

## THESE

Présentée en vue d'obtenir le diplôme de

### Doctorat en science

Spécialité

### Mécanique des solides et des structures

par

**CHAREF Djillali**

*Intitulé:*

# EFFET DU CHARGEMENT DYNAMIQUE SUR LE COMPORTEMENT MECANIQUE DU CIMENT ORTHOPEDIQUE

*Soutenu devant l'honorable jury :*

**Président du jury :**

Mr **Khacem KADDOURI** Professeur *Université de Sidi Bel-Abbès*

**Directeur de thèse :**

Mr **Boualem SERIER** Professeur *Université de Sidi Bel-Abbès*

**Examineurs :**

Mr **Abdelkader ZIADI** Professeur *C. Universitaire de Ain T'émouchent*

Mr **Belaïd MECHAB** MCA *Université de Sidi Bel-Abbès*

Mme **Farida BOUAFIA** MCA *C. Universitaire de Ain T'émouchent*

Mr **Mohamed Mokhtar BOUZIANE** MCA *Université de Mascara*

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

## Résumé

Les prothèses totales de hanche cimentées ont une durée de vie limitée, et ce vu la détérioration des propriétés mécaniques du ciment orthopédique après avoir effectué un certain nombre de cycle, dans ce travail nous allons évaluer le danger provenant des activités quotidiennes exercées par les patients porteurs de prothèse totale de hanche dans le but de proscrire les activités à haut risque, de recommander ceux induisant les contraintes les plus faibles et éventuellement de corriger les activités qui sont mal exercées, nous allons aussi analyser le rôle de la technique chirurgicale dans la prolongation de la durée de vie du PMMA et plus précisément, la réduction des contraintes qu'y sont induites surtout durant la préparation du houssing qui contiendra le ciment et l'implant prothétique, nous allons aussi étudier la faisabilité du renforcement du PMMA afin d'améliorer ses propriétés mécanique et avoir par la suite une durée de vie plus importante, nous allons également analyser le comportement du ciment orthopédique renforcé par des particules inframicrométriques en céramique dans des conditions identiques à celles rencontrées *in-vivo* et puis effectuer une comparaison avec celui non renforcé soit le ciment conventionnel. Et pour conclure ce travail, une étude sur la détermination de l'angle de propagation des fissures amorcées au niveau du ciment osseux, et ce durant la pratique des activités journalières.

*Mots-clés : Ciment orthopédique, Polymérisation, Propagation, Chargement dynamique, Méthode des éléments finis, Fissuration, Matériaux fragiles.*

## Abstract

The cemented total hip prosthesis has a limited lifetime, which is essentially due to mechanical properties degradation of the bone cement after achieving a certain number of cycles. In this research work we will assess the danger that occurs from exercising daily activities by patients carrying total hip replacement in order to proscribe activities that presents a high hazards, to recommend those inducing the weakest stresses and eventually correct activities that are performed in the wrong way, we will also analyze the role of surgical techniques in prolonging the prosthesis's lifetime, especially stress level reduction that is related to bone preparation techniques. We will also study the feasibility of PMMA reinforcement in order to improve its mechanical properties and have a longer lifetime, we will also analyze the behavior of reinforced bone cement under conditions that are identical to those encountered *in-vivo* and then establish a comparison with the conventional bone cement (unreinforced). To conclude this work a study on the determination of the angle of initiated cracks propagation in the bone cement, and this during the practice of daily activities.

*Keywords: Total hip prostheses, Muscle forces, Bone cement, Hip joint, Hip mechanics, Biomaterials, Biomechanics, Dynamic loading, Crack propagation, Finite element analysis, Fragile materials.*

# le de matières

ie I Modélisation d'une Prothèse totale de hanche subissant des activités physiques .....	1
Introduction .....	1
Chapitre 1 : Etude biomécanique .....	1
Introduction .....	1
1.1 Généralités anatomiques .....	1
1.2 Les références anatomiques .....	1
1.3 La mécanique de l'articulation coxo-fémorale .....	1
1.3.1 Appuis bipodal .....	1
1.3.2 Appui monopodal .....	1
1.3.3 La répartition des forces agissant sur la tête fémorale .....	1
1.3.4 Les sollicitations induites dans un fémur .....	1
1.3.5 La dysplasie de la hanche .....	1
1.4 Biomécanique des PTH .....	2
1.4.1 Les forces transmises par les PTH insermentées .....	2
1.4.2 La variation de température des prothèses .....	2
Chapitre 2 : Elaboration du model numérique .....	2
Introduction .....	2
2.1 La modélisation numérique .....	2
2.2 Récolte de données et système de forces .....	2
2.3 Forces musculaire .....	2
2.4 Modèle analysé et maillage .....	3
2.5 Les conditions aux limites .....	3
2.2.1 Les activités simulées .....	3
a. L'activité de la marche .....	3
b. La montée et la descente des escaliers .....	3
c. S'asseoir et se lever .....	3
d. Courir à 8 Km/h .....	3

e. S'accroupir.....	3
f. Montée et descente de voiture.....	3
g. Vélo.....	4
h. Appui monopodal.....	4
i. Trébucher.....	4
Chapitre 3 Comportement du ciment orthopédique sous chargement réalistique.....	4
Introduction.....	4
1 La simulation numérique.....	4
2 Le choix du moment représentatif.....	4
3 Analyse des contraintes au niveau du col fémoral.....	4
4 Analyse des contraintes au niveau du ciment .....	4
5 Analyse du comportement de l'os fémoral.....	5
6 Techniques chirurgicales.....	5
3.6.1 Analyse des contraintes.....	5
3.6.2 Contact direct.....	5
3.6.3 Contact indirect.....	5
3.6.4 Analyses comparative.....	6
Partie II : Amélioration des propriétés mécaniques du ciment orthopédique .....	
	6
Introduction.....	6
Chapitre 4 : Etude physico-chimique des PMMA et la faisabilité de renforcement .....	6
Introduction.....	6
1 Les biomatériaux.....	6
2 Historique.....	6
3 Polyméthacrylate .....	6
4 Propriétés chimiques.....	6
5 Propriétés mécaniques .....	7

4.5.1 Rigidité .....	7
4.5.2 Les propriétés de flexion .....	7
4.5.3 Module d'élasticité dynamique .....	7
4.5.4 Module de stockage dynamique .....	7
4.5.5 Résistance à la fissuration .....	7
5 Propriétés biologiques du ciments osseux .....	7
7 Ciments pour reconstruction osseuse .....	7
8 Utilisation du ciment et techniques d'injection et de pose .....	7
a Utilisation du ciment .....	7
b Techniques chirurgicales .....	7
10 Avantages et inconvénients d'un ciment .....	7
11 Perspectives et défis actuels dans la recherche sur les ciments .....	7
Chapitre 5 Etude de l'Influence du Renforcement du Ciment sur so:	
comportement .....	8
Introduction .....	8
1 Les particules de renforcement .....	8
2 Choix des particules de renforcement .....	8
5.2.1 Oxyde de titane .....	8
5.2.2 Oxyde de zircones .....	8
5.2.3 Alumine .....	8
3 Faisabilité du renforcement du ciment orthopédique .....	8
4 Elaboration du matériau composite .....	8
5 Préparation du spécimen .....	8
a) Préparer les moules .....	8
b) Technique d'homogénéisation .....	8
c) Technique de malaxage .....	8
d) Technique de moulage .....	8
5 Résultats des expériences de renforcement .....	8
6 Renforcements réalisés du PMMA.....	8
7 Analyse de la structure du ciment orthopédique renforcé.....	9

Partie III Comportement du ciment orthopédique en présence de fissures.....	10
Introduction.....	10
Chapitre 6 : Prédiction de la direction de propagation des fissure macroscopique.....	10
Introduction.....	10
1 Direction de propagations.....	10
2 Les critères d'analyses.....	10
6.2.1 Critère de la contrainte tangentielle maximale.....	10
6.2.2 Critère du taux maximal de restitution de l'énergie .....	10
6.2.3 Critère de la contrainte normale maximale $K_{II} = 0$ .....	10
3 Modélisation des fissures.....	10
4 Analyse des résultats.....	11
6.4.1 Prédiction des directions de propagations.....	11
6.4.2 Contours .....	11
5 Effet de la nature des activités.....	11
a. L'activité de la marche normale .....	11
b. L'activité de la marche rapide .....	11
c. Marcher en portant une masse .....	12
d. Appui monopodal.....	12
e. La montée et la descente des escaliers.....	12
f. bicyclette.....	12
g. S'asseoir sur une chaise .....	12
h. Se lever d'une chaise .....	12
6 Facteur d'intensité de contrainte.....	13
7 Prédiction de la direction de la propagation.....	13
8 Détermination de propagations des fissures.....	13
Conclusion generale.....	13

## Introduction générale

Le remplacement de l'articulation de hanche (prothèses totale de hanche ou PTH ) est aujourd'hui l'une des opérations orthopédiques les plus fréquentes , elle était réservée pendant longtemps à des personnes âgées présentant des manifestations cliniques importantes liés à des altérations majeurs de l'articulation. De nos jours l'arthroplastie de hanche est proposée même pour les sujets jeunes dans le cadre de l'ostéonécrose avec fracture de la tête fémorale le plus souvent. Pour les sujets jeunes, la repousse osseuse est tellement accélérée qu'il est préférable d'utiliser une prothèse de hanche non cimentée, or la plus part des personnes nécessitant ce genre d'interventions sont des personnes âgées dont la qualité osseuse exige l'utilisation d'une prothèse totale de hanche cimentée, ou le ciment est essentiel à la fixation de l'implant à l'os, il est censé assurer trois fonctions préliminaires à savoir la bio-compétence, la bio-compatibilité et une prophylaxie anti infectieuse (antibiotique). En effet l'apparition du PMMA a révolutionné le monde des bio-prothèses, une utilisation réponde en stomatologie (prothèses dentaires) ainsi qu'en traumatologie telle que les différentes prothèses (épaule, genou, hanche, tibia ect.).

Ce nouveau matériau a des avantages innombrables comparativement aux autres matériaux classiques, parmi lesquels on peut citer la biocompatibilité, la biocompétence, l'apport d'antibiotique, la bio-tolérance du tissu humain, ainsi que son faible niveau de toxicité et même le transfert de cellules ostéogéniques assuré par certains types de ciment orthopédique.

En revanche, ses inconvénients majeurs sont son comportement et ses propriétés mécaniques, cette anomalie conduit à de lourdes conséquences dans les prothèses cimentées où, à ce stade, le patient nécessitera une ré-intervention chirurgicale à haut risque.

En effet le désavantage principale du ciment orthopédique est sa durée de vie estimée au mieux d'une quinzaine d'années et ce dans des conditions d'utilisation idéales, mais dans la vie quotidiennes des patient, il se trouve qu'il y est des anomalies lors de la pratique des activités telles que la chute, les trébuchements, les surchargements de la prothèse survenant lorsque les sujets portent une charge ou éventuellement exercent des activités prosrites. Ces conditions contribuent à la réduction de la durée de vie de ce liant orthopédique en atténuant ces propriétés mécaniques.

Dans ce cadre vient le présent travail de thèse visant principalement l'amélioration de la durée de vie du ciment orthopédique.



La fin de la durée de vie des prothèses total de hanche cimentées est dans la plupart des cas exprimés par un descellement de l'implant qui ne peut avoir lieu qu'après avoir effectué un certain nombre de cycles de différentes activités. Chacune de ces activités a un effet particulier sur la prothèse, exprimé par un chargement spécifique sur la tête de l'implant orthopédique, d'où la réponse des prothèses diffère d'une activité à l'autre. Pour évaluer le risque provenant des activités exercées quotidiennement par les patients subissant une arthroplastie totale de hanche, nous allons, dans le deuxième chapitre, établir le modèle numérique ou nous allons nous baser sur des données anatomiques très précises dans le but de simuler le comportement des prothèses de la hanche et plus particulièrement le noyau le plus faible de la chaîne de transfert de chargement, d'une façon presque similaire à celle rencontrée *in-vivo*, et ce après avoir effectué une étude bibliographique sur la biomécanique de l'articulation de la hanche dans le premier chapitre. Ensuite, nous allons procéder dans le troisième chapitre, aux analyses par la méthode des éléments finis de toutes les activités mères que les patients sont censés exercer et à partir desquelles d'autres activités peuvent être dérivées, afin de signaler les activités à haut risque, et recommander celles induisant les sollicitations les moins intenses.

La compétence chirurgicale est l'un des paramètres les plus influant sur la durée de vie d'une arthroplastie totale de hanche, car en addition de la technique de malaxage, la technique de préparation de l'os qui a un rôle décisif dans l'endurance de la PTH. L'os fémoral est censé être alésé à l'aide d'un alésoir spécial, en respectant l'angle de rotation de la tête fémorale ainsi que l'inclinaison de l'axe anatomique du fémur, cet alésage est aussi appelé le logement ou le houssing dans lequel l'implant prothétique va être introduit et fixé avec l'os par l'intermédiaire du ciment.

Sauf que durant cette préparation beaucoup d'études ont évoqué l'apparition de quelques anomalies, dans ce travail nous allons aussi nous intéresser au franchissement des limites de l'os spongieux durant la préparation de l'os fémoral, dans ce cas le foret de l'os et durant le grattage de l'os spongieux, atteindra l'os cortical. Cette irrégularité peut faire apparaître des surfaces de sur-chargement au niveau du ciment orthopédique et dans ce chapitre, nous allons investiguer sur l'influence de cette mal perfection sur la durée de vie du PMMA.

Les propriétés mécaniques du ciment orthopédique, ont fait du renforcement de ce matériau, le sujet de pas mal de travaux de recherche, contrairement à l'utilisation du PMMA renforcé dans les prothèses totale de hanche cimentées, qui lui n'est pas encore établi à grande échelle. Dans le quatrième chapitre nous allons effectuer une étude sur les propriétés physico chimique des ciments orthopédiques, et investiguer sur l'aptitude et la tolérance du PMMA au renforcement. Dans le cinquième chapitre nous allons exposer les résultats des travaux de recherche sur le renforcement du ciment orthopédique dans un premier temps, ensuite nous allons analyser par la méthode des éléments fini le comportement du ciment osseux qui a été renforcé par

des particules inframicrométriques, et en dernier lieu, nous allons dans ce même chapitre effectuer une comparaison du comportement mécanique du ciment orthopédique renforcé avec celui utilisé dans les cliniques à savoir le ciment conventionnel et ce dans des conditions pratiquement identiques à celles rencontrées *in-vivo*.

Le ciment osseux a une dureté élevée comparativement à ses autres propriétés mécaniques, autrement dit ce composant est fragile, l'absence de zone plastique accentue la propagation des fissures dans le ciment. Dans le dernier chapitre nous allons clôturer cette thèse par la prédiction de l'angle de propagation des fissures dans les zones les plus fortement sollicitées, nous allons aussi déterminer les fissures qui vont se propager sous l'effet de la fatigue mécanique et celles qui vont céder dans les premiers cycles, et ce à l'aide du progiciel de calcul ABAQUS.

# Partie I

Modélisation d'une  
Prothèse totale de  
hanche subissant des  
activités physiques

## Introduction

L'arthroplastie totale de hanche est une solution thérapeutique à certaines pathologies de l'extrémité supérieure de fémur, ce geste trouve son application principalement chez les personnes âgées ou quand l'articulation de la hanche est affectée par endommagement de l'os dû à certaines maladies ou à des fractures. Autrement dit, l'articulation naturelle est remplacée, par un moyen chirurgical, par une articulation artificielle, une prothèse totale de hanche (PTH). Les patients, porteurs de cette prothèse, peuvent exercer certaines activités physiques, mais pas toutes. Il existe certainement des activités qui peuvent accélérer le descellement des prothèses cimentées par rupture brutale de ce liant osseux. Ceci constitue l'objectif de cette première partie du travail. Le but visé est d'analyser, à long terme, l'effet de ces activités sur le comportement biomécanique des articulations artificielles cimentées, autrement dit du système os (fémur)-ciment-implant. Ceci nécessite une modélisation tridimensionnelle, par la méthode des éléments finis, de ce système. Ce dernier est soumis donc à des efforts variables simulant les différentes activités du patient.

Il s'agit d'une problématique complexe. En effet, une telle simulation nécessite le développement de modèles numériques de l'os fémoral (Os cortical et Os spongieux), de l'implant, et du ciment. L'assemblage des maillages impose une gestion des surfaces, de la taille des éléments et des interactions (contacts) entre ces différents composants du modèle. Le comportement biomécanique de ces surfaces de contact reste à déterminer.

D'autres parts, les lois des matériaux employées doivent être adaptées, notamment en ce qui concerne le comportement complexe des tissus osseux ainsi que le ciment. Nous notons cependant que les propriétés mécaniques de ces tissus biologiques sont jusqu'à cette heure, peu explorées.

Contrairement aux analyses statiques, la définition des conditions aux limites des modèles dynamiques, utilisant les éléments finis, est également une difficulté majeure. La vitesse de chargement, le sur chargement pendant les différents incidents pouvant être rencontrés (chute, saut, trébuchement etc.) et l'état de contraction des muscles fessiers et ilio-psoas sont autant des paramètres à définir pour chacun des cas modélisés, ce qui rend la modélisation encore plus complexe à mettre en œuvre.

Cette modélisation, par éléments finis, doit cependant permettre, à l'avenir, un maillage extrêmement raffiné voir de taille microscopique des surfaces d'interaction. Ceci nécessite le développement de logiciels plus performants et plus adaptés. Le comportement biomécanique de la prothèse dépend, entre autre, de l'interaction **implant-ciment - os spongieux - os cortical** soumis à des conditions de chargement plus réalistes. Ces dernières résultent des mesures de la force de

contact *in vivo*, et des différentes signatures électromyogramme (EMG) pour une gamme d'activité étendue et ce afin d'englober tous les mouvements principaux du membre inférieur dans la vie quotidienne des patients.

# Chapitre 1 :

# Etude biomécanique

## Introduction

Étant une branche de la bio-ingénierie, la biomécanique a pour but l'application des principes de la mécanique sur la physique biologique et la projection de l'ingénierie et des procédures de conception à la médecine.

Le squelette et les muscles du corps humain sont considérés par la biomécanique comme une structure mécanique capable d'endurer des déformations réversibles, ou dans le cas contraire irréversibles. Elle comporte l'analyse de la démarche humaine et l'étude des contraintes subies par les tissus et les os au cours des fonctions quotidiennes ainsi que pendant des accidents. L'ingénierie biomécanique s'intéresse également à la circulation sanguine, aux mécanismes de la respiration, et aux échanges d'énergie dans l'organisme.

Le domaine d'application s'étend du développement des ceintures de sécurité des automobiles à la conception et à la fabrication des machines cœur-poumon.

L'ingénierie biomécanique a permis aussi de jeter les bases des études sur les implants et les membres artificiels. Les prothèses totales de la hanche, par exemple, implantées dans le fémur, ont donné une apparence ainsi qu'une fonctionnalité proche de la normale et une mobilité suffisante pour assurer l'insertion sociale et professionnelle des patients.

Dans ce chapitre, nous rappelons les concepts fondamentaux de la biomécanique des systèmes implant-ciment-os, tout en prenant en considération le flux de chargement et la nature des contraintes qui peut être engendrée en fonction de la structure géométrique de chaque composant du système.

## 1.1 Généralités anatomiques

Parmi une multitude d'axes d'application, la biomécanique permet d'analyser le comportement mécanique des humains en prenant en compte les forces externes, qui sont des forces qui s'exercent à l'extérieur du corps telles que la pesanteur et le frottement. Les forces internes sont des forces créées à l'intérieur du corps par l'action des muscles tirant sur les os.

Une analyse des conditions aux limites est donc nécessaire. Celle-ci intervient une fois le fémur, qui a subi une arthroplastie totale, effectue des mouvements élémentaires. Ce dernier présente l'articulation proximale du corps humain dans la vie quotidienne puisqu'il lui permet de se mouvoir et se déplacer. Particulièrement l'articulation coxo-fémorale qui est l'élément moteur pour les activités journalières. Les mouvements de la hanche sont réalisés par une seule articulation très emboîtée, appelée l'articulation coxo-fémorale. Cette dernière est une énarthrose qui trouve sa mobilité suivant trois (3) degrés de liberté dans le côté proximale de la tête fémoral, soit trois rotations de différents angles. Le genou présente un seul degré de liberté.

## 1.2 Références anatomiques

Afin d'identifier la position des différentes parties du corps humain dans l'espace (Fig. 1.1), le système anatomique avec les notations suivantes, a été utilisé :

**Le plan frontal :** est celui qui est parallèle au « front ». Il s'agit d'un plan dressé, qui s'oriente selon la direction latérale – médiane.

**Le plan sagittal :** c'est le plan de la flèche envoyée par l'archer (du latin sagitta, flèche). Il s'agit donc d'un plan vertical orienté dans la direction antéro-postérieure.

**Le plan transversal :** c'est le plan perpendiculaire aux deux précédents. Il est donc horizontal et orienté du haut vers le bas (cranio-caudal).

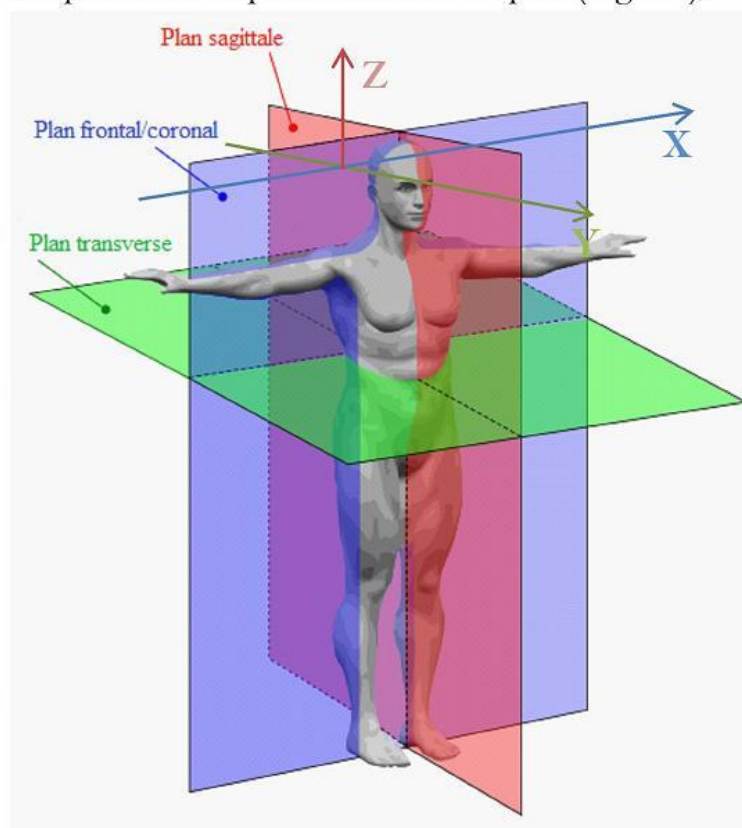


Figure 1.1 : Plans anatomiques.

