1995; 311: 853-7.
  - [28]. Hinton R, Moody R, Davis A, Thomas S. Osteoarthritis: Diagnosis and therapeutic considerations. *Am Fam Physician* 2002; 65: 841-8.
  - [29]. Rannou F, Poiraudeau S. Non-pharmacological approaches for the treatment of osteoarthritis. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 2010; 24: 93-106.
  - [30]. Zhang W, Moskowitz R, Nuki G, Abramson S, Altman R, Arden N, et al. OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis, Part II: OARSI evidence-based, expert consensus guidelines. *Osteoarthritis Cartilage* 2008; 16: 137-62.
  - [31]. Nordin M, Frankel V. Basic biomechanics of musculoskeletal system. 3th ed ed. Maryland: Editor; 2001.
  - [32]. Migaud H, Girard J, Soenen M. What is the best surgical approach for total hip replacement? Careful assessment of data reported by French promoting experts. *Interact Surg* 2007; 2: 155-9.
  - [33]. Meneghini R, Smits S, Swinford R, Bahamonde R. A randomized, prospective study of 3 minimally invasive surgical approaches in total hip arthroplasty: Comprehensive gait analysis. *J Arthroplasty* 2008; 23: 68-73.
  - [34]. Hoppenfeld S, deBoer P. Surgical exposure in orthopaedics: The anatomic approach. 3rd ed ed. Pennsylvania: Editor; 2003.
  - [35]. Rissanen P, Aro S, Sintonen H, Slätis P, Paavolainen P. Quality of life and functional ability in hip and knee replacements: A prospective study. *Qual Life Res* 1996; 5: 56-64.
  - [36]. Vendittoli P, Lavigne M, Roy A, Lusignan M. A prospective randomized clinical trial comparing metal-on-metal total hip arthroplasty and metal-on-metal total hip resurfacing in patients less than 65 years old. *Hip Int* 2006; 16: 73-81.
  - [37]. 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.
  - [38]. Harlan C, Amstutz PEB, Frederick J, Dorey, Michel J, Le Duff, Pat A, Campbell; Thomas A. Gruen. Metal-on-Metal Hybrid Surface Arthroplasty: Two to Six-Year Followup Study *The Journal of Bone & Joint Surgery* 2004; 86: 28-39
  - [39]. Nantel J, Termoz N, Centomo H, Lavigne M, Vendittoli P, Prince F. Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty. *Clin Biomech* 2008; 23: 402-7.
-