### **1.3 Mécanique de l'articulation coxo-fémorale**

Lors des activités quotidiennes, le fémur se met à pivoter sur son axe anatomique. D'un tel mouvement résultent des rotations remarquées au niveau du bassin. Pendant l'appui monopodal, le fémur effectue une rotation interne par rapport au bassin et une rotation externe a été observée au moment de l'attaque du talon. Ces deux rotations sont orientées au maximum à six degrés ( $6^\circ$ ) par rapport au plan de transverse. Comme le fémur effectue une rotation une abduction/ adduction de  $6^\circ$ , pendant la phase d'appui, de 0 à 15% du cycle de marche, la hanche fait un mouvement d'extension de  $20^\circ$  avec la colonne lombaire. Et pendant la phase de passage, la fin du cycle de marche, le membre oscille et place le pied en avant grâce à  $25^\circ$  de flexion de la hanche.

La hanche est une articulation portante, elle transmet le poids du corps aux membres inférieurs par l'intermédiaire du col fémoral. L'extrémité supérieure du fémur a une morphologie et une architecture répartie en fonction des sollicitations mécaniques, il réalise ce qu'on appelle un porte-à-faux. Lorsqu'on veut se représenter la sollicitation mécanique de la tête fémorale sur le cotyle, on part d'un état d'équilibre statique ou dynamique du corps présentant les caractéristiques essentielles du mode de sollicitation en question. Dans cet état d'équilibre du corps, on peut étudier les forces extérieures et intérieures, moyennant quelques simplifications ; la tête fémorale est sous contraintes de compression.

#### **1.3.1 Appuis bipodal**

Quand le patient repose sur ses deux pieds, il va distribuer son poids corporel sur les deux membres inférieurs symétriquement. La direction de la compression est verticale, le bassin se repose sur les deux têtes fémorales (Fig. 1.2). Dans ces conditions, le poids du corps est transmis directement aux deux têtes fémorales. Par exemple, pour un modèle squelettique simple, dont le poids total du corps est de 58,7 kg, la force exercée sur chacune d'elles vaut à peu près 18,41 kg, ce qui correspond environ au tiers du poids du corps. Mais pour un modèle réel, l'action des muscles interviennent en créant des moments équivalents afin d'effectuer l'équilibre corporel, de ce fait, ces efforts vont s'additionner aux efforts du propre poids corporel, en effet sellons les PTH instrumentées, chaque tête fémorale reçoit environs 90% du poids corporel dans cette position.



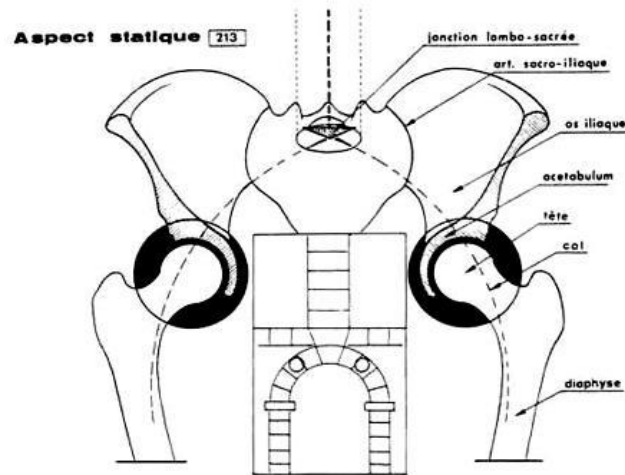


Figure 1.2 : Le transfert de la charge durant un appui bipodal.

### 1.3.2 Appui monopodal

Dans la majorité des activités physiques quotidiennes qui sont reliées aux membres inférieurs, les patients porteurs des prothèses totales de hanche, se trouvent obligés de passer par la position de l'appui monopodal, voire des centaines de fois par jour, cette position l'équilibre est assurée grâce à une traction musculaire s'exerçant entre l'os coxal et le fémur. Cette action musculaire peut être assimilée à la contraction du moyen fessier. Pauwels compare ce système à une balance dont le fémur serait la colonne et le bassin le fléau. Dans ces conditions, le système S, composé par l'ensemble du corps moins la jambe d'appui, est soumis au poids  $P$  du système S.

Ce poids est appliqué au centre de gravité de la partie du corps supportée par la tête fémorale, à des forces musculaires  $M$  qui empêchent le basculement du bassin vers le côté du membre oscillant et à la réaction  $R$  de la tête fémorale du membre en appui sur le cotyle. La résultante des forces du moyen fessier et du poids s'exerce sur la tête et correspond aux sollicitations mécaniques de la hanche. Cette résultante équivaut à quatre fois le poids du corps dans les conditions normales et avec absence de toutes pathologies pouvant interférer avec le système.

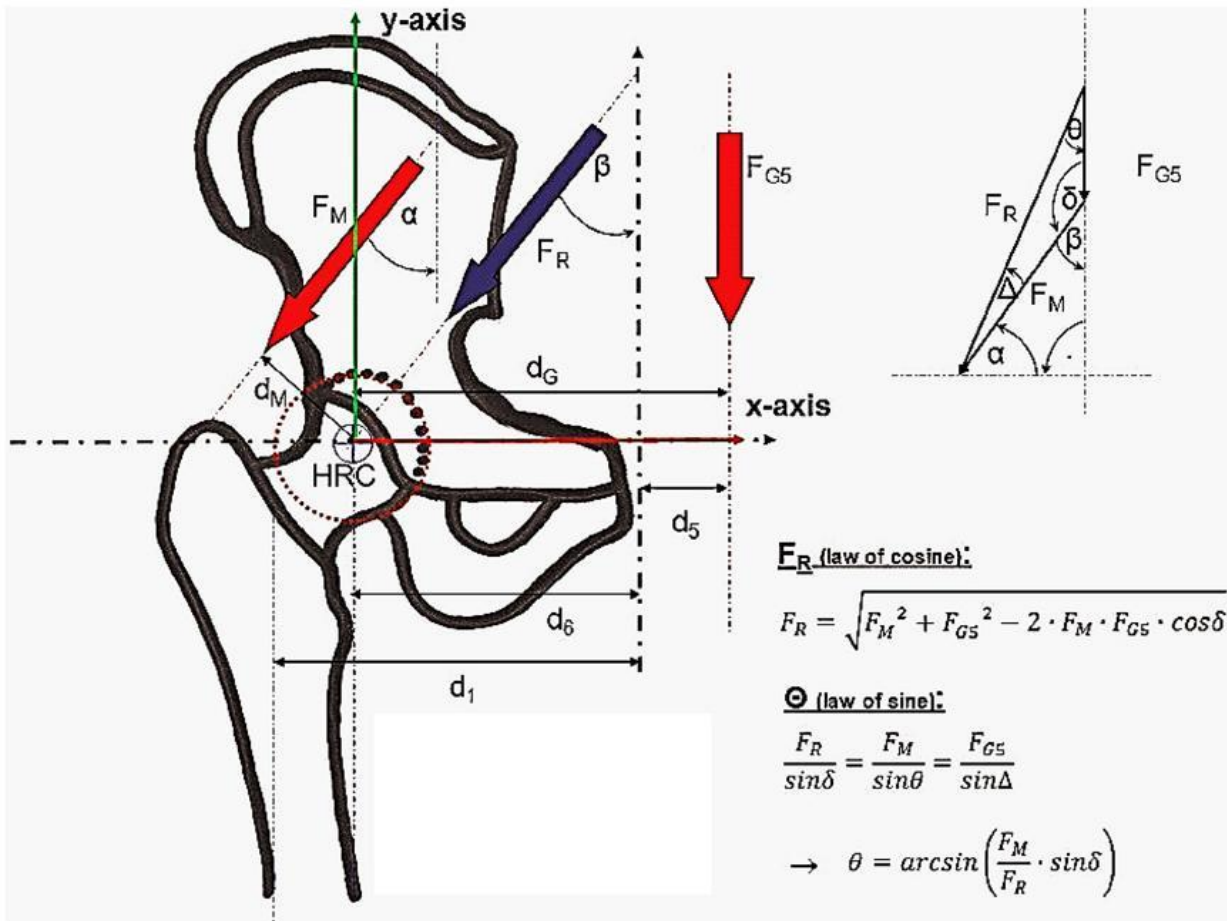


Figure 1.3 : L'interaction hanche-fémur durant un appui monopodal.

Ou :

**HCR** : Le centre de rotation de l'articulation de la hanche.

**$F_{G5}$**  : La masse corporelle réduite.

**$F_M$**  : La force musculaire.

**$F_R$**  : La force résultante au niveau de l'articulation de la hanche.

**$d_G$**  : La distance perpendiculaire entre  $G_5$  et HRC.

**$d_M$**  : La distance perpendiculaire entre M et HRC.

Sellons la figure la force résultante au niveau de l'articulation de la hanche.se traduit par l'équation suivante :

$$F_R = \sqrt{F_M^2 + F_{G5}^2 - 2 \cdot F_M \cdot F_{G5} \cdot \cos \delta}$$

et également on peut tirer l'égalité suivante :

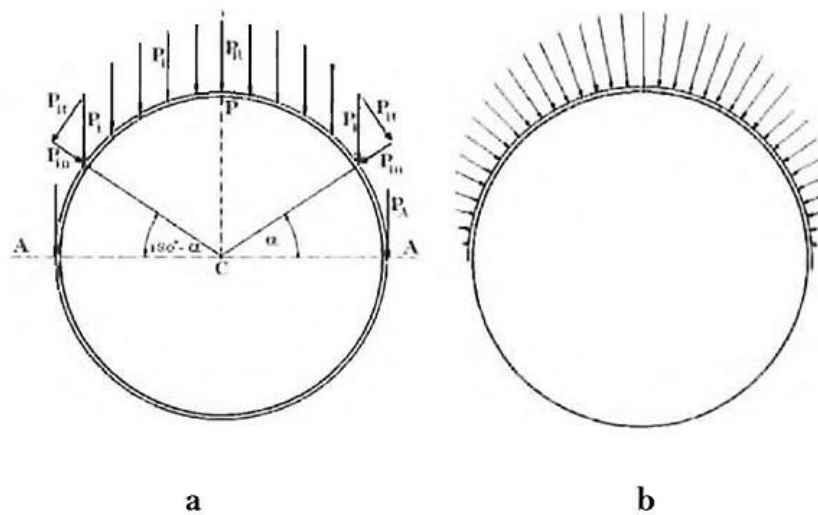
$$\frac{F_R}{\sin \delta} = \frac{F_M}{\sin \theta} = \frac{F_{G5}}{\sin \Delta}$$

avec :

$$\theta = \arcsin\left(\frac{F_M}{F_R} \cdot \sin \delta\right)$$

### 1.3.3 La répartition des forces agissant sur la tête fémorale

La tête fémoral reçoit des forces selon la normale de chaque élément de surface, ces derniers sont transmises par le pelvis ou vis-vers-ça, et par conséquent les contraintes normales, dépendent de l'angle  $\alpha$ , en effet les contraintes seront plus importantes quand cet angle avoisine  $90^\circ$ , et seront ramenés à zéro dans l'équateur, les figures 1.4 a et b. Théoriquement, une couche élastique telle que le cartilage articulaire est capable de répartir les contraintes sur une grande partie de la surface d'appui à une magnitude presque uniforme (Fig. 1.4 et 1.5).

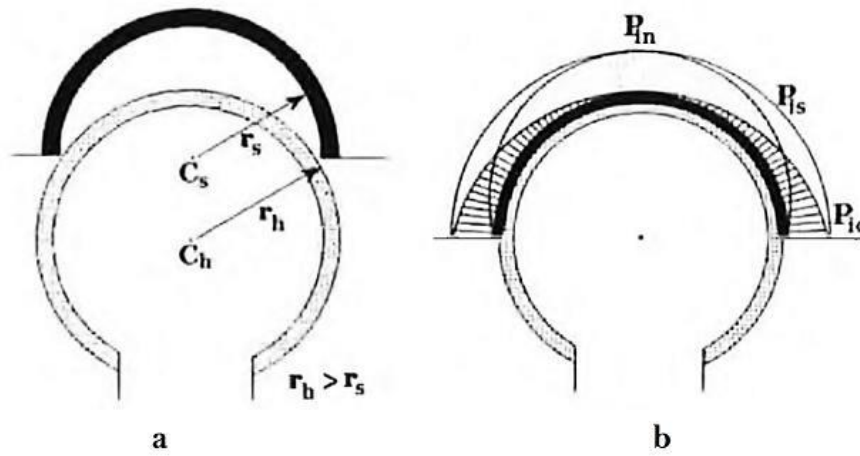


**Figure 1.4 :** Détermination de la force normale sur la tête fémorale

**a :** La décomposition des forces partielles  $P_i$  en composantes normales  $P_{in}$  et en composantes tangentes  $P_{it}$ .

**b :** La répartition des forces normales sur le cartilage de la tête fémorale.

Cela est particulièrement accentué lorsque la tête articulée est un peu plus large que le houssein de cette articulation et touche d'abord les contours de l'acetabulum en soulageant le sommet de cette liaison [96]. On peut supposer que le rayon de la tête est légèrement supérieure au rayon du cotyle, mais que la double couche de cartilage compressible est capable de compenser l'incongruité, la figure 1.5 a. En outre, les contraintes résultantes de la compression du cartilage à la frontière de la douille peuvent être d'autant plus importantes que la contrainte maximale au niveau de cette articulation (Fig. 1.28 b). La superposition des deux diagrammes : le diagramme de la charge due aux efforts appliqués sur la tête fémorale (Fig. 1.4 b), et celui de la compression du cartilage due à l'insertion de la tête fémorale dans le cotyle (Fig. 1.5 a), donne alors une contrainte uniforme sur toute la surface du support (Fig. 1.5 b).



**Figure 1.5 :** L'interaction tête fémorale - cotyle

**a:** Le dimensionnement de la tête fémorale et du cotyle qui sont couverts des couches compressibles.

**Ch** et **Cs**: Center de la tête et du cotyle respectivement

**Rh** et **rs**: Rayon de la tête et du cotyle respectivement

**b:** La répartition des contraintes durant l'insertion de la tête fémorale dans le cotyle.

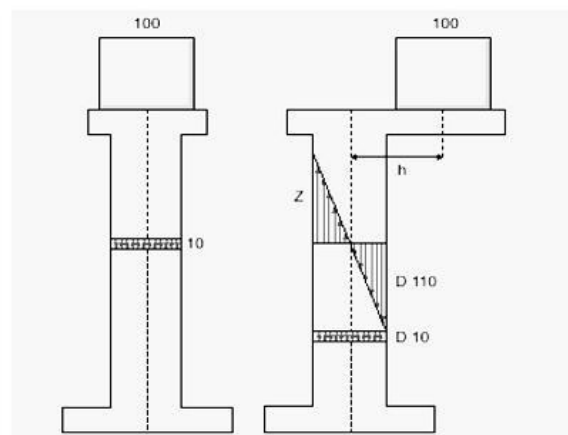
**Pic**: Contraintes normales dues à la compression du cotyle.

**Pin**: Contrainte normale due au chargement.

**Pis**: somme de  $P_{in}$  et  $P_{ic}$  (uniforme sur toute la zone de contact).

### 1.3.4 Les sollicitations induites dans un fémur

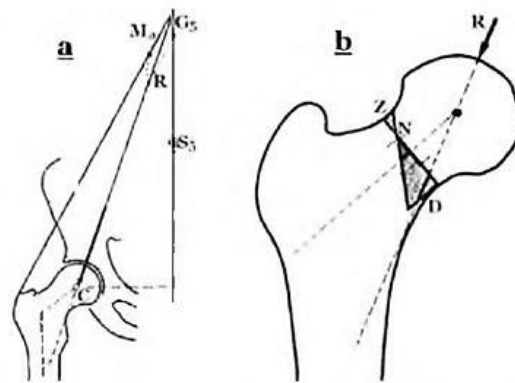
La masse corporelle et les puissants muscles agissant sur l'articulation coxo-fémorale induit de différentes sollicitations dans l'os fémoral (Fig. 1.6). L'état de contrainte dans une structure similaire à celle de l'os fémorale est illustré, tout en expliquant l'effet de l'excentricité sur l'apparition des contraintes de traction-compression engendrées par la flexion, qui sont beaucoup plus importants que celles de compression dues au poids de la charge.



**Figure 1.6 :** Illustration des contraintes de flexion et de compression dues à une structure un porte-à-faux.

Les efforts résultants exercés sur la tête fémorale vont affecter le col fémoral en premier lieux, tout en agissant sur la surface articulaire (Fig. 1.7 a). Sur un fémur ayant un angle normal entre les deux axes anatomiques du fémur (l'axe du fémur et celui du col fémoral), l'excentricité de la distribution de contrainte est tellement importante qu'on ne peut négliger la contrainte de compression sur l'axe fémoral,

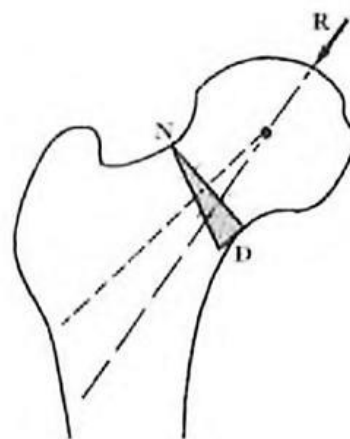
cette contrainte apparue sur le plan neutre est due à l'effort résultant qui va créer une flexion dominée par la compression (Fig. 1.7 b).



**Figure 1.7 :** Etat de contrainte sur un col fémorale normal,  
**a :** Détermination graphique de la direction et le niveau de l'effort résultant, **R.**  
**b :** Distribution des contraintes dans la section médiane du col fémorale.  
**D:**contraintes de compression, **R:** force de chargement, **N:**plan neutre, **Z:**contraintes de traction.

### 1.3.5 La dysplasie de la hanche

La Hanche dysplasique est une malformation ou mauvaise évolution qui atteint l'articulation coxo-fémorale et qui consiste en une asymétrie plus ou moins importante de la tête du fémur avec sa cavité cotyloïdienne, et souvent en un relâchement du ligament qui les rend solidaires, comme pour certains cas des fémurs dont l'angle entre les deux axes anatomique de ce dernier est supérieur à la normal, la direction de l'effort résultant peut coïncider avec l'axe anatomique du col (Fig. 1.37). Sous de telles conditions, le plan neutre va coïncider avec le contour supérieur du fémur.



**Figure 1.8:** Etat de contrainte sur un col fémoral.

Le niveau des forces musculaires appliquées pour ramener le corps en état d'équilibre est aussi fortement influencé par la variation de cet angle, la figure 1.8 explique la variation des forces exercées par les muscles, en fonction de l'angle entre les deux axes fémoraux, en effet, l'augmentation de cet angle est inversement proportionnel à la distance entre la direction d'application de la force musculaire et le point d'application de l'effort résultant dans la tête fémorale, ce qui incite le muscle à

augmenter ses efforts (voir les doubler dans certains cas) pour pouvoir arriver à créer un moment opposé à celui engendré par le poids corporel (Fig. 1.9).

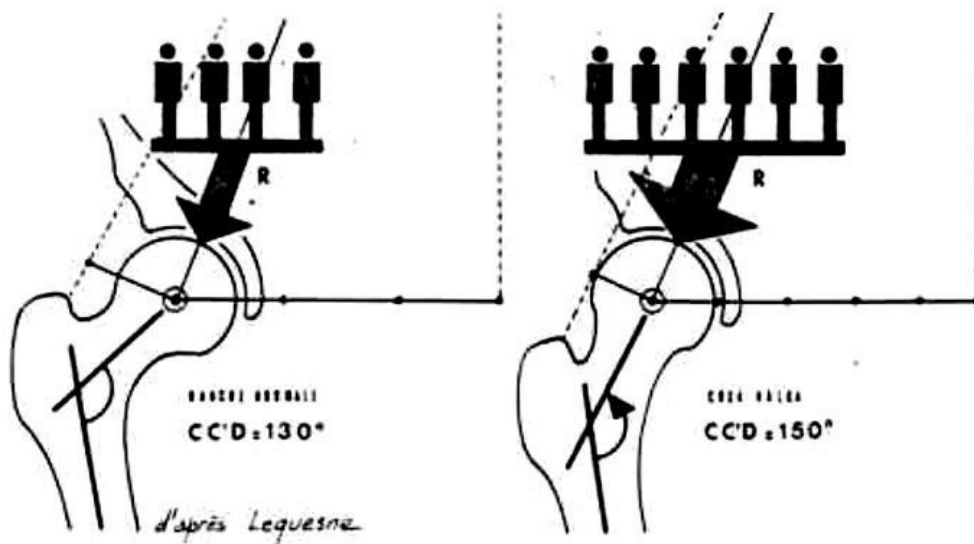


Figure 1.9 : L'effort exercé sur la tête fémorale dans une dysplasie de la hanche.

Par ailleurs, la surface portante de la hanche dysplasique, la surface portante est réduite, d'une part antéro-latéralement par la dysplasie du cotyle et d'autre part, par la latéralisation de la résultante de la charge du fait de l'effet coxa valga. La position en varus du col fémoral, fait que le bras de levier du corps est allongé par la latéralisation de la tête fémorale, qui est produite par l'épaississement de la paroi médiane du cotyle et par la subluxation de la hanche. Contrairement à la l'effet de l'angle, l'augmentation de la longueur du col fémoral est proportionnelle à la distance 'c m' (Fig. 1.10), ce qui converge vers une réduction considérable de l'effort musculaire et de l'augmentation de la pression sur le cotyle et par conséquent de l'arthrose dysplasique typique.

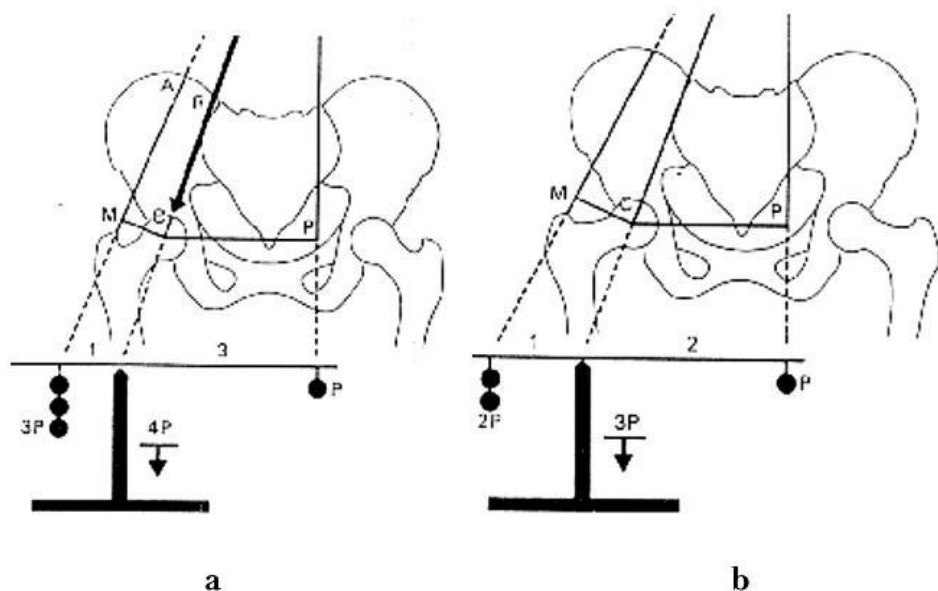
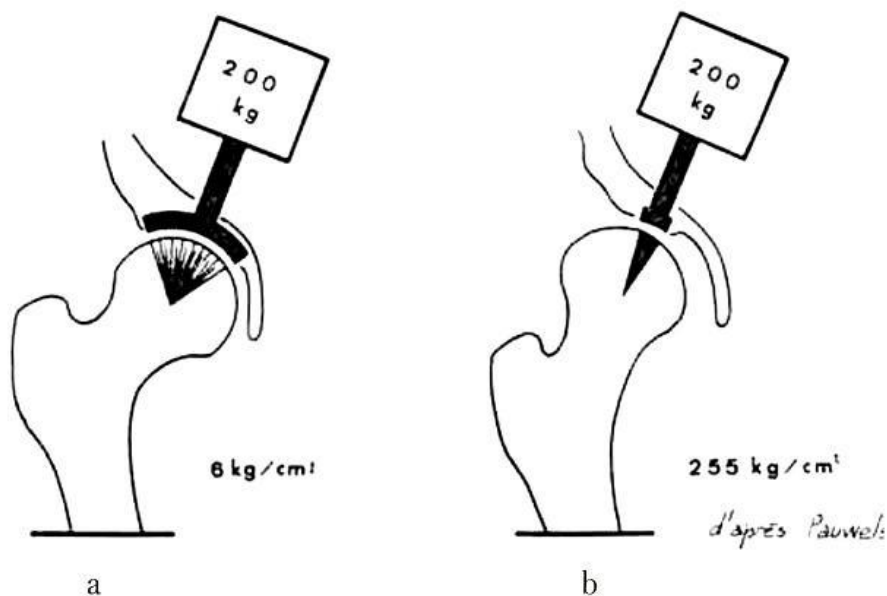


Figure 1.10 : Influence de la longueur de col du fémur  
a : équilibre des forces sur une hanche à col fémoral normal.  
b : équilibre des forces sur une hanche en cas de coxa valga.