## REFERENCE BIBLIOGRAPHIQUES

---

- [40]. Nantel J, Termoz N, Vendittoli P, Lavigne M, Prince F. Gait patterns after total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil* 2009; 90: 463-9.
  - [41]. Bellamy N, Buchanan W, Goldsmith C, Campbell J, Stitt L. Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee *J Rheumatol* 1988; 15: 1833-40.
  - [42]. Hawker G, Melfi C, Paul J, Green R, Bombardier C. Comparison of a generic (SF36) and a disease specific (WOMAC) (Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index) instrument in the measurement of outcomes after knee replacement surgery. *J Rheumatol* 1995; 22: 1193-6.
  - [43]. Kalairajah Y, Azurza K, Hulme C, Molloy S, Drabu K. Health Outcome Measures in the Evaluation of Total Hip Arthroplasties—A Comparison Between the Harris Hip Score and the Oxford Hip Score. *J Arthroplasty* 2005; 20: 1037-41.
  - [44]. Ware J, Gandek B. Overview of the SF-36 Health Survey and the International Quality of Life Assessment (IQOLA) Project. *J Clin Epidemiol* 1998; 51: 903-12.
  - [45]. Ahmad M, Xypnitos F, Giannoudis P. Measuring hip outcomes: Common scales and checklists. *Injury* 2011; 42: 259-64.
  - [46]. Murray M, Gore D, Clarkson B. Walking patterns of patients with unilateral hip pain due to osteoarthritis and avascular necrosis. *J Bone Joint Surg* 1971; 53: 259-74.
  - [47]. Watelain E, Dujardin F, Babier F, Dubois D, Allard P. Pelvic and lower limb compensatory actions of subjects in early stage of hip osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 1705-11.
  - [48]. Kiss R. Effect of walking speed and severity of hip osteoarthritis on gait variability. *J Electromyogr Kinesiol* 2010; 20: 1044-51.
  - [49]. Fang M, Heiney C, JM Y, Harada N, Sulabha M, Perell-Gerson K. Clinical and spatiotemporal gait effects of canes in hip osteoarthritis. *PM R* 2012; 4: 30-6.
  - [50]. Crowinshield R, Brand R, Johnston R. The effects of walking velocity and age on hip kinetics. *Clin Orthop* 1978; 132: 104-44.
  - [51]. Kang H, Dingwell J. Separating the effects of age walking speed on gait variability. *Gait Posture* 2008a; 28: 572-9.
  - [52]. Kang H, Dingwell J. Effects of walking speed, strenght and range of motion on gait stability in healty older adults. *J Biomech* 2008b; 41: 2899-905.
  - [53]. DeVita P, Hortobagyu T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol* 2000; 4: 1804-11.
  - [54]. Kerrigan D, Lee K, Collins J, Lipsitz L. Reduced hip extension during walking: Healthy elderly and fallers versus young adults. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 26-31.
  - [55]. Hulet C, Hurwitz D, Andriacchi T, Galante J, Vielpeau C. Functionnal gait adaptations in patients with painful hip. *J Bone Joint Surg* 2002; 84: 24-30.
  - [56]. Hurwitz D, Hulet C, Andriacchi T, Rosenberg A, Galante J. Gait compensations in patients with osteoarthritis of the hip and their relationship to pain and passive hip joint motion. *J Orthop Res* 1997; 15: 629-35.
  - [57]. Reninga H, Stevens M, Wagenmakers R, Bulstra S, Groothoff J, Zilstra W. Subjects with hip osteoarthritis show distinctive patterns of trunk movements during gait: a body fixed sensor based analysis. *J Neuroeng Rehabil* 2012; 9: 913-20.
  - [58]. Arokoski M, Arokoski J, Haara M, Kankaanpää M, Vesterinen M, Niemitukia L, et al. Hip muscle strength and muscle cross sectional area in men with and without hip osteoarthritis. *J Rheumatol* 2002; 29: 2185-95.
-



## REFERENCE BIBLIOGRAPHIQUES

---

- [59]. Rasch A, Dalén N, Berg H. Test methods to detect hip and knee muscle weakness and gait disturbance in patients with hip osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86:2371-6.
  - [60]. Pai V. Significance of the Trendelenburg test in total hip arthroplasty: Influence of lateral approaches. *J Arthroplasty* 1996; 11: 174-9.
  - [61]. Delp S, Maloney W. Effects of hip center location on the moment-generating capacity of the muscles. *J Biomech* 1993; 26: 485-99.
  - [62]. Gilbey H, Ackland T, Wang A, Morton A, Troughet T, Tapper J. Exercise improves early functional recovery after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2003; 408: 193-200.
  - [63]. Wang A, Gilbey H, Ackland T. Perioperative exercise programs improve early return of ambulatory function after total hip arthroplasty: A randomized, controlled trial. *Am J Phys Med Rehabil* 2002; 81: 801-6.
  - [64]. 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.
  - [65]. 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.
  - [66]. Kalairajah Y, Azurza K, Hulme C, Molloy S, Drabu KJ. Health Outcome Measures in the Evaluation of Total Hip Arthroplasties—A Comparison Between the Harris Hip Score and the Oxford Hip Score. *The Journal of Arthroplasty* 2005; 20: 1037-41.
  - [67]. Loizeau J, Allard P, Duhaime M, Landjerit B. Bilateral gait patterns in subjects fitted with a total hip prosthesis. *Arch Phys Med Rehabil* 1995; 76: 552-7.
  - [68]. Sashika H, Matsuba Y, Watanabe Y. Home program of physical therapy: Effect on disabilities of patients with total hip arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil* 1996; 77: 273-7.
  - [69]. Tanaka Y. Gait analysis of patients with osteoarthritis of the hip and those with total hip arthroplasty. *Biomed Mater Eng* 1998; 8: 187-96.
  - [70]. Beaulieu M, Lamontagne M, Beulé P. Lower limb biomechanics during gait do not return to normal following total hip arthroplasty. *Gait Posture* 2010; 32: 269-73.
  - [71]. Vogt L, Bretmann K, Pfeifer K, Banzer W. Walking patterns of hip arthroplasty patients: some observations on the medio-lateral excursions of the trunk. *Disabil Rehabil* 2003; 25: 309-17.
  - [72]. Lavigne M, Therrien M, Nantel J, Roy A, Prince F, Vendittoli PA. The functional outcome of hip resurfacing and large-head THA is the same: A randomized, double-blind study. *Clin Orthop and Related Research* 2010; 468: 326-36.
  - [73]. Crowninshield RD, Rosenberg AG, Sporer SM. Changing Demographics of Patients with Total Joint Replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2006; 443: 266-72  
10.1097/01.blo.0000188066.01833.4f.
  - [74]. Bourne R, Rorabeck C. Soft tissue balancing: The hip. *J Arthroplasty* 2002; 17: 17-22.
  - [75]. Johnston R, Brand R, Crowninshield R. Reconstruction of the hip. A mathematical approach to determine optimum geometric relationships. *J Bone Joint Surg Am* 1979; 61: 639-52.
  - [76]. Sakai T, Sugano N, Ohzono K, Nishii T, Haraguchi K, Yoshikawa H. Femoral anteversion, femoral offset, and abductor lever arm after total hip arthroplasty using a modular femoral neck system. *J Orthop Sci* 2002; 7: 62-7.
  - [77]. Asayama I, Chamnongkich S, Simpson K, Kinsey T, Mahoney O. Reconstructed hip joint position and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2005; 20: 414-20.
  - [78]. McGrory B, Morrey B, Cahalan T, An K, Cabanela M. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1995; 77: 865-9.
-



## REFERENCE BIBLIOGRAPHIQUES

---

- [79]. Wilmore JH, Costill DL, Kenney WL. Physiologie du sport et de l'exercice. 4e édition ed. Bruxelles: Editor; 2009.
- [80]. Kirkwood R, Culham E, Costigan P. Radiographic and non-invasive determination of the hip joint center location: effect on hip joint moments. *Clin Biomech* 1999; 14: 227-35.
- [81]. Stagni R, Leardini A, Cappozzo A, Benedetti M, Cappello A. Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. *J Biomech* 2000; 33: 1479-87.
- [82]. Frigo C, Rabuffetti M. Multifactorial estimation of hip and knee joint centres for clinical application of gait analysis. *Gait Posture* 1998; 8: 91-102.
- [83]. Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion part I: ankle, hip, and spine. *J Biomech* 2002; 35: 543-8.
- [84]. Asla R, Deland J. Anatomy and biomechanics of the foot and ankle. 2nd ed ed. Pennsylvania: Editor; 2004.
- [85]. Davis R, DeLuca P. Clinical gait analysis: current methods and future directions. 1st ed ed. New York: Editor; 1996.
- [86]. Bell A, Pedersen D, Brand R. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *J Biomech* 1990; 23: 617-21.
- [87]. Davis R, Öunpuu S, Tyburski D, Gage J. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci* 1991; 10: 575-87.
- [88]. Seidel G, Marchinda D, Dijkers M, Soutas-Little R. Hip joint center location from palpable bony landmarks--A cadaver study. *J Biomech* 1995; 28: 995-8.
- [89]. Lopomo N, Sun L, Zaffagnini S, Giordano G, Safran M. Evaluation of formal methods in hip joint center assessment: An in vitro analysis. *Clin Biomech* 2010; 25: 206-12.
- [90]. Piazza S, Erdemir A, Okita N, Cavanagh P. Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion. *J Biomech* 2004; 37: 349-56.
- [91]. Camomilla V, Cereatti A, Vannozzi G, Cappozzo A. An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. *J Biomech* 2006; 39: 1096-106.
- [92]. Della Croce U, Cappozzo A, Kerrigan D. Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. *Med Biol Eng Comput* 1999; 37: 155-61.
- [93]. Hicks J, Richards J. Clinical applicability of using spherical fitting to find hip joint centers. *Gait Posture* 2005; 22: 138-45.
- [94]. H. Gray, 1918 : URL <http://www.bartleby.com/107/>.
- [95]. E. Sanchez : Tratamiento de lesion del cartilago articular. Anatomia de cadera. 2011. URL <http://clinicaderodillayhombro.info/principal/hombro-brazo-y-codo/anatomia-de-cadera/>.135
- [96]. 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.
- [97]. J. Puget, C. Mansat, 2004 : URL <http://www.observatoire-du-mouvement.com/>.
- [98]. U. Glitsch, W. Baumann : The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *Journal of Biomechanics*, 30:1123–1131, 1997
- [99]. G. Bergmann, F. Graichen, A. Rohlmann : Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *Journal of Biomechanics*, 26:969–990, 1993.
- [100]. P. Costigan, K. Deluzio, U. Wyss : Knee and hip kinetics during normal stair. climbing. *Gait and Posture*, 16:31–37, 2002.
- [101]. 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
-