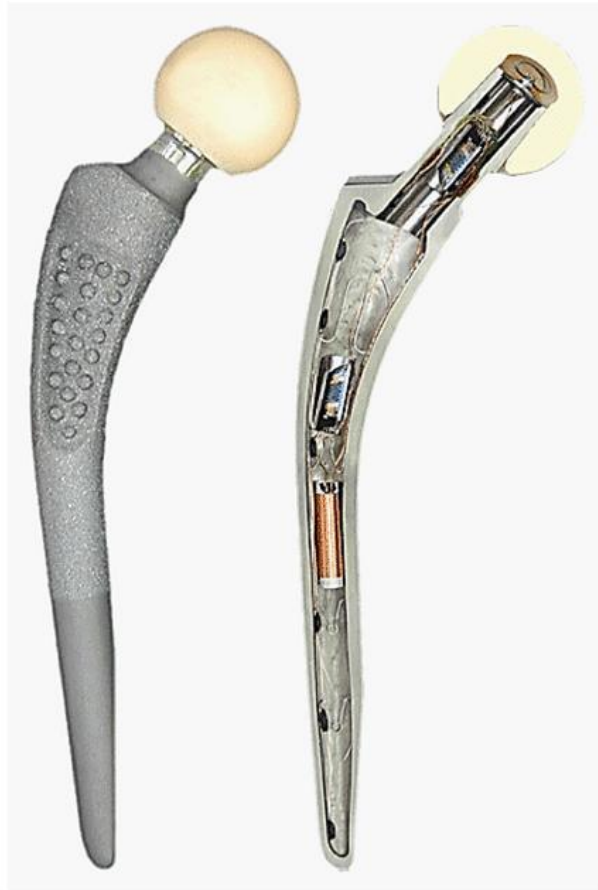
Sur la figure 1.11 est illustré la répartition et le niveau de la pression engendré par la diminution de la surface articulaire rencontré dans la coxa vara, associée généralement a une subluxation, cette situation dans les cas réelles a de fortes chances d'engendrer, elle aussi, une coxarthrose [38]. Cette hanche dysplasique peut évoluer plus ou moins rapidement vers une arthrose douloureuse et invalidante dans le cas d'une subluxation.



**Figure 1.11 :** Influence de la longueur de col du fémur  
a. pression appliquée sur une tête fémorale normale.  
b. pression appliquée sur une tête fémorale en cas de coxa vara.

## 1.4 Biomécanique des PTH

La compréhension et la prédiction du comportement mécanique des prothèses totales de hanche durant un chargement dynamique se base sur la détermination des forces de contact au niveau de la hanche et des contraintes qui en résultent. Dans la littérature, naguère, les données des efforts exercés sur la tête fémorale n'étaient pas précises car ils étaient calculés mathématiquement à partir d'un modèle [23], et ceux des forces musculaires étaient encore plus inexacts, elles étaient extraites d'un modèle analytique musculo-squelettique dans certains travaux, et négligeait l'action des muscles pour d'autres, en conséquent, les conditions de chargement *in vivo* étaient mal-estimées ce qui rend le transfert du chargement entre les différents composants, pendant la simulation numérique, s'effectue d'une manière qui ne correspond pas à la réalité. Jusqu'à ce qu'il apparait un système permettant de mesurer les efforts exercés sur la tête fémorale en temps réel et avec une grande précision, c'est la prothèse totale de hanche instrumentée.



**Figure 1.12 :** *Prothèse instrumentée pour mesurer les forces et moments dans une PTH.*

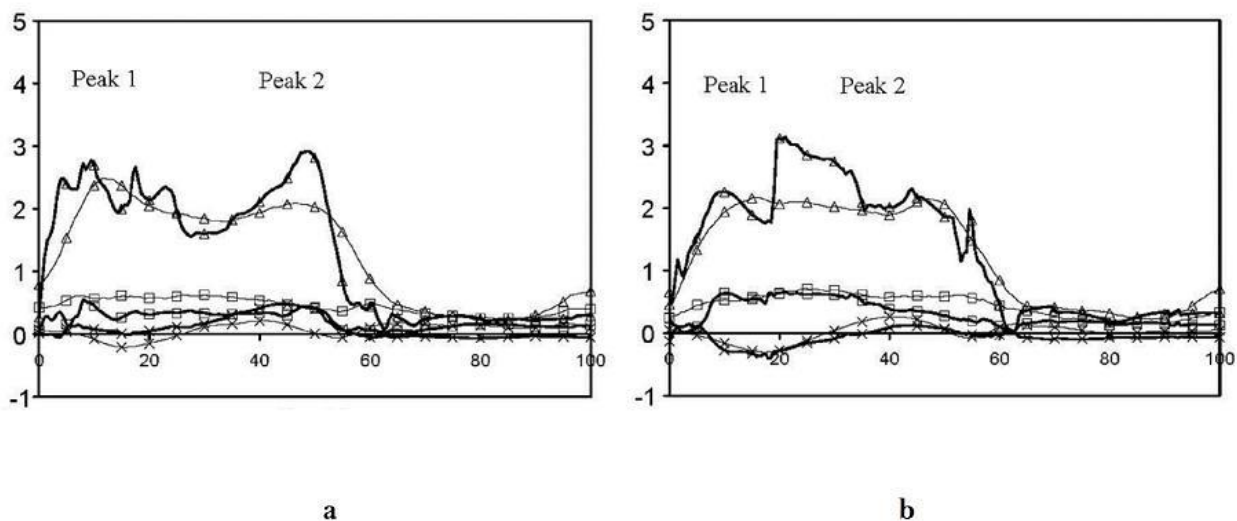
En effet, les forces de contact au niveau de la hanche sont recueillies et enregistrées grâce à cet instrument, qui est essentiel pour la définition des exigences en matière de conception de prothèses articulaires de hanche [20]. Le traitement des données qui peuvent être transmis par une prothèse totale de hanche instrumentée moderne, permet de déterminer la nature des sollicitations subies par l'os, et les différentes forces, les moments résultants sur les trois axes et la déformation tridimensionnelle de la prothèse ainsi que la température résultante au cours des activités exercées par les patients (Fig. 1.14)

#### **1.4.1 Les forces transmises par les PTH insermentées**

Durant un cycle de marche, la force maximale exercée sur la tête fémorale est un peu plus supérieur au double de la force exercée par le poids du corps du patient selon les valeurs des forces mesurées par l'intermédiaire des PTH instrumentées. Les variations des forces maximales sont largement liées à nature des activités et pour standardiser les résultats, ils sont donnés en fonction du poids du corps 'P', par exemple : marche lente (3,5km/h) 242 %P, marche normale (3,9km/h) 238 %P, marche rapide (4,8km/h) 236 %P, montée d'escaliers 251 %P, descente d'escaliers 260 %P, se mettre debout 190 %P, s'asseoir 156 %P, pédaler sur un vélo 67% ainsi que lors d'une chute 700%. En moyenne, ils ont trouvé que les forces pendant la montée des escaliers étaient 23% plus importantes que la marche normale. Les variations du



chargement de l'articulation lors de la montée des escaliers sont beaucoup plus importantes que celles pendant la marche. Aussi, le premier pic des forces exercées sur la tête fémorale est moins important que le second lors de la descente des escaliers [37], tandis qu'il est le plus important lors de la montée.

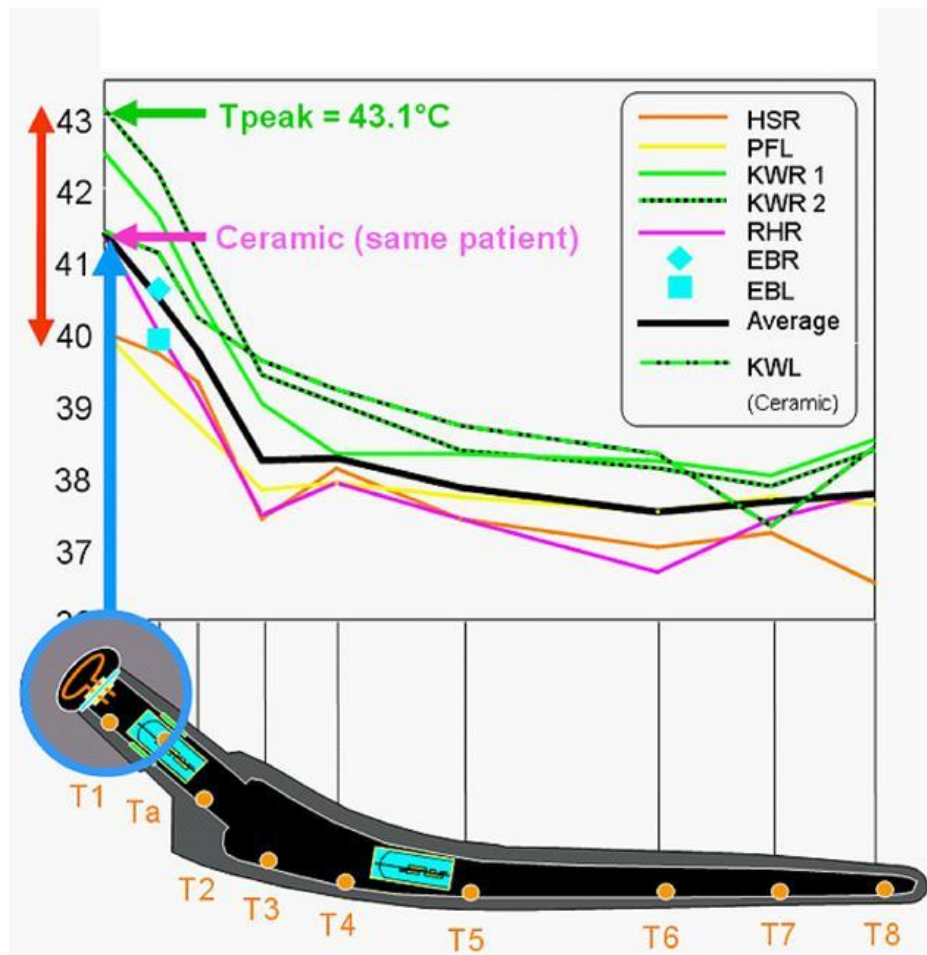


**Figure 1.13 :** Comparaison entre les efforts mesurés par une PTH instrumentée (ligne mince), et un modèle mathématique (ligne épaisse). [37] x (carré) y (en x) z (triangle)

Les contraintes dans une PTH sont principalement localisées sur le bord antérieur et du côté latéral de la cupule selon la modélisation mathématique. En effet, en appui statique unipodal, les forces de l'ordre de 310 % du poids P sont plus importantes dans une hanche avec prothèse que pour une hanche saine où elles sont de l'ordre de 270 %P. Notons aussi que les forces de contact mesurées *in vivo* avec des prothèses instrumentées peuvent varier d'une personne à l'autre en fonction des caractéristiques corporelles et des dimensions anatomiques.

#### 1.4.2 La variation de température des prothèses

Les prothèses de hanche ont une friction plus élevée que les articulations naturelles, et produisent plus de chaleur [24]. Pour une longue durée, les activités de forte charge comme la marche peuvent augmenter la température à des niveaux qui causent des dommages biologiques dans les tissus environnants et peut donc contribuer au descellement. Ces effets n'ont jamais été rapportés dans les études cliniques, mais cela peut être tout simplement parce que la fréquence et la durée de la marche comme un facteur d'échec de l'implant n'a, à notre connaissance, jamais été étudiée.



**Figure 1.14 :** La variation de la température le long de l'implant orthopédique, mesurée chez 7 patients après une heure de marche. [81]

Les prothèses totales de hanche équipées avec les implants télémétriques dont la tête est en céramique et les inserts en titane permet de mesurer la température de l'insert une fois le corps est en mouvement [21]. La valeur maximale de la température prélevée atteignit les 43,1 °C, elles ont été observées après une heure de marche (Fig. 1.14). Les variations de températures entre les patients étaient considérables et ne pouvaient s'expliquer que par la différence du poids corporel ou des grandeurs des forces de contact dans l'articulation. Notons aussi que les températures à l'intérieur et à l'extérieur de l'implant dépendent sur d'autres facteurs individuels comme (a) le volume de liquide synovial, (B) le taux de perfusion dans les tissus environnants; et (c) une séparation entre la tête et la cupule qui peut se produire au cours de la phase de balancement pendant la marche. L'amplitude de la température est influencée par plusieurs facteurs, comme les propriétés thermiques de la tige, de la tête et de la cupule, le frottement entre la tête et la cupule, la technique de fixation de la prothèse, une PTH cimentée s'échauffe plus que celle non cimentée.

# Chapitre 2 :

## Elaboration du modèle numérique

### **Introduction**

Jusqu'à cette heure-ci il n'est pas possible de calculer analytiquement les contraintes induites au niveau du ciment orthopédique durant la pratique des activités physiques, encore moins déterminer leur répartition, et ceci est dû à plusieurs paramètres tels que la complexité géométrique des composants ainsi que les propriétés mécaniques des différents matériaux constituants. Pour cette raison, et vu le progrès technologique dans le domaine informatique, il devient impératif d'établir un modèle numérique, afin d'analyser le comportement du ciment orthopédique ainsi que les constituions de la prothèse totale de hanche par la méthode des éléments finis, et ce lors de la pratique des exercices physiques, et en tirant des informations, qui, après traitement et analyses, arrivent à parvenir à des conclusions.

Dans ce chapitre, nous allons élaborer un modèle numérique basé sur les dimensions anatomiques d'un patient de 1.90 m de longueur et qui pèse 950 N.

### 2.1.1 La modélisation numérique

Pour évaluer le module de Young il est nécessaire de se ramener à une courbe contrainte - déformation qui ne peut se concrétiser qu'en passant par les essais mécaniques, qui permettent à leur tour de tracer une courbe effort - déplacement. Le passage de la mesure de l'effort à une contrainte et du déplacement à une déformation ne peut se faire par formule analytique que pour des géométries d'échantillon simplifiés et parfaitement bien définies.

Pour l'obtention de cette géométrie les échantillons destinés aux essais mécaniques nécessitent un usinage précis qui répond aux normes internationales. Nous obligeant à surmonter les difficultés méthodologiques, car pour obtenir des échantillons d'os standardisés (en particulier du fémur), leur taille doit être réduite et compliquée l'analyse du module de Young à l'échelle du modèle numérique applicable en implantologie fémorale.

Pour résoudre ce problème technique il est nécessaire d'appliquer la méthode d'analyse inverse qui est une méthode d'identification du comportement biomécanique applicable même à des échantillons non standardisés et basée sur la comparaison de courbes résultantes d'un essai mécanique et de celles obtenues par simulation numérique de ce même essai à l'aide d'un logiciel utilisant la méthode des éléments finis. L'intérêt principal est donc de se soustraire de tout usinage standard et de permettre ainsi une analyse des lois de comportement biomécanique de l'os à partir d'échantillons de géométries et de tailles variables.

La modélisation du comportement mécanique des biomatériaux à partir de leur structure existe depuis une vingtaine d'années environ, la méthode des éléments finis quant à elle, est utilisée depuis une trentaine d'années. L'application de la MEF à cette modélisation permet l'analyse du comportement mécanique des articulations artificielles. En effet, cette méthode permet d'obtenir une approximation des solutions d'équations d'équilibre des corps solides déformables soumis à des sollicitations d'origines diverses.

L'équilibre des solides liés à la mécanique quantique (déplacements, déformations, contraintes) doit satisfaire aux lois de la physique qui sont ainsi calculées en certains points du solide modélisé. L'échantillon à analyser devient alors une structure découpée en un nombre fini de sous-ensembles appelés éléments. Ces éléments sont constitués d'un nombre fini de points appelés nœuds ou éléments sont interconnectés par les nœuds, généralement situés au milieu ou aux sommets des arches qui constituent les éléments, formant ainsi « le maillage » de la structure initiale. Les calculs mathématiques sont effectués uniquement aux nœuds. Après avoir calculé l'équilibre de chaque élément, l'équilibre global du solide, sous un

chargement donné, est approché en sommant les contributions de chaque élément et en tenant compte des conditions aux limites qui lui sont imposées.

Afin d'avoir une précision qui convient aux études par éléments finis de biomatériaux dans le domaine médical, ce maillage est réalisé à partir d'images radiologiques tel qu'un scanner, ou une IRM à l'aide d'un logiciel de segmentation manuelle ou automatique en 3D, puis exporté vers le logiciel utilisant la méthode des éléments finis; le maillage peut être constitué d'une grande quantité d'éléments, ce qui augmente la précision de la simulation mais allonge considérablement la durée du calcul.

De nos jours, il y a une concurrence concernant les logiciels d'analyse par éléments finis, ceux utilisés en biomatériaux doivent avoir une excellente précision telle que le FORTRAN, le NASTRAN, l'ABAQUS, l'ANSYS, CANAERO, WINLIFE, FE-SAFE... Ce sont des logiciels qui utilisent la méthode des éléments finis et qui traitent d'un très grand nombre d'applications en mécanique des solides, et qui ont été utilisés par plusieurs auteurs pour la modélisation biomécanique. Les éléments utilisés pour la modélisation tridimensionnelle varient d'une structure à une autre, plus la structure est complexe plus le maillage sera compliqué.

### **2.1.2 Récolte de données et système de forces**

La mutation dans le domaine informatique a touché tous les domaines, et toute les filiales qu'on trouve au niveau de chaque domaine, par exemple, prothèses instrumentées utilisées dans le domaine médicale, qui permet de récolter les forces exercées dans la tête fémorale, ces informations sont ensuite normalisées pour donner des forces, qui vont être injectées dans les logiciels de simulation numérique, et projetées dans un système de coordonnées du fémur droit et ce en connaissant les composantes  $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$  de la force dans un système de coordonnées de l'implant (Fig. 2.1). Le système de fémur est fixé au centre de la tête fémorale. La ligne médiane du fémur (noir pointillé) coupe l'axe du col au point  $P_1$ .

Le point le plus profond de l'extrémité distale du fémur est défini comme le point  $P_2$ . La connexion droite entre  $P_1$  et  $P_2$  définit l'axe 'Z' du fémur. Ce dernier est parallèle à l'axe des 'Z' du système des coordonnées. Les axes 'X' et 'Y' du système des coordonnées sont perpendiculaires à z et parallèles à un plan sagittal et au plan frontal respectivement. Autrement dit ces trois axes de la structure forment un angle droit entre eux. Pour le système de l'implant, l'axe 'Z<sub>i</sub>' coïncide avec celui de la tige fémorale. L'axe 'X<sub>i</sub>' réside dans le plan sagittal. Le transfert de forces de l'implant vers l'os nécessite la connaissance des trois angles notés par:  $S_x$  (formé par l'axe z de l'os et l'axe de l'implant),  $S_y$  (formé par l'axe de l'os et celui de l'implant) et AV (l'angle d'antéversion de l'implant).

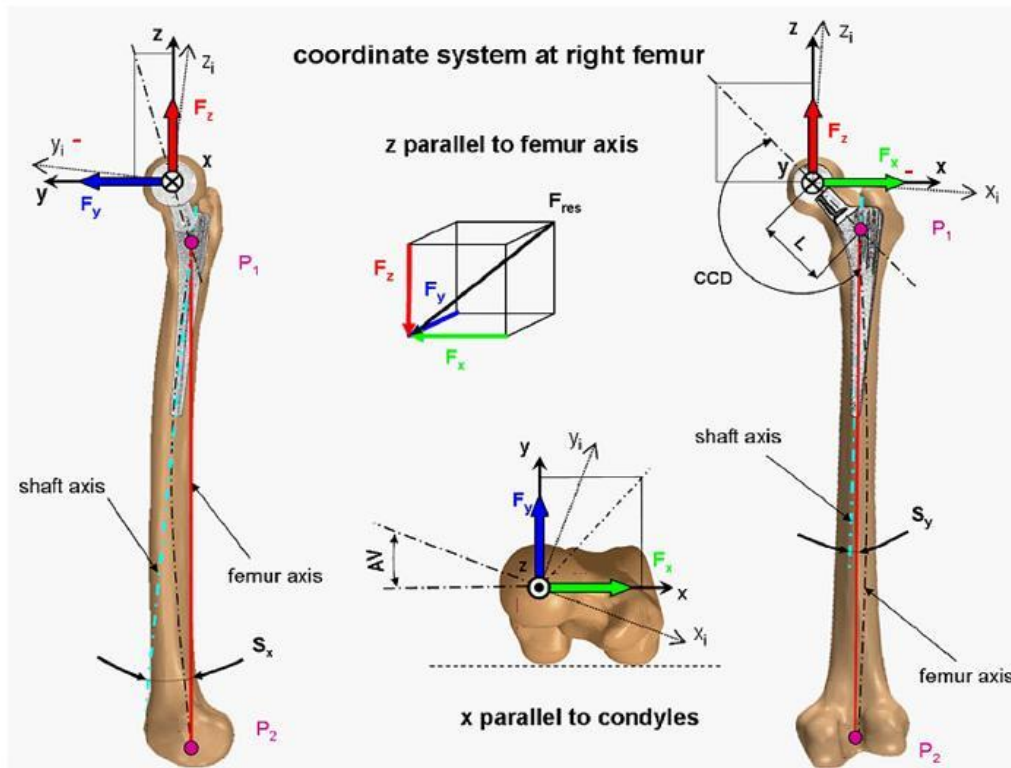


Figure 2.1 : Système de forces appliquées sur la tête fémorale.

### 2.1.3 Forces musculaire

L'articulation de la hanche contient les muscles les plus puissants du corps humain, cependant, certains muscles ont une action assez faible, voire même négligeable. Dans ce travail, on se contente de déterminer les efforts des principaux muscles (tels que : muscle grand fessier, muscle moyen fessier, muscle petit fessier, muscle iliaque) (Fig. 2.2), ces muscles arrivent à exercer parfois dans certaines activités 90% de l'effort global exercé par l'ensemble des muscles sur l'articulation coxo-fémorale.