## REFERENCE BIBLIOGRAPHIQUES

---

- [102]. D. Cattan : Chirurgie orthopédique et traumatologique. Techniques arthroscopiques. Prothèses, 2008. URL <http://www.arthroscopie.fr/hanche/procedure-chirurgicale.html>.
- [103]. J. Tipper, A. Hatton, J. Nevelos, E. Ingham, C. Doyle, R. Streicher, A. Nevelos, J. Fisher : Alumina-alumina artificial hip joints. part ii : Characterisation of the wear debris from in vitro hip joint simulations. *Biomaterials*, 23:3441–3448, 2002.
- [104]. D. Williams : The delicated balancing act of metallic biomaterials. *Medical Device Technology*, mars-avril:8–10, 2009a.
- [105]. J. Chevalier, L. Gremillard : Ceramics for medical applications: A picture for the next 20 years. *Journal of the European Ceramic Society*, 29:1245–1255, 2009.
- [106]. L. Uzdienski : FDA panel recommends DePuy's Ceramic-on-Metal Hip for approval, 08 2009. URL [http://www.healthpointcapital.com/research/2009/08/18/fda\\_panel\\_recommends\\_depuy\\_ceramicmetal\\_hip\\_for\\_approval/](http://www.healthpointcapital.com/research/2009/08/18/fda_panel_recommends_depuy_ceramicmetal_hip_for_approval/). [107]. P. Firkins, J. Tipper, E. Ingham, M. Stone, R. Farrar, J. Fisher : A novel low wearing differential hardness, ceramic-on-metal hip joint prosthesis. *Journal of Biomechanics*, 34:1291–1298, 2001.
- [108]. Stryker, 2011 : URL <http://www.aboutstryker.com/hip/why-stryker/longevity.php>.
- [109]. A. Essner, K. Sutton, A. Wang : Hip simulator wear comparison of metal-on-metal, ceramic-on-ceramic and crosslinked UHMWPE bearings. *Wear*, 259:992–995, 2005.
- [110]. P. L. Beguec, M. Goldschild : Reprise d'une prothèse fémorale descellée. Le concept press-fit : Principes et application pratique. *Maîtrise Orthopédique*, 123, 2003.
- [111]. J. Geringer : Fretting corrosion de matériaux utilisés comme implants orthopédiques. Thèse de doctorat, École Nationale Supérieure des Mines de Saint Étienne. N°391 SGM, 2005.
- [112]. C. Kowandy, H. Mazouz, C. Richard : Isolation and analysis of articular joints wear debris generated in vitro. *Wear*, 261:966–970, 2006.
- [113]. 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.
- [114]. J. 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.
- [115]. B. Cales : Têtes prothétiques en zircone comportement à long terme. *Annales orthopédiques de l'Ouest*, 29:32–36, 1997.
- [116]. L. Pidhorz : Mécanismes des descellements aseptiques au cours des prothèses totales cimentées de la hanche. In *Expansion Scientifique*, 1993.
- [117]. 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.
- [118]. 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.
- [119]. M. Heller, G. Bergmann, G. Deuretzbacher, L. Durselen, M. Pohl, L. Claes, N. Haas, G. Duda : Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. *Journal of Biomechanics*, 34:883–893, 2001.
- [120]. B. Mavcic, B. Pompe, V. Antolic, M. Daniel, A. Igljic, V. Kralj-Igljic : Mathematical estimation of stress distribution in normal and dysplastic human hips. *Journal of Orthopaedic Research*, 20:1025–1030, 2002.
- [121]. B. Stansfield, A. Nicol, J. Paul, I. Kelly, F. Graichen, G. Bergmann : Direct comparison of calculated hip joint contact forces with those measured using instrumented implants. an evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb. *Journal of*
-