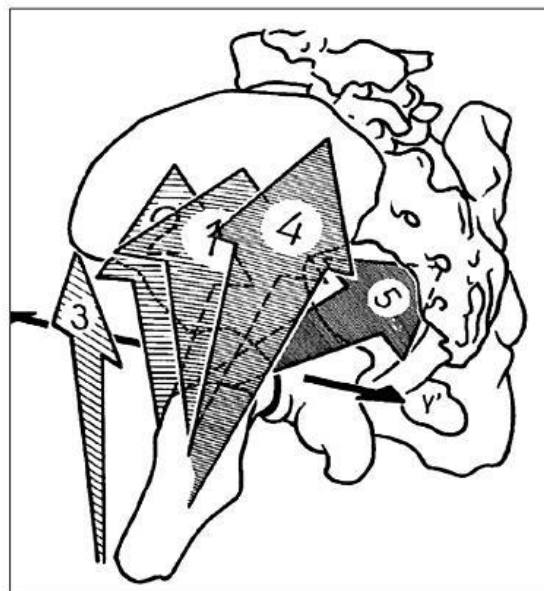
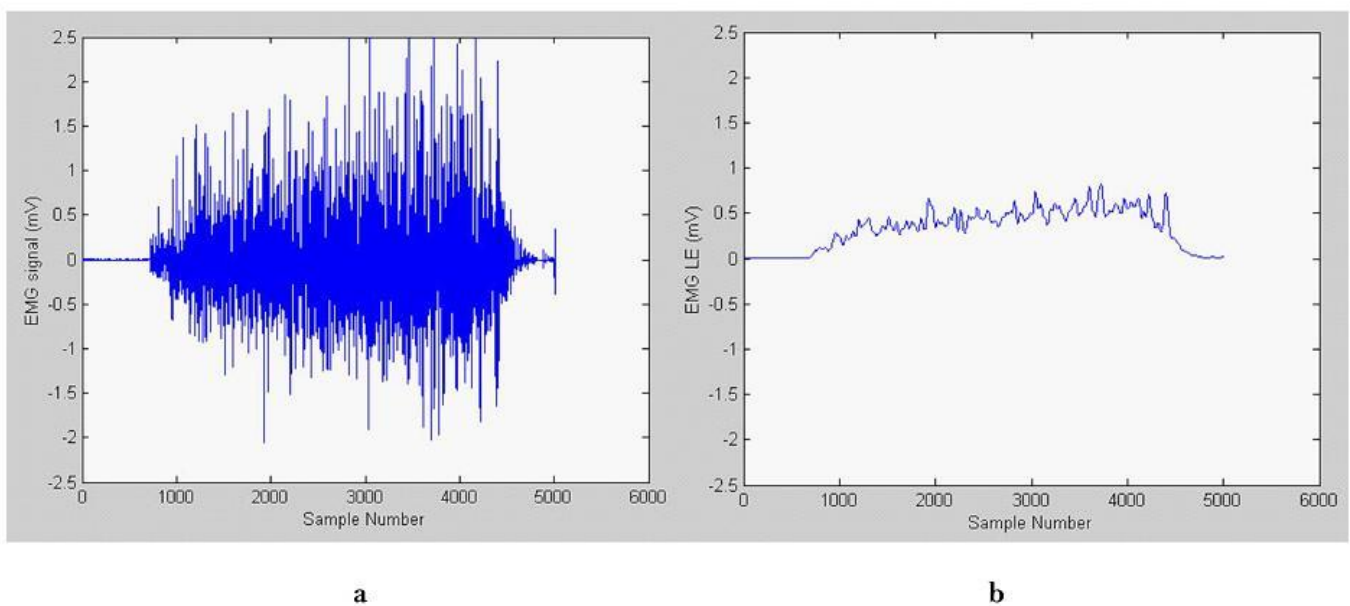


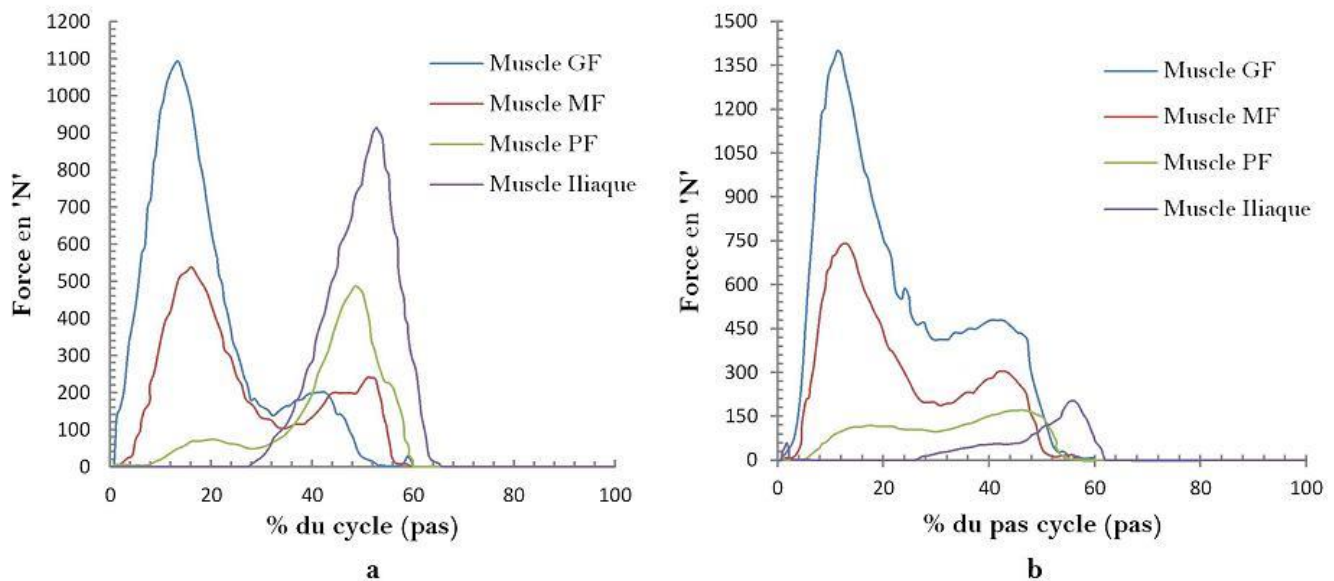
Figure 2.2 : représentation schématique des muscles de la hanche : Moyen fessier (1), grand fessier (2), TFL (3), petit fessier (4), demi-membraneux (5).

L'électromyogramme l'EMG permet la détermination des efforts musculaires : correspondant à l'activité électrique produite par les muscles squelettiques lors de la contraction. Lorsque les unités motrices individuelles (unités motrices représentent le plus petit groupe fonctionnel des fibres musculaires) se déchargent, elles émettent de façon répétitive à une courte salve une activité électrique connue comme étant un potentiel d'action de l'unité motrice. Le temps entre les salves successives est quelque peu aléatoire pour chaque unité motrice. Lorsque plusieurs unités motrices sont actives (le timing de la salve électrique entre unités motrices distinctes est principalement corrélé), un motif d'interférence aléatoire des résultats des activités électriques se forme. Ce dernier a été observé à la surface de la peau par des électrodes bipolaires classiques. La figure d'interférence peut être modélisée comme un processus stochastique à moyenne nulle comme le montre la figure 2.3. La tension musculaire est analysée, soit par le nombre d'unités motrices actives, soit par la vitesse de chauffe moyenne des unités motrices actives. Dans les deux cas, l'écart type de la figure d'interférence est modifiée (il augmente proportionnellement selon un nombre croissant d'unités motrices actives et / ou une augmentation de la fréquence de décharge des unités motrices individuelles). Ainsi, l'écart type de la figure d'interférence (Fig. 2.3), généralement désigné sous le nom EMG amplitude (EMGamp) qui est par définition, un paramètre d'un processus aléatoire, dont la valeur ne peut être estimée à partir d'un échantillon d'un EMG, sera estimée, puis déterminé mathématiquement[39].Après avoir acquis le signal brut, on l'amplifie (Fig. 2.3a) d'abord puis on l'introduit dans un filtre passe bande, ensuite un filtre de redressement pleine onde qui permettra d'avoir un signal bien plus net et son introduction dans les logiciels de simulation devient alors possible Fig. 2.3 b.



**Figure 2.3 :** Traitement du signal provenant du muscle après amplification [80]  
**a :** Le signale EMG brut. **b :** Signal traité en utilisant une combinaison de redressement pleine onde.

En utilisant cette technique de détermination des efforts musculaires on peut aboutir aux résultats représentés sur la figure ci-dessous. Cette dernière montre la variation des efforts musculaires en fonction de l'activité d'un patient pesant 90kg [40]. Dans cette figure, il est nettement illustré que les efforts induits par les muscles dépendent de la nature du mouvement exercé par le porteur de la prothèse totale de hanche.



**Figure 2.4 :** Action des muscles : grand fessier, moyen fessier, petit fessier et le muscle iliaque durant **a** : la marche normale et **b** : montée d'un escalier.

Suite à la détermination des efforts appliqués sur la tête de l'implant prothétique et les efforts musculaires exercés par les principaux muscles sur l'articulation coxo-fémoral, on procède à la simulation du comportement mécanique de la Prothèse totale de hanche soumise à des efforts variables (chargement dynamique). Pour ce faire, quinze « 15 » activités fondamentales (marche normale, marche rapide, marche lente, marche en portant une charge, montée et descente des escaliers, levée d'une chaise, s'asseoir sur une chaise, s'accroupir vers le sol, montée et descente de voiture, footing modéré, chute des escaliers, vélo, appui monopodal) exercées par le patient ont été retenues pour cette étude. L'effet de ces activités sur le niveau et la distribution des contraintes induites dans l'implant, le ciment et l'os fémoral constituant la prothèse totale de hanche ont été analysés en utilisant la méthode des éléments finis. Cette simulation permettra donc une meilleure compréhension de ces contraintes de chaque point constituant ces composants, ainsi que les déformations qui en découlent. Elle permet donc de mettre en relief le processus d'interaction de ces différents composants en fonction bien évidemment de la nature des activités exercées par les patients porteur de la prothèse totale de hanche.



### 2.1.4 Modèle analysé et maillage

Le modèle numérique de la prothèse totale de hanche simulé dans ce travail est représenté sur la figure 5. Ce modèle est composé d'un implant (tige et tête fémorale) (Fig. 2.5a), du ciment orthopédique (Fig. 2.5b) et de l'os (cortical et spongieux) (Fig. 2.5c). L'implant et l'os sont conjointement liés à l'aide du ciment comme le montre la figure 5d. Les interactions entre ces constituants (implant-ciment-os) déterminent le niveau de vie des prothèses totales de hanches. Ce modèle a été alors réalisé directement à partir des images d'une radiologie CT-scan d'un patient. La forme géométrique du modèle et sa taille sont des atouts majeurs pour le choix du maillage nécessitant la prise en compte de la nature géométrique de la structure en question.

La fiabilité et la précision des résultats obtenus ont un lien étroit avec la taille des éléments du maillage. En effet, plus le maillage est raffiné plus les résultats sont plus proches de la réalité. La technique la plus utilisée sur le code de calcul ABAQUS est la génération automatique des mailles après avoir déterminé la taille et la forme de la maille élémentaire. Le modèle est alors généré de manière automatique, ce qui rend cette technique plus simple. Dans notre cas, vu la complexité de la géométrie de la structure et pour une meilleure représentation des différents constituants du modèle, cette dernière a été modélisée en utilisant des éléments tétraédriques. Le raffinement manuel permet de mailler chaque composant à part, et permet aussi de réaliser des modèles personnalisés du point de vue géométrique et ce en cas d'apparition des zones singulières ou de concentration de contraintes ou en cas de vouloir étudier un segment précis. Les propriétés mécaniques des constituants prothétique ont été définies comme suit :

	Module de Young E en (GPa)	Coefficient de poisson	Résistance à la rupture en traction	Résistance à la rupture en compression
L'implant fémoral	210	0.3	840	900
L'os cortical	17	0.3	100	195
PMMA	2	0.3	25	80
L'os spongieux	0,132	0.2	/	/

**Tableau 2.1:** Propriétés mécaniques des matériaux artificiels et naturels constituant la PTH.

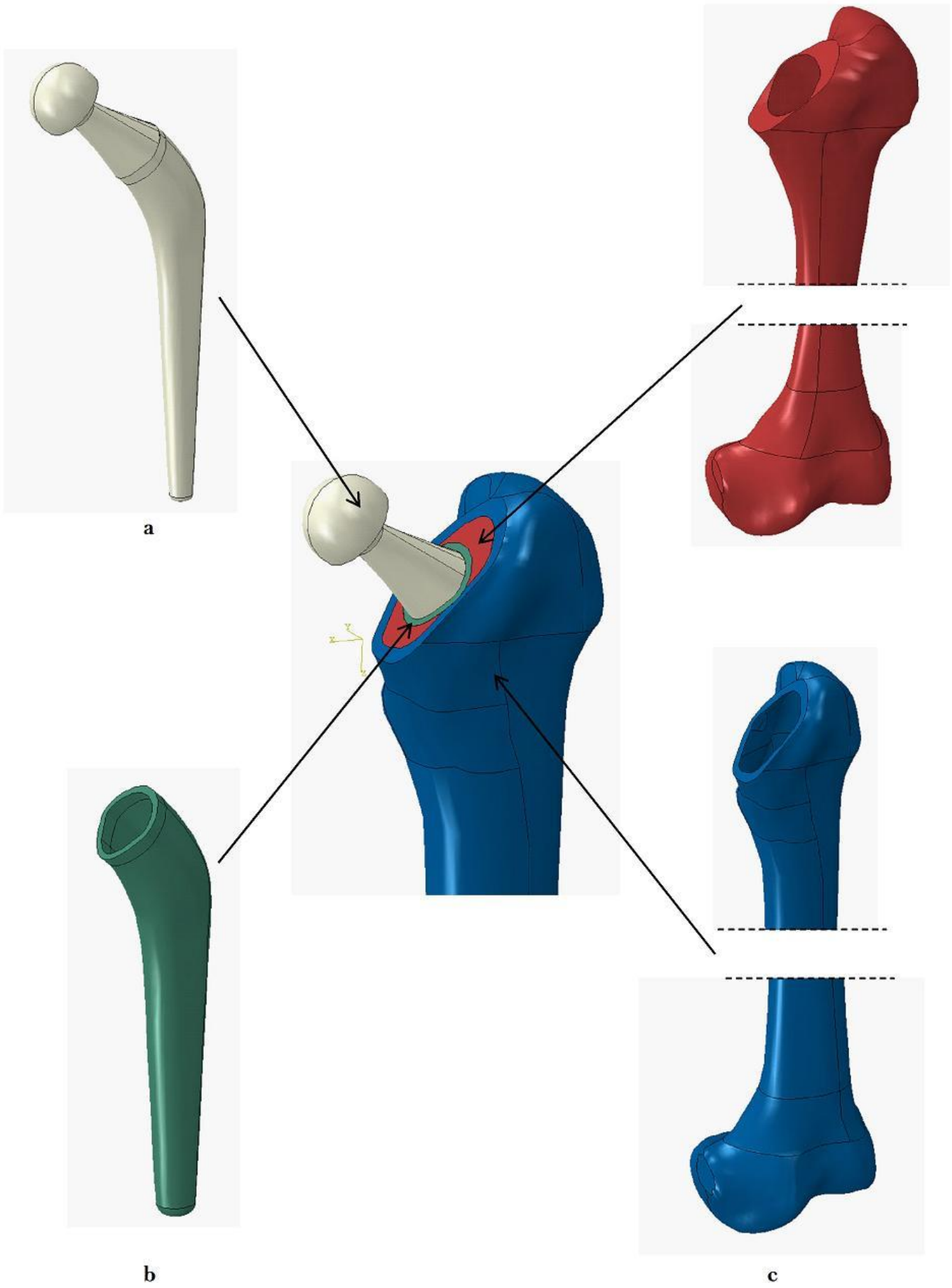
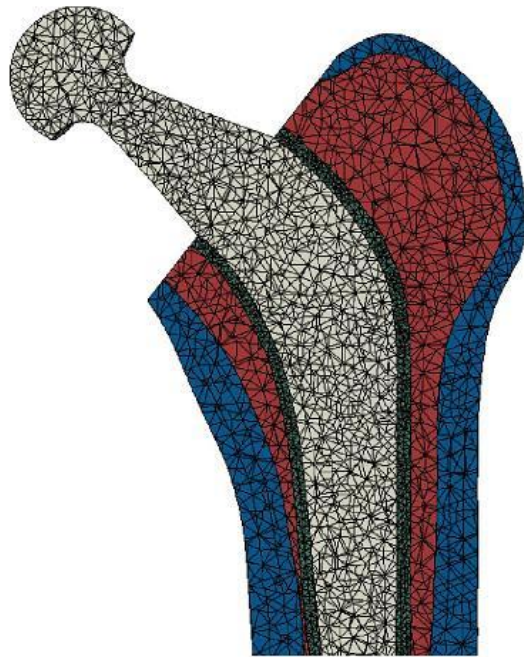


Figure 2.5 : Model du fémur avec PTH cimenté simulé



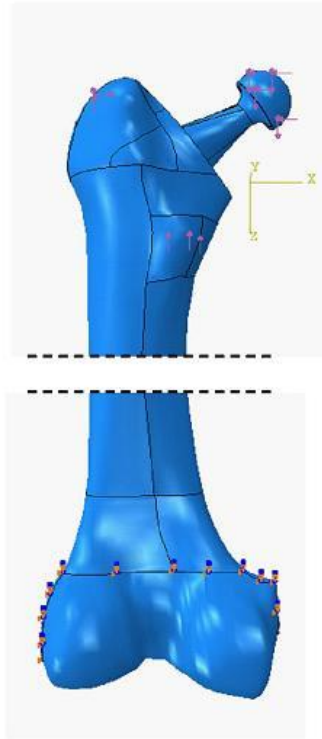
**Figure 2.6 :** *Maillage de la structure analysée*

## **2.2 Les conditions aux limites**

Dans un premier temps, ce modèle sert à analyser le comportement mécanique de la prothèse totale de hanche soumise à des chargements similaires à ceux induits par des activités exercées par les patients porteurs de la PTH. Un tel comportement demeure difficile à déterminer *in vitro*. Dans la réalité, le fémur est sollicité par les muscles de la partie inférieure transmettant leurs efforts via les surfaces de l'insertion musculaire, par l'effort résultant sur la tête fémorale et par la réaction du genou.

Dans notre modèle, les efforts exercés sur la tête fémorale et la suspension de l'os sont parfaitement inspirés de la réalité. Ce qui conduit aux conditions limites imposées à la structure vers une précision élevée. L'effort exercé sur la tête fémorale est simulé par la décomposition de l'effort résultant dans les trois axes principaux, et la surface d'application est celle de la tête fémorale. Les forces appliquées par les muscles sont également décomposées sur les axes principaux.

Les surfaces d'application de ces efforts sont le grand et le petit trochanter. Le genou est considéré dans ce cas comme zone d'appui, à cet effet les déplacements suivants les deux axes  $z$  et  $x$  et la rotation selon l'axe  $y$  est nulle : le déplacement suivant l'axe  $Z$  (vertical), le déplacement suivant l'axe  $X$  (latéral) et la rotation sur l'axe  $Y$  sont égales à zéro.



**Figure 2.7 :** *L'illustration des conditions aux limites.*

### **2.2.1 Les activités simulées**

Dans leur vie quotidienne, les patients porteurs de la PTH se trouvent obligés à exercer des activités, dans ce chapitre nous allons décortiquer toutes les activités mères qui peuvent être pratiquées par ces patients, et à partir des quels d'autres activités peuvent être dérivées et qui sont responsables sur la cartographie des contraintes induites dans les différents constituants de la prothèse totale de hanche (l'état, le niveau et la répartition) plus précisément, sur le ciment orthopédique. La durabilité de mise en service de l'implantologie est étroitement liée à ces activités.

#### **a. L'activité de la marche**

Les deux contacts successifs du même talon au sol est la période selon laquelle un cycle de marche se définit. Pour pouvoir définir la durée de ce cycle, un système de contacts pédestres a été utilisé [39]. Ce Dernier consiste en une plaque de cuivre fixée sous le soulier droit du sujet et un grillage électrifié posé au sol. Lorsque le pied était en contact avec le sol, un signal de un volt était enregistré par l'ordinateur.

Donc les deux phases de la marche sont définies comme suit : la phase d'appui (60 %) et la phase oscillante (40 %). La phase d'appui s'étend de la phase pendant laquelle la jambe repose sur le sol, et la phase oscillante s'étend de l'élévation de la jambe et de son déplacement vers l'avant en préparation de la phase d'appui suivante (Fig. 2.8). C'est pendant la phase d'appui que se produit la majeure partie de la transmission des efforts, quand le poids corporel du sujet et les forces d'accélération générées par la marche agissent sur le centre de gravité de la masse corporelle. Ce système a permis d'identifier les cycles alors que les électro-goniomètres ont permis d'analyser les

signaux (EMG et angles) à l'intérieur de ces cycles. Les sujets traversaient cinq fois une plateforme d'un peu plus de 6 m, ce qui permettait l'enregistrement d'au moins 4 cycles par traversée. Le premier cycle, qui comportait une certaine accélération, n'a pas été traité dans les résultats. Quinze cycles ont été utilisés par un patient de 980N de poids dans les calculs pour déterminer le cycle moyen [40].

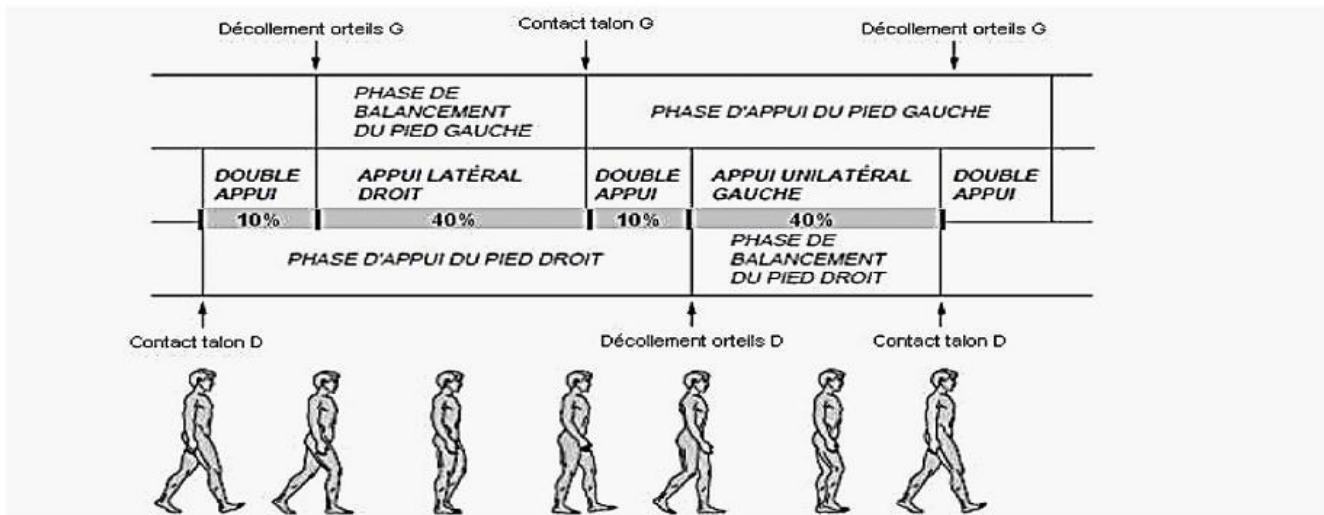
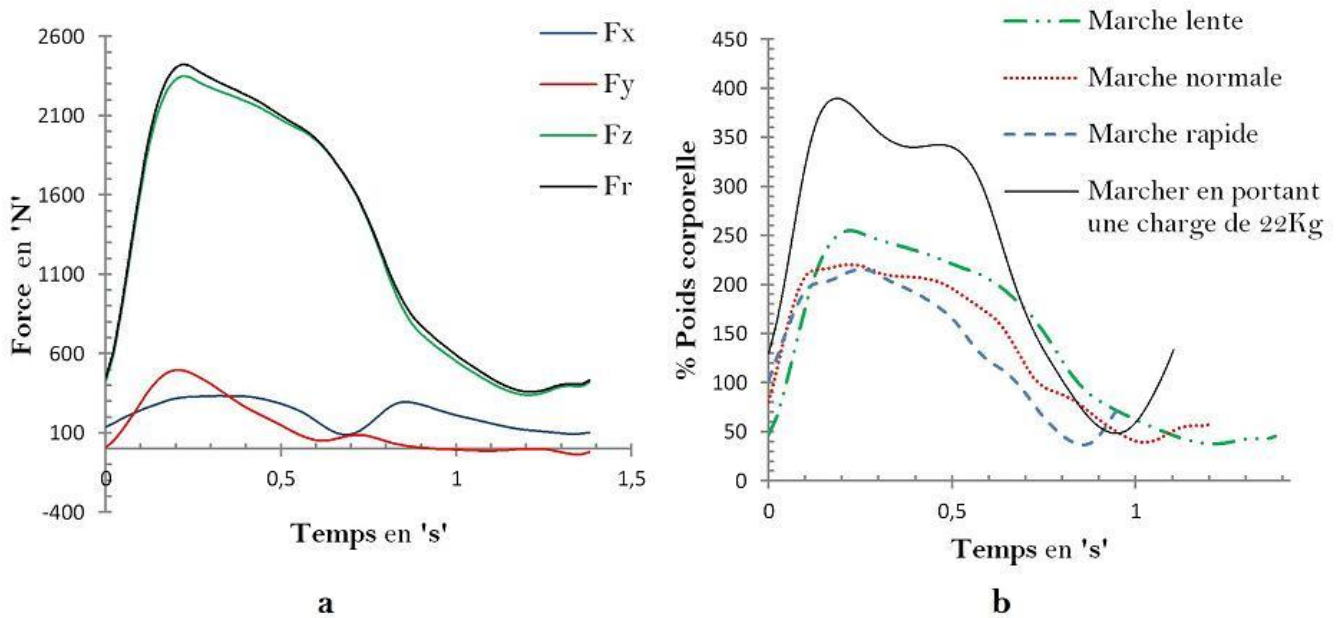


Figure 2.8 : Représentation d'un cycle de marche.

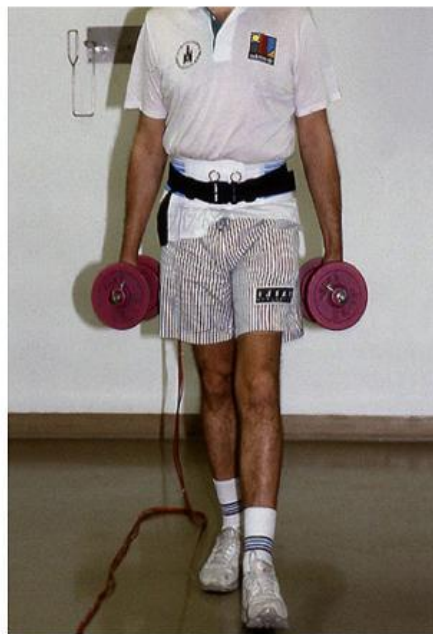
Nous remarquons qu'après 0.207s de marche lente (voir la variation de l'effort et de ces composantes exercées sur la tête fémorale pendant un cycle de marche est représenté sur la Fig. 2.8) l'effort sur la tête fémorale a atteint son niveau le plus élevé. Une prolongation du temps de cette activité induit des efforts plus faibles. Leur intensité tend vers des valeurs les plus basses après un temps de 1.20s, ce qui correspond à la fin du cycle de marche, autrement dit à un cycle complet de marche. C'est à ce stade que le patient entame le deuxième cycle de marche.

Ce comportement se répète périodiquement tant que le porteur de la prothèse effectue une telle activité. Une analyse de l'effet du poids et de la nature de son activité (marche lente, rapide, normale et en portant une masse équilibrément répartie sur les deux bras) sur le niveau des efforts exercés sur la tête fémorale a été menée. Les résultats ainsi obtenus sont représentés sur la figure 2.9.

Cette dernière montre que lors de la marche d'un patient portant une charge avec les deux bras, fait que la tête soit mécaniquement plus sollicitée et ce quel que soit le poids exercé. Pour les autres mouvements, les efforts exercés sur la tête fémorale sont inversement liés à la cinétique de ces mouvements. En effet, une marche plus rapide exerce des forces moins importantes.



**Figure 2.9 :** *a) Décomposition des efforts exercés sur la tête fémorale pendant un cycle d'une marche lente*  
*b) Efforts exercés sur la tête fémorale, lors de la marche du patient, en fonction du poids corporel*



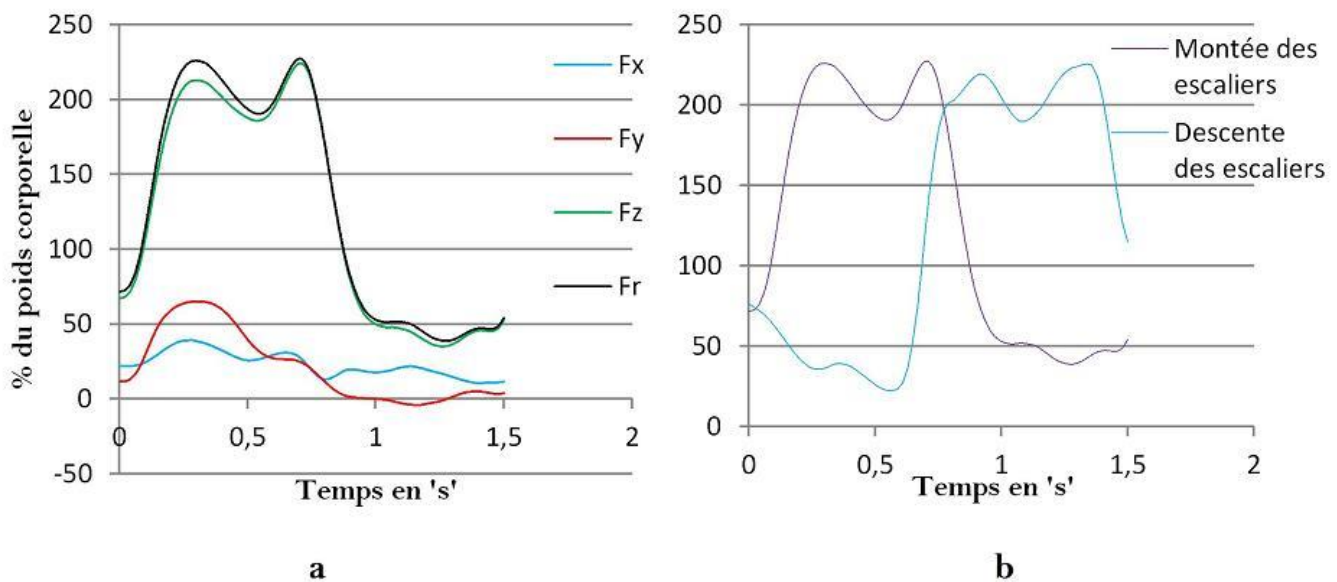
**Figure 2.10 :** *Marcher en portant un poids de 10 Kg symétriquement répartie sur les deux bras.* [81]

La marche est l'activité la plus pratiquée quotidiennement par les patients porteurs de la prothèse totale de hanche. En fonction de la vitesse du patient (le temps du cycle), cette activité se subdivise en trois catégories :

- **la marche rapide** dont le cycle dure 0.96s se caractérise par un rétrécissement de la phase d'appuis, et une prolongation de la longueur du pas ainsi qu'une diminution de sa largeur par rapport aux deux autres marches.
- **La marche lente**, avec un cycle de 1.4s,
- **La marche normale** dont le cycle dure 1.2s (Fig.2.10).

## b. La montée et la descente des escaliers

Monter et descendre l'escalier est une activité obligatoire dans la vie quotidienne des patients porteurs de la PTH, voire plusieurs fois même par jour, cette activité tout comme pour la marche, un cycle de montée ou de descente correspond à deux contacts successifs d'un même pied. Pour cette activité, un cycle correspond au passage du pied de la marche 2 à la marche 4. Afin d'utiliser les contacts pédestres, chaque marche est recouverte d'un grillage électrifié. Cinq cycles de montée ont été enregistrés pour chacun des sujets afin d'éliminer les effets de fatigue musculaire, le graphe suivant illustre les efforts exercés sur la tête fémorale pendant la montée d'une marche.



**Figure 2.9 :** a) Décomposition des efforts exercés sur la tête fémorale pendant un cycle montée des escaliers  
b) Efforts exercés sur la tête fémorale, lors de la montée et la descente des escaliers

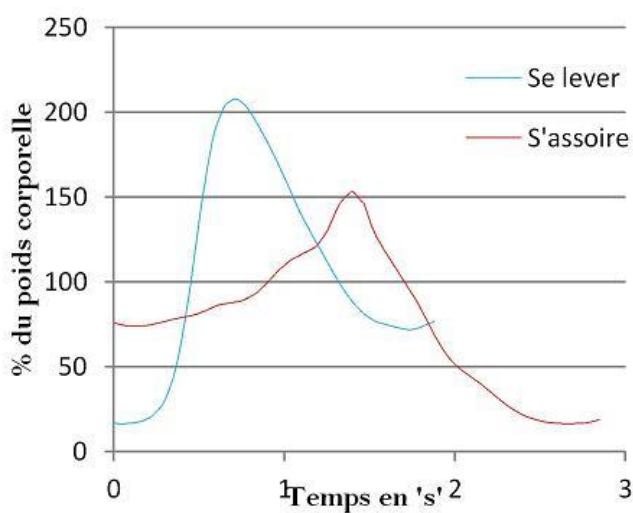


**Figure 2.11 :** Illustration de l'activité de la descente des escaliers. [81]

### c. S'asseoir et se lever :

S'asseoir et se lever est une activité élémentaire dans la vie quotidienne des patients, les sujets pour cette tâche doivent, après un signal verbal donné par l'expérimentateur, se lever ou s'asseoir à leur rythme, sur une chaise, et ce sans utiliser leurs mains. Pour cette tâche, les électrogoniomètres assujettis à la hanche sont utilisés comme référence pour déterminer le début et la fin de chacun des essais.

Ces activités enregistrent chacune, un pic d'amplitude différent avec un temps aussi différent, en effet, quand le patient se lève, il fournit un effort de 1995N qui est supérieur à celui exercé durant la deuxième activité qui ne dépasse pas les 1445N.



a



b

**Figure 2.12 :** a) Efforts exercés sur la tête fémorale, lors de l'activité de s'asseoir et se lever d'une chaise [81]  
b) Illustration de l'activité de s'asseoir sur une chaise.

### d. Courir à 8 Km/h

Bien que courir est une activité à éviter mais, les circonstances obligent les patients à l'exercer, quoi que pour une faible distance mais vu les forces musculaire exercées et les efforts internes qui peuvent être engendrés rend la simulation de cette activité impérative, le patient choisi pour cette activité est de faible poids 650 N et les efforts prélevée étai en N et non pas en fonction de la masse corporelle. On remarque que la force maximale enregistrée était de 3250N soit 500% la masse corporelle.



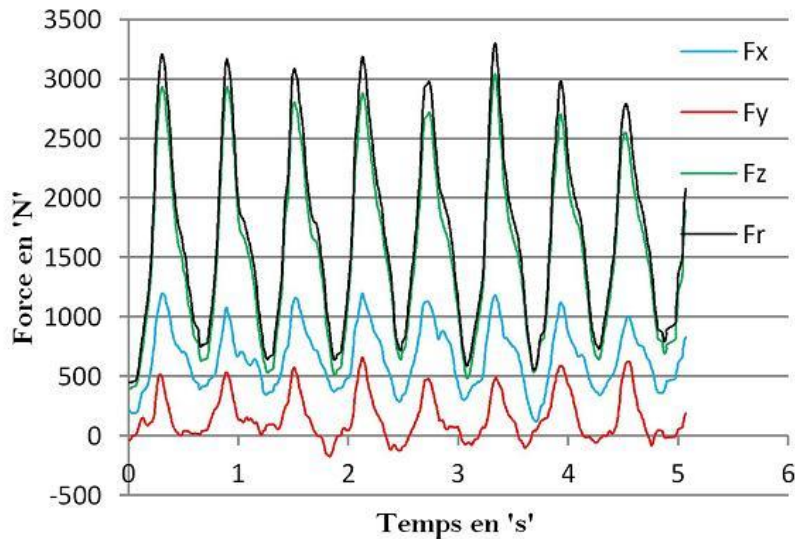


Figure 2.13 : Efforts exercés sur la tête fémorale, lors de jogging, en fonction du poids corporel

### e. s'accroupir

Il est fortement déconseillé de s'accroupir pour les patients porteurs de la prothèse totale de hanche, et d'une manière générale, il est déconseillé de forcer sur l'articulation, d'effectuer des mouvements de torsion ou de trop grande amplitude. On constate que la force maximale exercée sur la tête fémorale est de 117 % du poids corporel, qui est une faible force en comparant avec d'autres activités, mais la façon dont la force est appliquée crée un moment de torsion très important ce qui conduit généralement à la création de microfissures inter faciales.

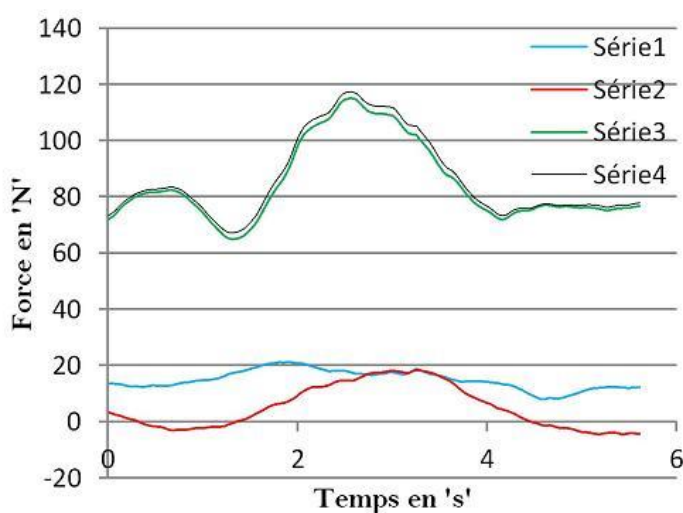


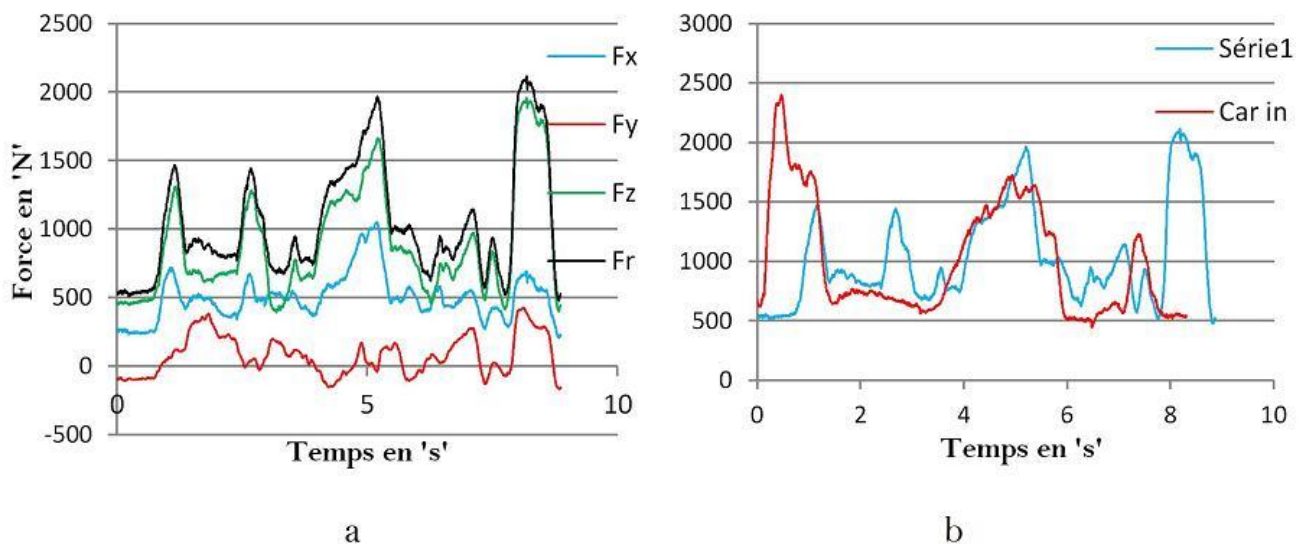
Figure 2.14 : Efforts exercés sur la tête fémorale, lorsque le patient s'accroupie, en fonction du poids corporel.

### f. Montée et descente de voiture

Les patients porteurs de la prothèse totale de hanche ne pourront conduire à nouveau qu'au bout de deux mois : les mouvements pour entrer dans la voiture et en sortir peuvent

favoriser les douleurs ou même un déboîtement. De plus, le manque de force et de sensations, une perte des réflexes ainsi que la douleur pourraient rendre la conduite dangereuse. Et vue l'immense moment de torsion que cette activité peut générer, il est obligatoire d'étudier cette activité, sachant que presque tous les patients sont forcé à utiliser la voiture.

Dans cette activité, les force étai plus orientées vers l'abscisse Z puis X, avec une apparition de plusieurs pic d'effort durant les deux cycles. La force maximale enregistrée est de 2080.87 N durant la sortie de voiture, et 2325.47 N durant l'entrée.



**Figure 2.15 :** Efforts exercés sur la tête fémorale, lors de la montée et de la descente de voiture, en 'N'. [81]

**a :** efforts résultant durant la sortie de voiture.

**b :** comparaison entre les efforts résultant durant l'entrée et la sortie.

### g. Vélo

Il a été constaté que l'utilisation du vélo est l'activité qui génère le moins d'efforts au niveau de la prothèse totale de hanche. En effet, le patient est assis tous le temps sur la chaise de la bicyclette, tout en fournissant un petit effort pour maintenir le vélo à avancer. En effet, l'effort maximal enregistré est de 962N soit 101% de la masse

du vélo après une glissade ou un frottement avec un obstacle peut causer de graves conséquences, une chute de la bicyclette c'est encore pire.

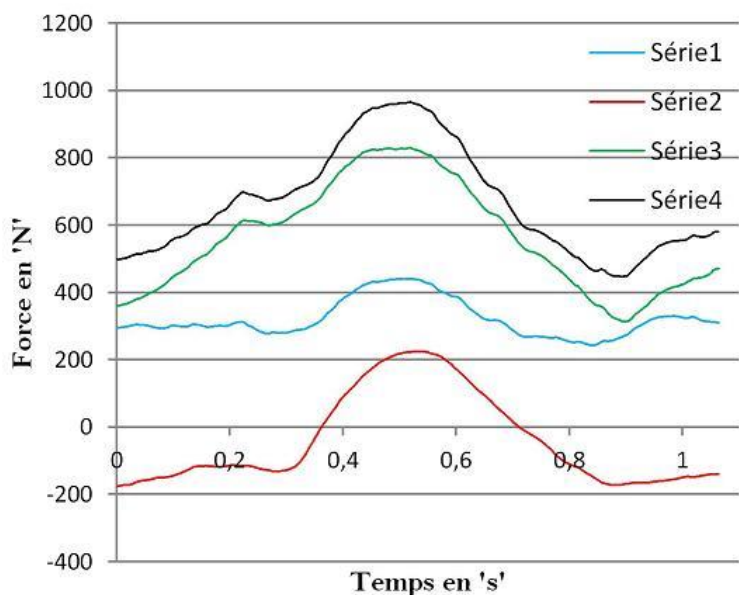


Figure 2.16 : Efforts exercés sur la tête fémorale, lors de l'utilisation du vélo, en N. [81]

### h. Appui monopodal

S'appuyer sur un seul pied est une activité que le patient se trouve en train de la pratiquer soit inconsciemment, soit sous l'influence des circonstances. Durant cette activité, les muscles vont exercer des efforts considérables afin de maintenir le corps en équilibre, plus précisément les muscles agissant sur l'articulation coxo-fémoral qui tentent à ramener le centre de gravité sur l'axe de la force de réaction résultante.

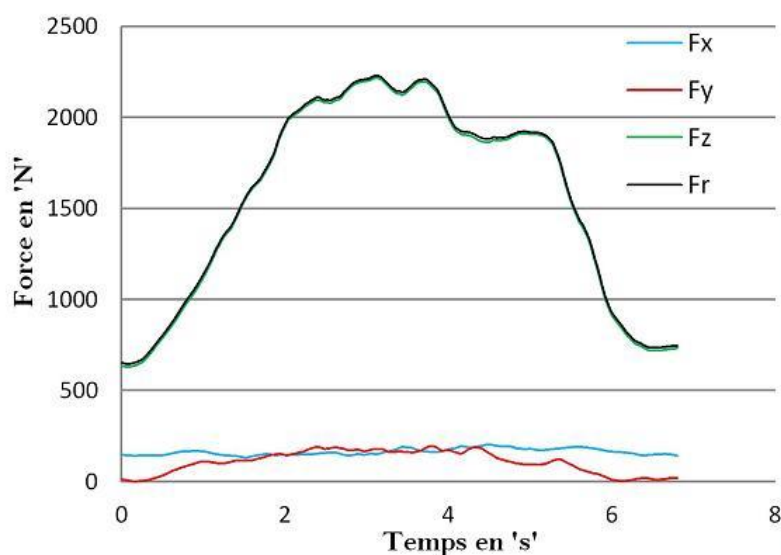


Figure 2.17 : Efforts exercés sur la tête fémorale, lorsque le patient se maintient sur un seul pied. [81]

L'effort maximal enregistré durant cette activité est de 2212 N, ou les deux composantes horizontales de la force sont négligeables par rapport à la composante verticale (suivant l'axe Z).

### h. Tomber

Le patient porteur de la PTH qui a effectué cette activité, est le même que celui qui a effectué l'activité 'courir à 8km/h', rappelons que ce patient pèse 650N. En fait cette activité n'était pas planifiée, elle s'est produite quand le patient voulait effectuer l'exercice de la montée rapide des escaliers, le premier cycle coïncide avec le sole, le deuxième est quand le patient montait la deuxième marche.