## REFERENCE BIBLIOGRAPHIQUES

---

- Biomechanics*, 36(7):929–936, 2003.
- [122]. P. Damm, F. Graichen, A. Rohlmann, A. Bender, G. Bergmann : Total hip joint prosthesis for in vivo measurement of forces and moments. *Medical engineering & physics*, 32:95–100, 2010.
- [123]. R. Komistek, L. Sedel, C. Hammill, E. Northcut, S. Walker, P. Bizot : In vivo determination of hip joint separation in subjects having variable bearing surfaces. In 48th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society, 2000
- [124]. R. Schmidt, L. Künzi : Comportement des matériaux dans les milieux biologiques : applications en médecine et biotechnologie. PPUR presses polytechniques, 1999.
- [125]. P. Haudrechy, J. Foussereau, B. Mantout, B. Baroux : Nickel release from nickel-plated metals and stainless steels. *Contact Dermatitis*, 31:249–255, 1994.
- [126]. A. D. Aza, J. Chevalier, G. Fantozzi, M. Schehl, R. Torrecillas : Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint prostheses. *Biomaterials*, 23:937–945, 2002.
- [127]. P. Boutin : Arthroplastie totale de hanche par prothèse en alumine frittée. *Revue de Chirurgie Orthopédique*, 58:229–246, 1972
- [128]. R. Murali, S. Bonar, G. Kirsh, W. Walter, W. Walter : Osteolysis in third generation alumina ceramic on ceramic hip bearings with severe impingement and titanium metallosis. *The Journal of Arthroplasty*, 23, 2008.
- [129]. M. Manley, K. Sutton : Bearings of the future for total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 23:47–50, 2008.
- [130]. M. L. Mecartney, M. Rühle : In situ transmission electron microscopy observations of the monoclinic to tetragonal phase transformation in tetragonal ZrO<sub>2</sub>. *Acta Metall*, 37:1859–1863, 1989.
- [131]. 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](http://dx.doi.org/10.1243/PIME_PROC_1996_210_410_02).
- [132]. 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).
- [133]. 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).
- [134]. N. Bounoua, A. Belarbi, N. Belhouari, B. Bachir Bouiadjra 2014. stress intensity factor for micro-crack emanating from micro-cavity in cement of reconstructed acetabulum, ISSN 1392-1207. *MECHANIKA*. 2014 Volume 20(6): 527-534  
[http://zurnalas.mechanika.ktu.lt/files/9157\\_957-Bounoua20\(6\).pdf](http://zurnalas.mechanika.ktu.lt/files/9157_957-Bounoua20(6).pdf)
-