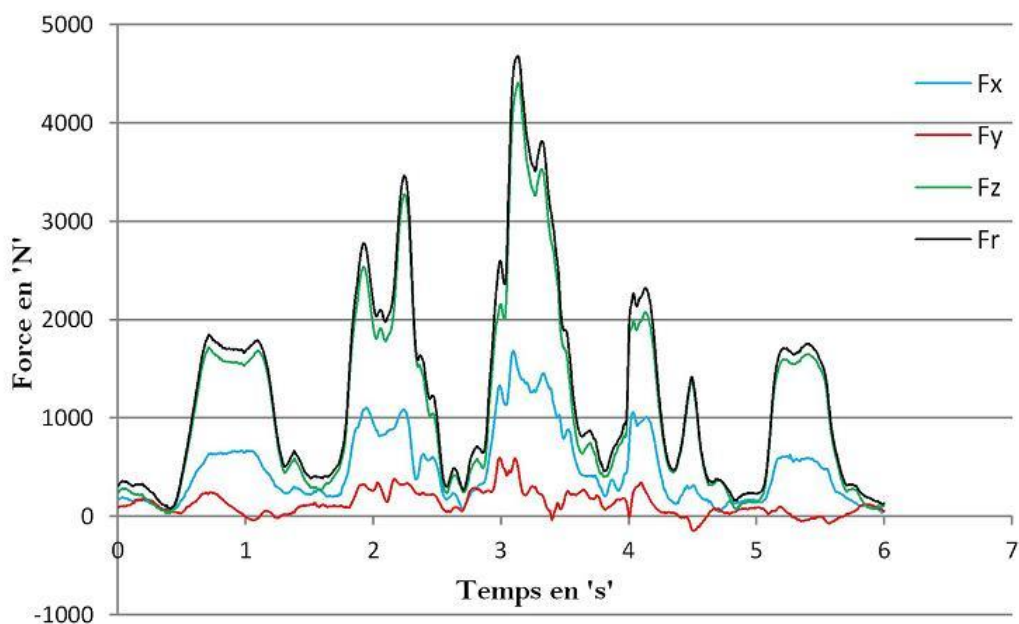


Figure 2.18 : Efforts exercés sur la tête fémorale, lors de la marche du patient, en fonction du poids corporel

C'est durant la quatrième marche que la patient a mal positionné son pied, cette incident correspond au troisième cycle, mais suite à l'anomalie citée précédemment, ce dernier cycle s'est déroulé sur la troisième marche. La force résultante maximale enregistrée lors du troisième cycle a atteint 4596N soit 707% de la masse corporelle du patient.

# Chapitre 3

## Comportement du ciment orthopédique sous chargement réelistic

### **Introduction**

Avant de simuler le comportement biomécanique du ciment osseux, il est impératif d'établir la simulation de l'ensemble du système implant-ciment-os spongieux-os cortical. Ceci permettra de passer à la simulation du sous-ensemble par une technique, appelée le submodeling, et ce, à cause de la complexité des équations utilisées par le logiciel pour la simulation des différents phénomènes engendrés par la rupture. Dans cette partie du travail, une modélisation du comportement mécanique de la prothèse totale de hanche est menée. Elle tient compte des forces musculaires, des efforts exercés sur la tête fémorale et des conditions aux limites les plus précises que la technologie actuelle peut offrir (voire chapitre 2). Dans ce cadre, et afin de préparer un model global à partir duquel des sous-modèles seront sélectionnés, une simulation numérique visant toutes les activités principales que les patients porteurs de la prothèse totale de hanche peuvent exercer, est donc nécessaire dans un premier temps. Les résultats de cette simulation seront investigués dans un deuxième temps afin d'accomplir l'analyse par la méthode des éléments finis.

### **3.1 Simulation numérique**

Les essais mécaniques de nos jours permettent généralement l'obtention d'une courbe globale effort-déplacement. L'analyse plus précise du comportement mécanique d'un volume irrégulier par exemple, ou dans un élément de volume, sous chargements complexes nécessite une simulation numérique poussée. C'est le cas, de l'analyse du comportement biomécanique des articulations artificielles, composées de plusieurs éléments de natures totalement différentes et de géométries non uniformes, soumises à des efforts trop complexes.

Une simulation primaire a été menée. Elle porte sur l'analyse de l'effet des activités principales exercées par le patient (la marche lente, la marche normale, la marche rapide, la marche en portant une charge, la montée et la descente des escaliers, levée d'une chaise, s'asseoir sur une chaise, la montée et la descente de voiture; la conduite d'un vélo) sur le comportement biomécanique du ciment osseux ainsi que celui de l'os.

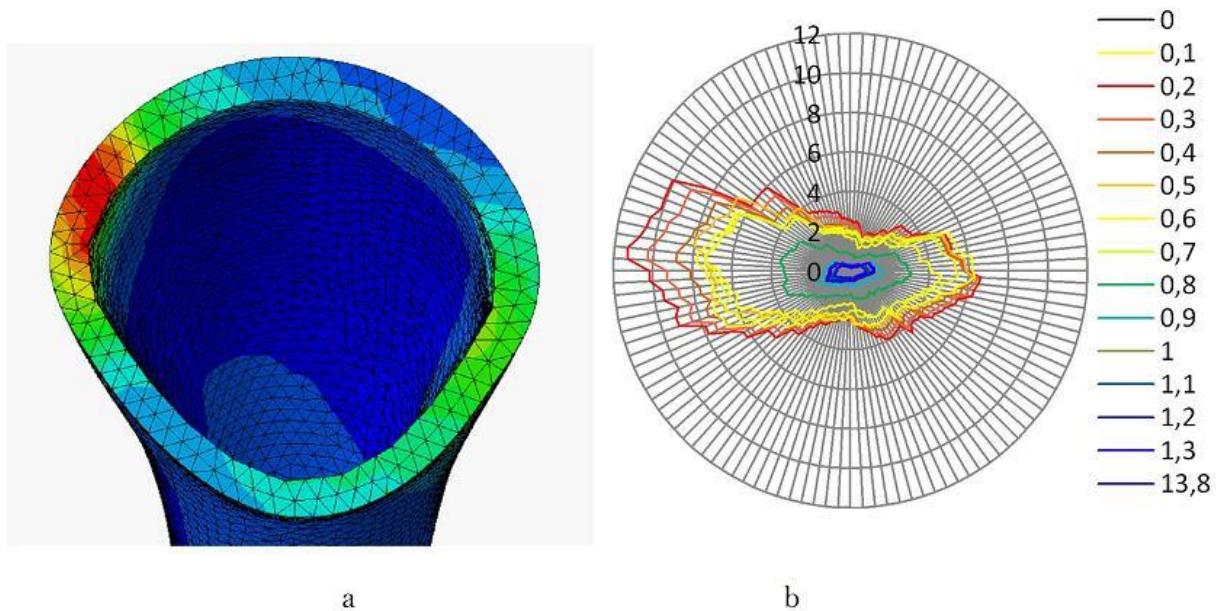
Pour une analyse plus approfondie, des activités non tolérées, qui peuvent être exercées inconsciemment, involontairement ou accidentellement, telle que, par exemple, l'appui unipodal, la chute des escaliers, s'accroupir vers le sol, footing modéré ont été retenues. Ceci afin de prédire les risques et d'évaluer les dangers que peut engendrer la pratique de telles activités.

### **3.2 Choix du moment représentatif**

Le comportement biomécanique du système os-ciment-implant, dépend essentiellement de celui du ciment chirurgical. En effet, ce dernier est le maillon le plus faible de toute la structure. Lors de ces activités, ce liant est soumis à des efforts mécaniques variables déterminant entre autre la durabilité des prothèses totale de hanche. Il présente de faibles propriétés mécaniques et tout particulièrement une très faible résistance à la fissuration, ce qui le rend vulnérable aux sollicitations de grandes amplitudes. C'est pourquoi, nous menons ici une analyse de sa réponse aux différentes activités exercées par le patient.

Tout en sachant que les activités, exercées par les patients, s'étalent sur des périodes assez importantes, comme par exemple : quand le patient exerce l'activité de la sortie de voiture, il lui faudra 8.75 s pour achever cet exercice, cycle durant lequel, le patient passe par des périodes où la combinaison des efforts exercés ainsi que la posture anatomique induisent un niveau de sollicitation très faible par rapport au niveau maximal atteint durant le même cycle. Nous notons cependant que, par exemple, durant d'autres activités, des efforts de l'ordre de 16% de la masse corporelle sont exercés durant la descente des escaliers au moment  $t = 2.54$  s, contre 153.5% au moment  $t = 1.39$  s.

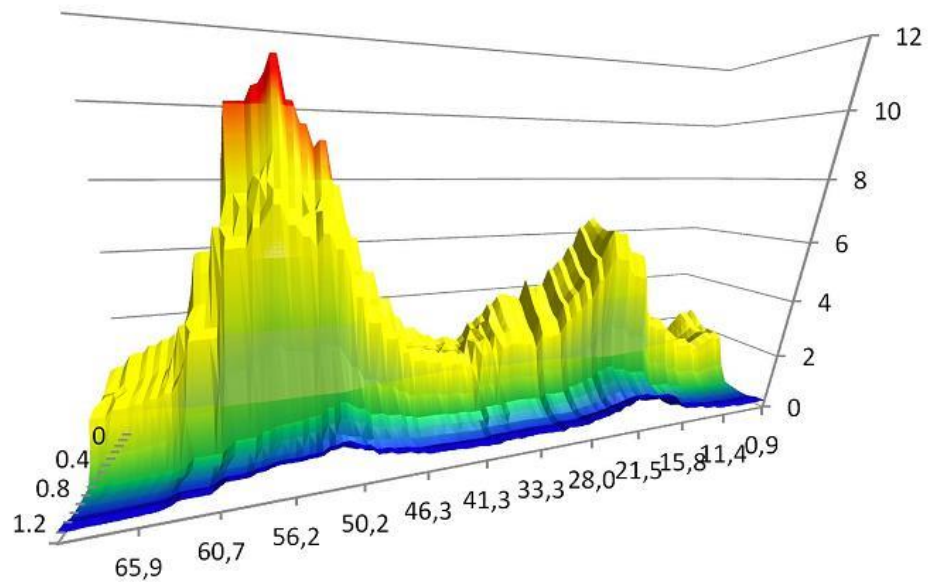
Durant une période de 1,38 s, la marche lente induit dans le ciment osseux des contraintes équivalentes de Von Mises distribuées de façon hétérogène (fig.3.1a). L'amplitude de ces contraintes est étroitement liée à l'incrément du temps pendant l'exercice de cette activité (fig.3.1b). Le niveau le plus élevé est atteint au bout de 0.2 seconde du commencement du cycle de cette activité. A partir de ce moment, l'intensité de ces contraintes chute considérablement et la taille de cette zone (colorée en bleu fig.3.1b) est quasiment négligeable par rapport à celles soumises à de plus fortes contraintes.



**Figure 3.1 : a :** *Distribution des contraintes dans le col fémoral en fonction du temps, lors de la marche du patient au moment  $t = 0.2s$*

**b :** *Les niveaux des contraintes atteints dans le col fémoral durant chaque incrément.*

Sur la figure 3.2, est représentée la variation tridimensionnelle de la contrainte le long (circonférence) de la partie du ciment en contact avec le col fémoral soit la partie proximale (ou col du ciment) en fonction du temps pendant que le patient exerce un cycle de marche lentement. Cette figure illustre clairement que la distribution des contraintes a pratiquement le même profil avec une variation d'amplitude. Ceci est dû principalement à l'importance des forces appliquées suivant la direction 'Z' par rapport aux deux autres directions 'X' et 'Y' ce qui a conduit vers une faible déviation de plus ou moins vingt degrés (+ou- 20°) de la force résultante par rapport à la valeur moyenne dans le cas de l'exercice de cette activité. La variation significative de l'amplitude des contraintes durant chaque incrément montre l'importance du choix du moment représentatif lié à chaque activité, dans cette étude, l'analyse de la réponse structurelle pour chaque activité pratiquée est effectuée dans le moment qui coïncide avec l'apparition des contraintes les plus importantes.



**Figure 3.2 :** *Distributions et niveaux des contraintes induites dans le col fémoral, en fonction du temps, lors de la marche lente du patient.*

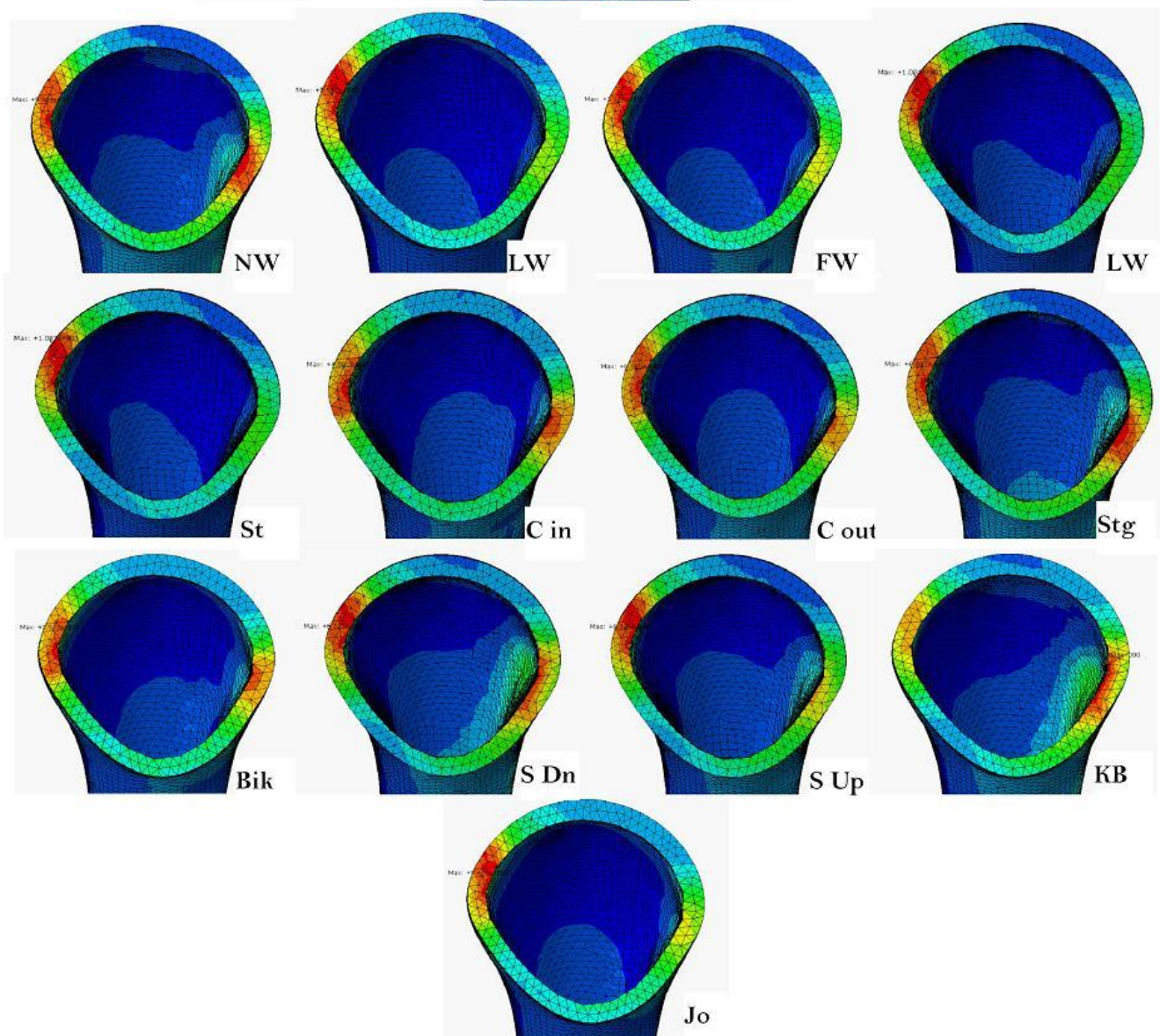
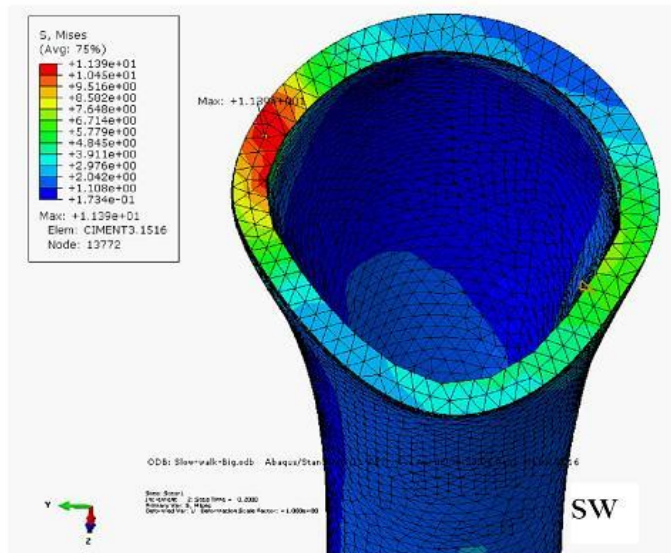
### 2.3 Analyse des contraintes du col fémoral

La partie proximale et plus précisément le col du ciment est la zone la plus sollicitée dans le ciment orthopédique, lors du transfert de charges de l'implant fémoral au fémur (os), le ciment orthopédique, permettant la jonction de deux constituants de propriétés mécaniques élevées, est soumis à des efforts importants.

Chaque activité exercée sollicite le ciment et notamment le col du ciment d'une façon assez spécifique. L'intensité des efforts exercés, la position anatomique du fémur par rapport au bassin et le champ gravitationnel déterminent la façon dont la quelle la cartographie de ces efforts sera tracée.

L'analyse de la figure 3.3 montre que le col fémoral, et plus précisément le côté frontal et celui postérieur sont les zones les plus mécaniquement sollicitées de toute la structure de ce liant orthopédique. Ce comportement est observé quelle que soit la nature de l'activité exercée par le patient comme l'indique la figure 3.3. L'analyse comparative de la répartition des contraintes illustrées sur la figure 3.3, montre que chaque activité sollicite le col fémoral d'une façon assez spécifique : certaines activités favorisent la sollicitation de la partie frontale par rapport à la zone dorsale, d'autres activités induisent des efforts plus importants dans le côté supérieur par rapport au côté opposé, tandis que d'autres activités conduisent à une équirépartition des contraintes de Von Mises. Sur cette figure, il est clairement indiqué que l'activité, induisant les contraintes les plus intenses au niveau du col du ciment orthopédique, est l'activité exercée involontairement par le patient lors de la montée des escaliers où il a trébuché (voire chapitre 2), accompagnée de la marche en portant un poids de 10 Kg également répartis sur les deux bras.



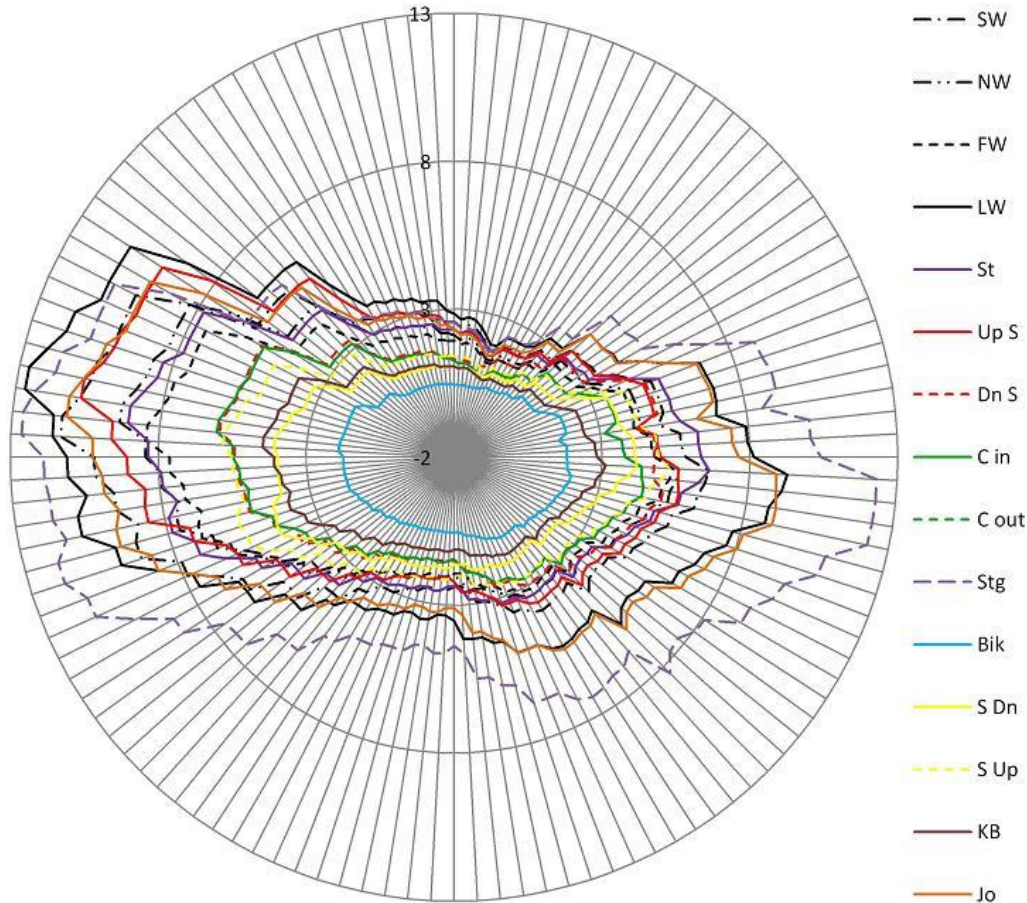


**Figure 3.3 :** Effet de la nature des activités sur le niveau et la répartition des contraintes maximales de Von Mises dans le ciment du col fémoral.

*De gauche à droite et du haut vers le bas : Marche lente, Marche normale, Marche rapide, Marche en portant une charge équilibrément répartie sur les deux bras, Appui unipodal, Montée des escaliers, Descente des escaliers, Levée d'une chaise, l'assoie sur une chaise, Montée dans une voiture, Descente d'une voiture, Chute des escaliers, Vélo, S'accroupir vers le sol, Footing modéré.*

sur la chaise du vélo, le patient n'exerce que les efforts nécessaires pour faire avancer la bicyclette. Les activités, telles que le : fléchissement modéré des jambes, s'asseoir et se lever d'une chaise, entrer dans une voiture, descendre des escaliers et sortir de la voiture, engendrent, dans cette partie du ciment acrylique, des contraintes d'un niveau modéré.

Pour une meilleure illustration de l'effet de la nature des activités sur le comportement biomécanique caractérisant le col du ciment osseux, sur la figure 3.4 est représentée la variation des niveaux des contraintes induites dans ce liant en fonction de l'angle (la forme circulaire du col représente 360°) pendant que le patient exerce diverses activités.



**Figure 3.4 :** Répartition des contraintes maximales induites dans le ciment du col fémoral, lors de chaque activité pratiquée par le patient.

**SW :** marche lente, **NW :** marche normale, **FW :** marche rapide, **LW :** marche en portant une charge, **St :** appui unipodal, **Up S et Dn S :** montée et descente des escaliers respectivement, **S Up :** levée d'une chaise, **S Dn :** s'asseoir sur une chaise, **C in et C out :** montée et descente de voiture respectivement, **Stg :** chute des escaliers, **Bik :** vélo, **KB :** s'accroupir vers le sol, **Jo :** footing modéré.

Les zones tracées par cette variation sont d'autant plus étendues que le patient exerce des activités plus intenses. Elles sont environ quatre fois plus larges pendant que le patient exerce des activités involontairement, telles par exemple la chute des escaliers. Ceci montre qu'il existe des activités pratiquées accidentellement, mettant le ciment du col fémoral sous de très fortes contraintes étalées sur des zones encore plus larges.

### **3.4 Analyse des contraintes dans le ciment du col fémoral**

Comme il a été montré précédemment, le ciment ayant contact avec le col fémoral est la partie la plus sollicitée en compression mais, la plupart des problèmes des prothèses totales de hanche cimentées ont été observés au niveau des parties médianes et surtout la partie distale par rapport à la tête fémorale. C'est pourquoi, nous avons jugé nécessaire de mener une analyse plus approfondie du comportement biomécanique du ciment dans cette partie de la prothèse. Les résultats ainsi obtenus sont indiqués sur la figure 3.5. Cette dernière, illustrant la cartographie des contraintes maximales de Von Mises, induites dans le ciment orthopédique lors de la pratique d'un cycle de différentes activités par le patient, montre que ces contraintes sont fortement localisées sur la partie du ciment en contact avec le col fémoral.

L'étendu de ces contraintes est étroitement lié à la nature de ces activités. En effet, lors la marche lente, normale, rapide et en portant une masse répartie entre les deux mains, l'étalement de ces contraintes atteint la zone médiane mettant son côté intérieur en compression et son côté extérieur en tension.

Ces deux côtés sont séparés par un plan neutre qui se manifeste par une absence de contrainte. Cette zone de séparation est d'autant plus grande que les efforts, exercés sur la tête fémorale, sont plus faibles comme le montrent les résultats illustrés sur la figure 3.5. Nous notons cependant, qu'en marchant avec une masse dans les mains, le patient sollicite plus fortement la zone en compression par rapport à celle en tension.

Ce comportement accentue la flexion du ciment osseux, autrement dit, ce liant est d'autant plus fléchi quand le patient exerce des activités conduisant à l'apparition des efforts adressés verticalement et d'amplitudes plus intenses.

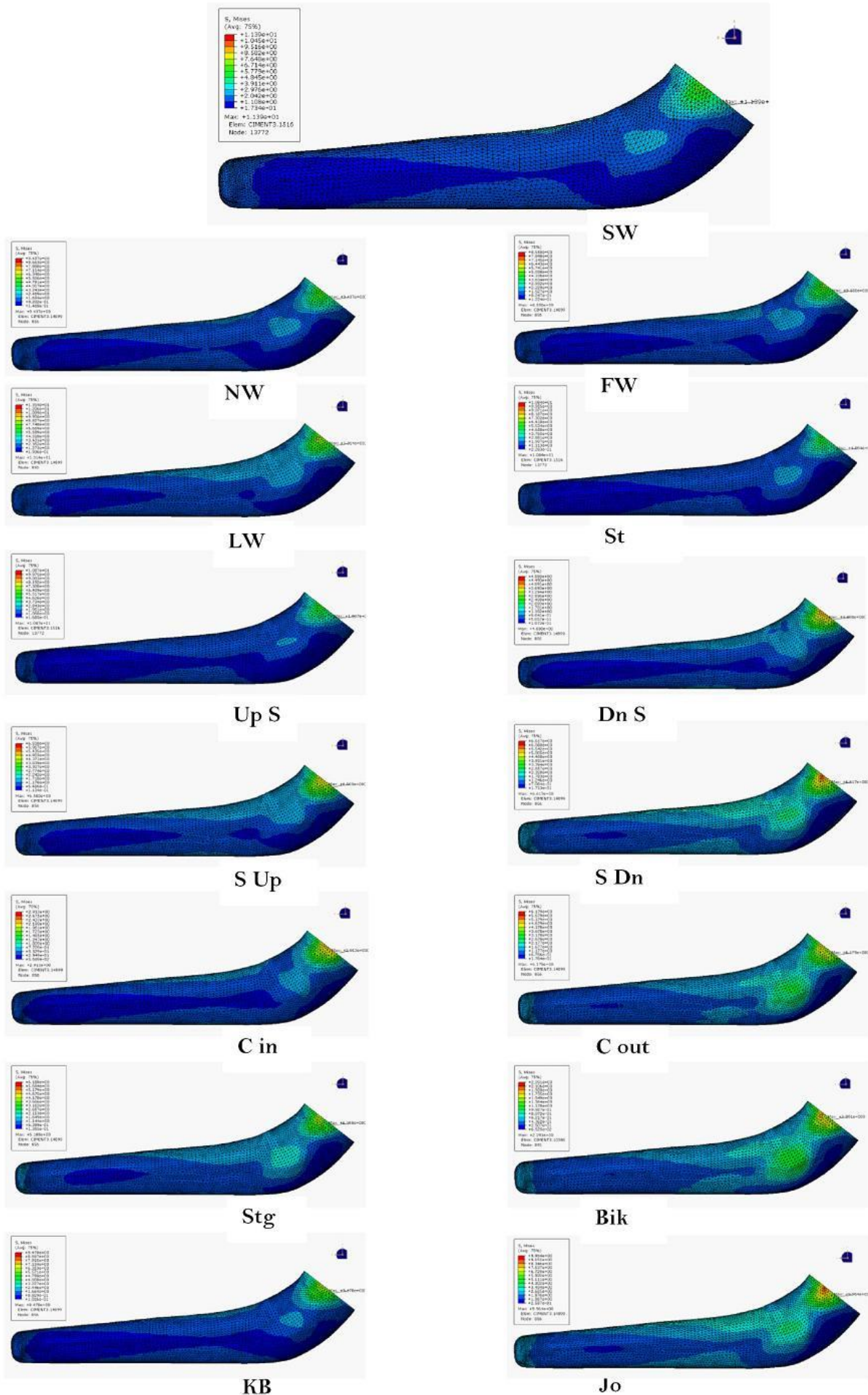


Figure 3.3 : Effet de la nature des activités sur le niveau et la répartition des contraintes maximales de Von Mises dans le ciment du col fémoral.

*De gauche à droite et du haut vers le bas : Marche lente, Marche normale, Marche rapide, Marche en portant une charge équilibrément répartie sur les deux bras, Appui unipodal, Montée des escaliers, Descente des escaliers, Levée d'une chaise, l'assoie sur une chaise, Montée dans une voiture, Descente d'une voiture,*

La montée des escaliers engendre des contraintes plus élevées que celles générées lors de la descente. La tête fémorale est sollicitée différemment lors de la montée et la de descente de la voiture. En effet, l'appui sur la prothèse, lors de l'exercice de cette activité, engendre pratiquement des contraintes de même niveau. Etant assis sur une chaise, le poids du patient s'exerce principalement sur le bassin, ce qui conduit à une forte relaxation des contraintes orientées selon l'axe vertical 'Z' (fig. 1.1). Pour se mettre debout, les contraintes maximales sont enregistrées lors de la transition des mouvements debout-assis ou inversement. Durant ce passage, le patient incite les muscles à exercer des efforts supplémentaires afin de faire positionner le centre de gravité de son corps sur l'axe vertical provenant de la réaction de la surface d'appuis (Fig. 3.5 S Dn).

Lors de leurs mouvements quotidiens, les patients peuvent exercer involontairement des activités ou des faux gestes, à titre d'exemple durant un trébuchement, le patient sollicite plus intensivement l'ensemble du ciment osseux. Les contraintes, engendrées dans un tel cas, peuvent accélérer le risque de son endommagement par rupture et conduire ainsi au descellement de la prothèse totale de hanche. Ces mouvements sont donc à éviter. Contrairement à certains exercices, telle que pédaler en vélo, qui est l'activité qui engendre le moins de contraintes dans les parties proximales, médianes ainsi que celle distales. En effet, une fois le patient sur la bicyclette, son poids est essentiellement porté par la chaise et l'effort fournit sert uniquement à faire avancer le vélo. Le danger issu de cette activité est à haut risque et vient lorsqu'une anomalie, n'importe laquelle survienne.

Comme le montrent les figures. 3.5 S Dn et 3.5 S Up, s'asseoir sur une chaise, est une activité qui induit, dans le ciment osseux, des contraintes moins intenses que se lever de la même chaise. Ces deux activités font apparaître une répartition des contraintes assez particulières sur le ciment orthopédique.

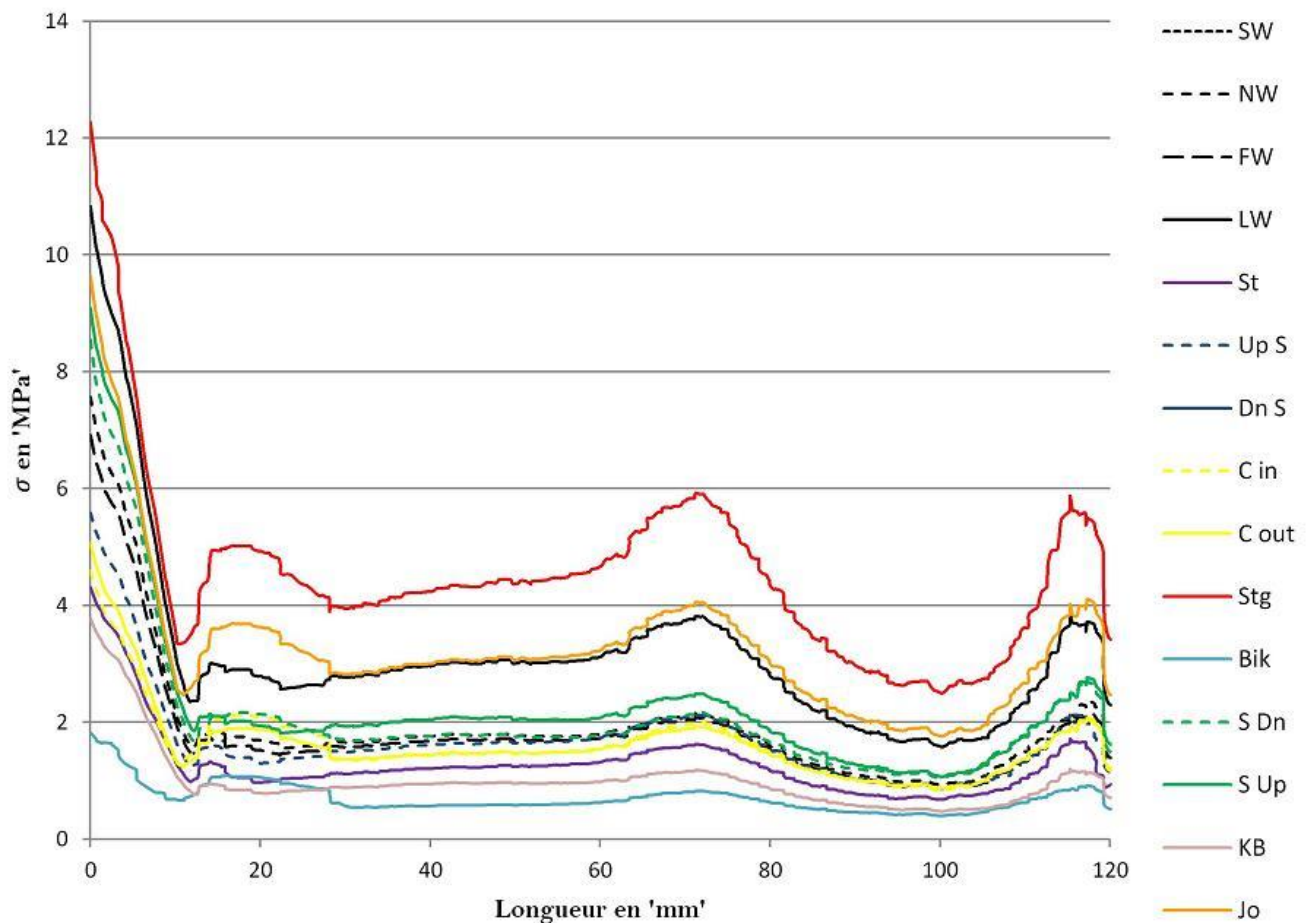
En effet, l'anatomie de l'articulation coxo-fémorale provoque une torsion au niveau du fémur lors de la pratique de ces deux activités, le bras de levier servira donc à exercer un moment de rotation sur l'axe de l'implant fémoral puisque la résultante des efforts exercés sur la tête fémorale frôle l'axe 'Y', ce qui mis le ciment sous contraintes de compression d'un côté et de traction de l'autre, ainsi que des contraintes de cisaillements dues au moment de torsion.

La figure 3.5 KB illustre le niveau des contraintes dans le ciment pendant que le patient prend une position d'accroupie ou il a été remarqué que ces contraintes sont réparties de façon identique à celle résultant de l'activité de s'asseoir sur une chaise, mais de niveau moins important.

Courir est une activité à éviter chez les patients porteurs de la PTH mais, il existe toujours une bonne raison de pratiquer une telle activité, ne se reste que pour de petites distances. Une telle pratique sollicite plus fortement le ciment orthopédique

en compression qu'en traction avec des niveaux beaucoup plus élevés que ceux résultants des autres activités (Fig. 3.5 Jo). Cette figure montre que l'étendu des zones du ciment sous contraintes de compression est beaucoup plus significatif que celui engendré par l'exercice des autres activités. Ces contraintes sont étalées jusqu'à la partie médiane du ciment.

Tout comme dans le col fémoral, la contrainte la plus élevée a été observée au moment où le patient a trébuché. A ce moment-là, le patient essaya instinctivement de se rétablir dans sa position naturelle. Cependant, la combinaison des forces et moment d'inerte du corps acquis lors de la chute vers le sol ainsi que les efforts musculaires tenant à ramener le corps en son état d'équilibre justifie le niveau des sollicitations dans le ciment osseux apparu durant cette activité et pendant le moment  $t=3,109s$ .



**Figure 3.6 :** Le niveau maximal des contraintes atteint dans le ciment orthopédique par élément de longueur, lors de chaque activité pratiquée par le patient.

**SW :** marche lente, **NW :** marche normale, **FW :** marche rapide, **LW :** marche en portant une charge, **St :** appui unipodal, **Up S** et **Dn S :** montée et descente des escaliers respectivement, **S Up :** levée d'une chaise, **S Dn :** s'asseoir sur une chaise, **C in** et **C out :** montée et descente de voiture respectivement, **Stg :** chute des escaliers, **Bik :** vélo, **KB :** s'accroupir vers le sol, **Jo :** footing modéré.

Pour une meilleure illustration de l'effet des activités sur le comportement biomécanique du ciment osseux, nous avons représenté sur la figure 3.6 la variation de la contrainte maximale le long de cet élément. L'analyse de cette figure montre que les contraintes les plus fortes sont localisées, par ordre de décroissance, dans les trois zones: proximale, médiane et distale. Nous notons cependant, que l'intensité de ces contraintes dans ces deux dernières zones est quasiment la même. Le niveau de ces contraintes est étroitement lié à la nature de l'activité pratiquée par le patient. C'est en chutant des escaliers que le patient sollicite le plus le liant chirurgical. En conduisant une bicyclette, le porteur de la prothèse engendre, dans cet élément de l'articulation artificielle, des contraintes de très faible amplitude. Les autres mouvements mettent le ciment sous contrainte dont l'intensité est comprise entre celles engendrées par ces deux activités extrêmes.

### **3.5 Analyse du comportement de l'os fémoral**

La distribution des contraintes dans un fémur qui a subi une arthroplastie est illustrée dans la figure 3.7. Cette dernière représente la variation des niveaux de contraintes maximales le long du fémur en fonction de la nature de l'activité exercée par le patient. L'analyse de cette figure montre clairement qu'il existe une zone de l'os (zone centrale), située entre 200 et 250 mm de la tête fémorale, qui est fortement sollicitée durant les différents exercices. Cette zone correspond au niveau le plus élevé de la contrainte maximale et ce quelle que soit le mouvement exercé par le porteur de la prothèse. Ce niveau est d'autant plus marqué que l'activité exercée est plus intense. Autrement dit, les contraintes maximales, induites dans l'os fémoral lors du mouvement du patient, sont d'une amplitude plus importante que durant la pratique des activités moins énergétiques. C'est en chutant des escaliers, ou en marchant en portant une charge, ou en faisant du footing modéré ou encore en montant et en descendant des escaliers, que ce tissu vivant est plus intensivement mécaniquement sollicité. Les contraintes maximales résultantes de telles activités sont fortement concentrées sur la partie centrale de l'os fémoral. Des autres activités résultent des contraintes d'un niveau relativement plus faible.

Il est tout à fait clair que, le plan neutre, séparant la zone en compression de celle en tension lors de la flexion de l'os fémoral, est légèrement décalé vers le côté extérieur (voire chapitre 1). En effet, pendant l'exercice de ces activités, les contraintes de compression, appliquées par les muscles et celle du poids du patient, s'ajoutent à celles de compression engendrées par la flexion de l'os et se retranchent des contraintes de tension engendrées aussi par la flexion ce qui conduit au décalage du plan neutre vers l'extérieur.

Nous notons cependant, que lors de la conduite du vélo ce niveau est pratiquement le même sur toute la longueur du fémur. Ceci semble s'expliquer par l'absence d'efforts selon l'axe "z" de la structure, efforts principalement responsables des contraintes de flexion induites de la partie médiane de l'os. En effet, le fait que le

patient est assis sur la chaise du vélo, explique l'absence du chargement suivant cet axe.

En effet, cette dernière montre que les activités pratiquées par les patients porteurs de la prothèse sollicitent l'os d'une manière non homogène, sauf au cours de la conduite du vélo, où on remarque que le fémur montre le même niveau de contrainte maximale presque sur toute la longueur de l'os et ceci est principalement dû à l'absence du chargement suivant l'axe 'Z', qui est le chargement responsable des contraintes de flexion qui apparaissent dans la partie médiane et qui se manifestent en comprimant le côté intérieur de l'os et en créant des contraintes de traction dans l'autre, l'ensemble est séparé par un plan neutre qui se trouve presque au milieu des deux extrémités (intérieure et extérieure) pour cette activité. Reste à noter que durant cette activité le chargement suivant l'axe 'Z' est supporté par la chaise, sur laquelle le patient s'assoit.

Pour les autres activités, le plan neutre créé par la contrainte de flexion est légèrement décalé vers le côté extérieur de l'os fémoral (voire chapitre 1), en effet, la contrainte de compression engendrée par les efforts exercés par les muscles ainsi que le poids du patient s'interfère avec la distribution des contraintes et vient s'ajouter à la contrainte de compression et s'opposer aux contraintes de tractions créées par la flexion sous laquelle est soumis l'os.

Les résultats obtenus dans cette partie du travail montrent que les activités, engendrant les contraintes maximales de Von Mises les plus fortes dans le ciment osseux, induisent également les contraintes les plus intenses dans l'os fémoral. Le niveau de ces contraintes est étroitement lié à la nature de ces activités. Les activités exercées involontairement, accidentellement ou énergiquement mènent à un grand risque d'endommagement du ciment chirurgical par effet de concentration de contraintes locales. La pratique de tels mouvements est donc fortement déconseillée.



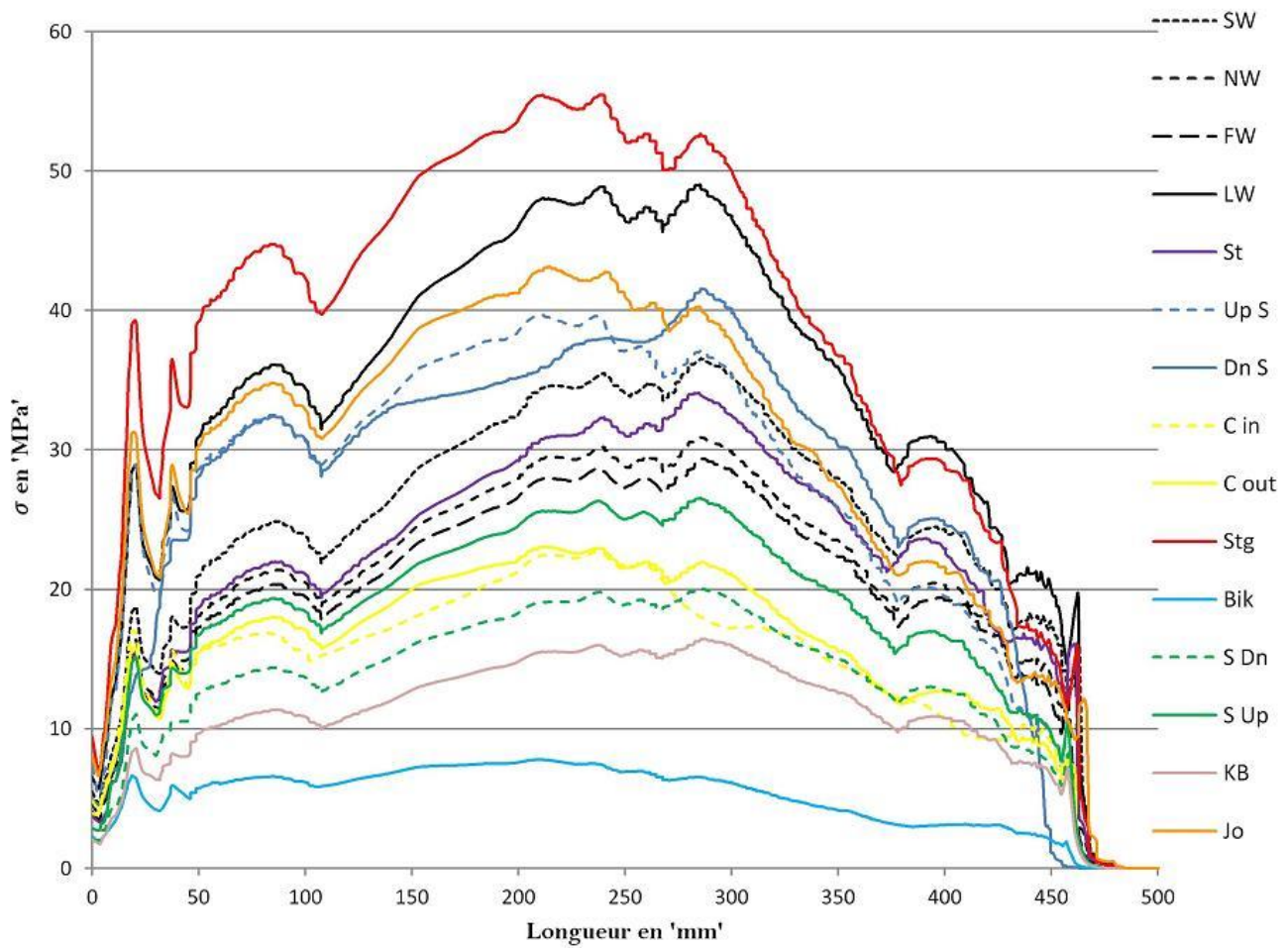


Figure 3.3 : Effet de la nature des activités sur le niveau et la répartition des contraintes maximales de Von Mises dans le ciment du col fémoral.

*De gauche à droite et du haut vers le bas : Marche lente, Marche normale, Marche rapide, Marche en portant une charge équilibrée répartie sur les deux bras, Appui unipodal, Montée des escaliers, Descente des escaliers, Levée d'une chaise, l'assise sur une chaise, Montée dans une voiture, Descente d'une voiture, Chute des escaliers, Vélo, S'accroupir vers le sol, Footing modéré.*

### 3.6 Techniques chirurgicales

Plusieurs études ont démontré que durant la préparation de l'os pour une arthroplastie totale de la hanche, les chirurgiens traversent la limite de l'os spongieux en pénétrant dans l'os cortical, ce qui expose le ciment orthopédique à un matériau biologique dont les propriétés mécaniques relèvent un nouveau défi. Il est donc intéressant d'analyser le comportement biomécanique des contacts ciment-os spongieux et ciment-os cortical. C'est pourquoi, une étude comparative, entre le ciment orthopédique en contact avec l'os spongieux et celui en contact avec l'os spongieux et l'os cortical en même temps, est menée dans ce qui suit. Deux modèles ont été développés pour mener à bien cette étude (fig. 3.8.).



**Figure 3.8 :** Modèles: sans zones de contact (a)  
avec Zones de contact du ciment avec l'os cortical (b).

Ces modèles ne se différencient que par les zones de contacts ciment-os. Une seule activité a été retenue pour cette étude: la marche lente qui représente l'activité la plus couramment exercée par la majorité des patients.

### 3.6.1 Analyse des contraintes

Pour étudier l'effet de la technique chirurgicale, une analyse du niveau des contraintes a été effectuée sur les zones qui sont affectées par l'expérience des chirurgiens. Ces zones correspondent donc aux zones où le ciment chirurgical est en contact direct avec l'os cortical comme le montre la figure. 3.8. Cette analyse passe, dans un premier temps, par contacts direct et indirect. Les contraintes ont été déterminées le long des lignes indiquées sur cette figure. Ces lignes traversent quatre zones du ciment orthopédique: frontale postérieure, latérale extérieure et latérale intérieure. C'est dans ces zones où le ciment est en contact direct avec l'os cortical.

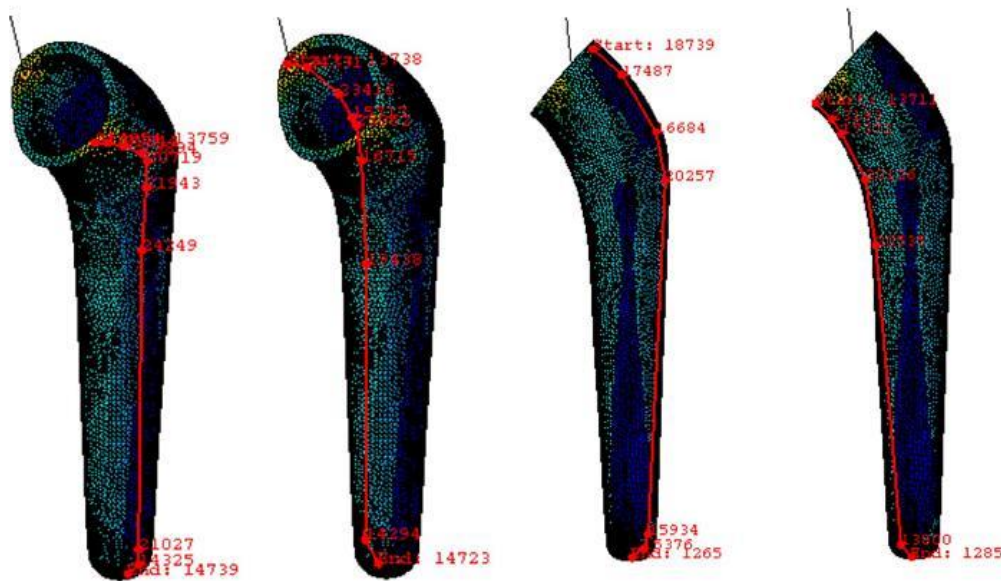


Figure 3.9 : Lignes d'analyse des contraintes dans le ciment.

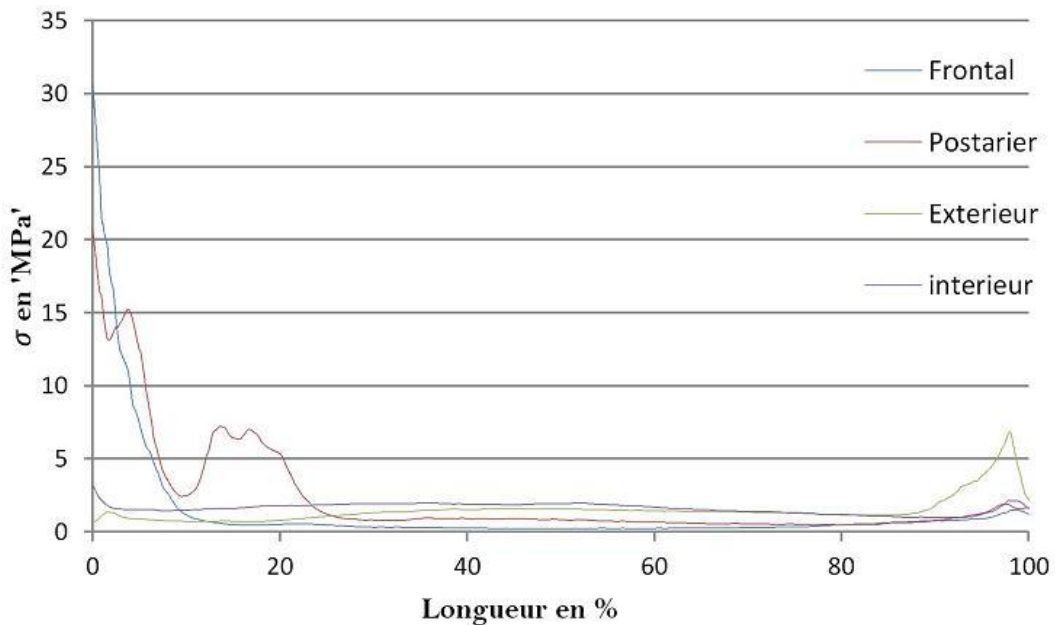
Afin de comparer la variation du niveau de contrainte dans les deux cas, nous avons défini des lignes à partir desquelles les mesures vont être établies. Ces lignes traversent les quatre zones du ciment orthopédique soit frontale postérieure, latérale extérieure ainsi que la zone latérale intérieure, et c'est dans ces zones que se trouve le contact direct du ciment chirurgical avec l'os cortical. Pour ce faire, deux modèles ont été développés.

L'activité retenue pour cette étude est la marche normale: activité la plus pratiquée par les porteurs de la prothèse totale de hanche.

### 3.6.2 Contact direct

Les surfaces de contact direct sont quatre et se situent dans la zone postérieure, frontale et latérale extérieure (fig. 3.9). Les niveaux des contraintes enregistrées dans

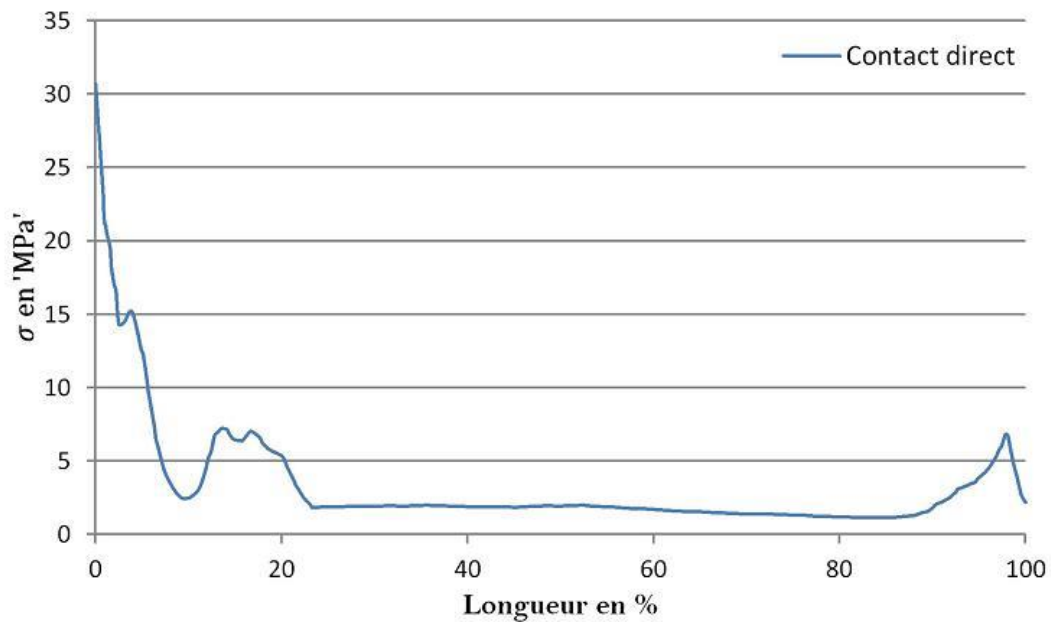
les quatre surfaces du ciment orthopédique résultant d'un contact direct avec l'os spongieux sont caractérisés par un pic comme le montre la figure 3.10. Cette dernière indique la variation des contraintes le long de la ligne passant par les quatre zones citées précédemment. On remarque que la zone intérieure se caractérise par une répartition quasiment homogène de la contrainte comparativement aux autres zones. La zone frontale est définie par une absence totale de pic de contraintes. C'est de cette zone que résultent les contraintes les plus fortes et elles sont localisées au col du ciment.



**Figure 3.10 :** Variation de la contrainte le long de la ligne passant par quatre zones.

Dans les autres zones on remarque que là où la ligne d'analyse des contraintes coïncide avec une surface de contact direct avec l'os cortical, il y a automatiquement apparition d'un pic de contrainte. Autrement dit, ces pics sont les conséquences d'un contact direct intime entre l'os cortical et le liant. Le niveau maximum de ces contraintes analysées le long de la ligne est représenté sur la figure 3.11. Sur cette figure, les quatre pics de contraintes, engendrés dans le ciment en contact direct avec l'os cortical, sont clairement définis. Cette figure indique que c'est du contact direct ciment du col fémoral-os que résultent les contraintes les plus intenses. Ces dernières, de par leur niveau élevé, peuvent constituer un risque de rupture par amorçage et propagation de fissures de fatigue. Ce risque est autant plus fort que cette zone du ciment contient des défauts (pores, poche de sang, débris d'os etc..) qui peuvent être le siège de concentration de ces contraintes par effet d'entaille.

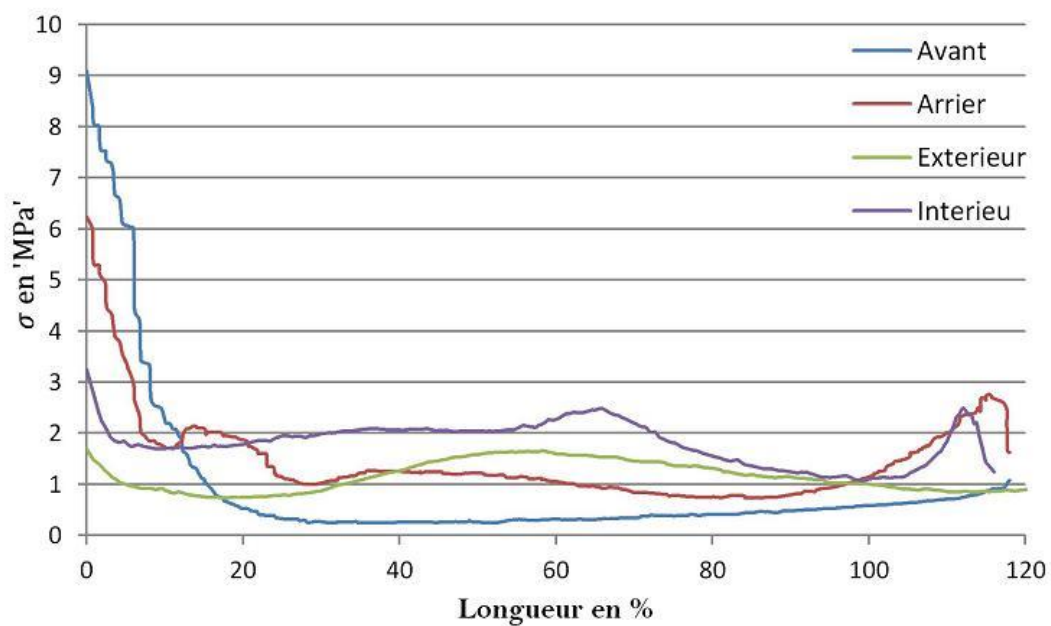
Dans notre cas, et selon nos résultats le ciment du col fémoral est la zone la plus exposée au risque d'endommagement et donc de descellement de la prothèse totale de hanche.



**Figure 3.11 :** *Variation de la maximale de contrainte le long du ciment orthopédique passant par les quatre zones.*

### 3.6.3 Contact indirect

Le deuxième modèle analysé est celui qui ne contient pas de défaut structural, autrement dit pas de contact direct du ciment orthopédique avec l'os cortical. Ce modèle favorise une répartition uniformes des contraintes et relaxation des concentrations de contraintes.

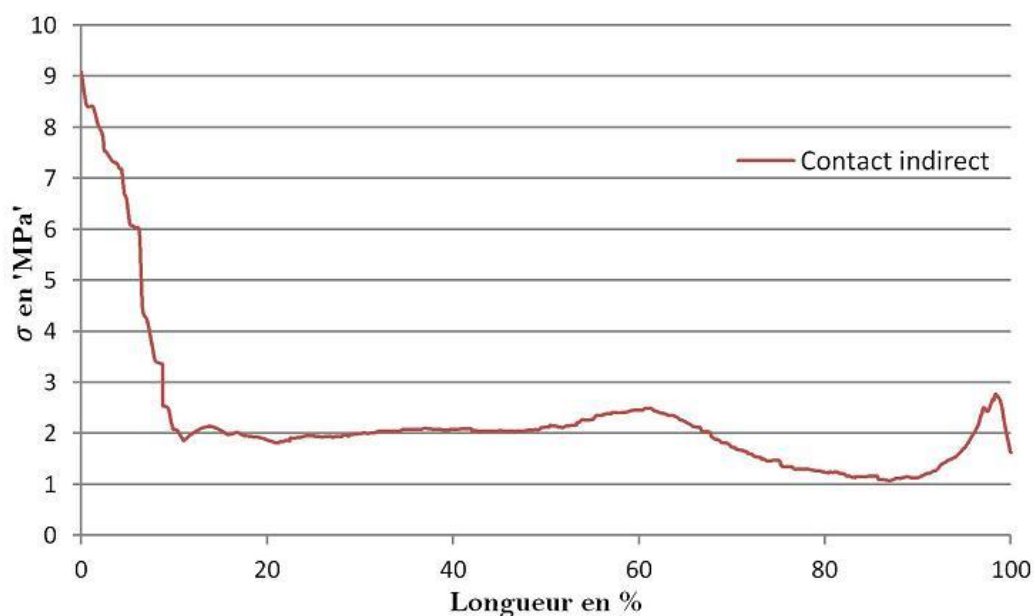


**Figure 3.12 :** *Variation de la contrainte induite le long du ciment passant par les quatre zones.*

Rappelons que les contraintes sont analysées le long de la ligne (fig.3.9) passant par quatre zones. Sur la figure 3.12 est représentée la variation des contraintes induites dans le ciment en contact avec l'os.

Il est clairement illustré sur cette figure que l'extrémité du PMMA est plus sollicitée dans la zone frontale, suivie de celle postérieure. Les autres zones intérieure et extérieure sont soumises à des contraintes quasiment homogènes et uniformes sur toute la longueur du ciment. L'extrémité inférieure de ces deux dernières zones est sollicitée par des contraintes d'un niveau extrêmement faible qui ne présentent aucun risque d'endommagement du ciment orthopédique.

La valeur maximale des contraintes induites dans chacune des quatre zones (fig. 3.12) le long du ciment est illustrée sur la figure 3.13. Cette figure montre d'une façon claire que la contrainte maximale engendrée dans partie supérieure (proximale) est environ trois fois plus intense que celle sollicitant la partie inférieure - distale). Ces contraintes sont d'un niveau relativement faible et ne présentent aucune dégradation de l'articulation artificielle.

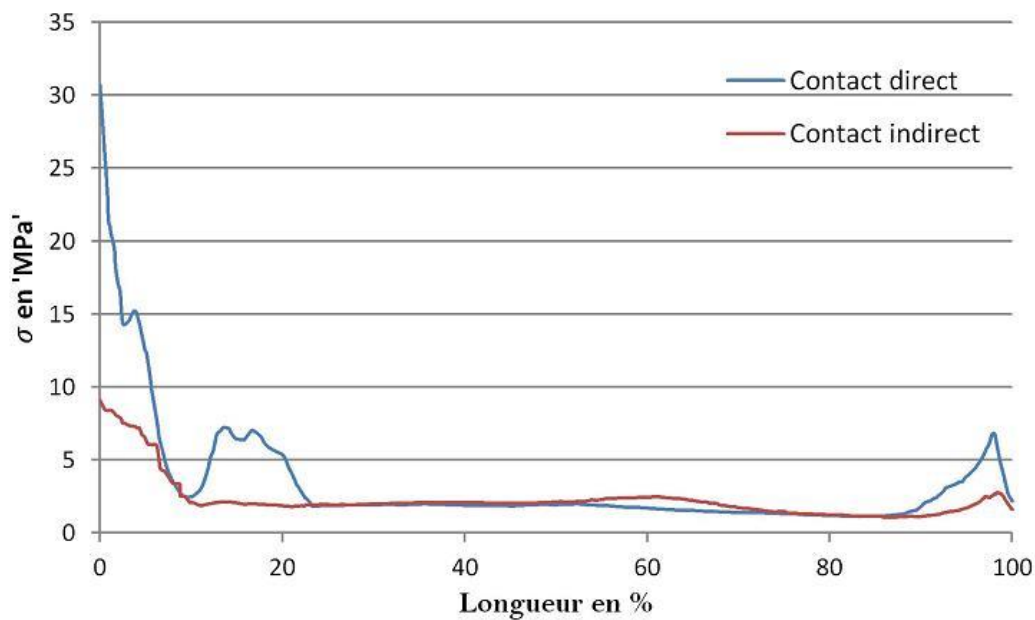


**Figure 3.13 :** Variation de contrainte maximale induite le long du ciment orthopédique passant par les quatre zones.

### 3.6.4 Analyse comparative

Dans cette partie du travail, une étude comparative entre les deux contacts (direct et indirect) analysés précédemment est menée. Les résultats ainsi obtenus sont illustrés sur la figure 3.14. Il est clairement montré sur cette figure que la réponse mécanique du ciment est étroitement liée aux interactions interfaciales ciment-os cortical fémoral. En effet, le premier modèle, présentant des zones de contact direct entre ces deux constituantes de la prothèse, engendre dans le ciment du col fémoral des contraintes qui sont environ quatre fois plus intenses que celles résultantes du modèle dont le contact est indirect. Les zones proximale et distale sont sensibles à la nature du contact (direct ou indirect). Contrairement à ces deux zones, le

comportement mécanique de la partie médiane semble ne pas dépendre de la nature du contact.



**Figure 3.14 :** *Effet de la nature du contact ciment-os sur le niveau de contrainte maximale induite le long des ciments issus.*

L'extrémité inférieure de l'os fémoral exerce un effort supplémentaire sur la partie extérieure, afin de créer un contre moment [72] pour assurer la stabilité de la structure. Nos résultats montrent que le modèle présentant un contact direct du PMMA avec l'os cortical conduit à des contraintes maximales beaucoup plus significatives que celles relatives au modèle en absence de contact direct.

D'après cette étude on conclut que l'existence des zones de singularité conduit à une augmentation considérable de niveau de sollicitations, ces pics de contraintes fragilisent le ciment et augmentent le risque d'endommagement du ciment soit par accélération de l'amorçage des fissures, soit par l'atteinte des limites des propriétés mécaniques du PMMA.

# Partie II :

## Amélioration des propriétés mécaniques du ciment orthopédique

### **Introduction :**

Comparés aux matériaux traditionnels tels que l'acier et ses alliages ou encore d'autres métaux qui ont été utilisés depuis l'antiquité, les polymères ont beaucoup d'avantages et sur différents plans (cout, faisabilité, malléabilité, poids, biocompatibilité) cependant ils ont un inconvénient majeur lié à leurs propriétés mécaniques, à leur comportement fragile ainsi que leur faible résistance au choc et aux fissurations.

Dans cette partie nous allons étudier dans le premier chapitre l'aspect physico-chimique du PMMA dans sa forme moléculaire et supra moléculaire, et en s'appuyant sur une étude bibliographique nous allons détailler dans le second chapitre la possibilité de renforcer le PMMA en ajoutant des substances ioniques, des matériaux classiques ou des oxydes, en effet, il existe des travaux de recherche qui ont visé le renforcement de la matrice de PMMA par des infra microparticules de céramiques afin d'améliorer ses propriétés mécaniques et d'optimiser son comportement vis-à-vis les différentes sollicitations physiques et chimiques sous les quelles est soumis le long de sa durée de vie. Ce nouveau matériau composite issu du renforcement du ciment orthopédique et qui sera proposé pour utilisation dans la chirurgie orthopédique, a subi plusieurs tests de compatibilité, biocompétance toxicité et transfert d'antibiotique, mais l'analyse de son comportement mécanique par la méthode des éléments finis sous des conditions identiques ou presque à celles *in-vivo*, n'as pas été encore effectuée.



# Chapitre 4 :

## Etude physico-chimique des Polymères poly néthyl méthacrylique et la facilité du renforcement

### **Introduction :**

L'os est un matériau composite naturel qui possède des propriétés d'autoréparation, grâce à une importante activité métabolique des cellules osseuses. Cependant, ces processus biologiques peuvent s'avérer trop longs ou ne pas être suffisants chez certains patients, notamment dans le cas d'importantes pertes osseuses d'origine traumatiques ou pathologiques nettement l'ostéoporose qui est une pathologie sénile, touchant particulièrement les sujets âgés en fragilisant la charpente osseuse, elle nécessite en cas de remplacement prothétique, un comblement de ces lésions osseuses, ce dernier est parfois d'accès difficile. Pour pallier cette insuffisance, des techniques de greffes osseuses ont été mises au point.

Compte-tenu des risques d'infection et de contamination des matériaux d'origines biologiques, on assiste ces dernières années à l'essor de substituts osseux synthétiques. Parmi les matériaux développés récemment, on distingue les ciments minéraux hydrauliques pour le comblement des cavités osseuses et dentaires, qui se

présentent sous la forme d'un système pâteux injectable durcissant *in-vivo*. Le développement industriel et commercial des ciments minéraux injectables est récent et reste limité, bien que les parts de marché de ces produits soient en constante augmentation. L'amélioration des propriétés mécaniques des ciments osseux constitue une exigence dans le cahier des charges actuel des praticiens utilisant ce type de biomatériaux, afin d'alléger la procédure chirurgicale et de favoriser une longévité de la durée de vie.

L'objectif de ce chapitre est l'étude des propriétés physico-chimiques des ciments ou nous nous sommes plus particulièrement intéressés à leur structure atomique ainsi que leurs formulations chimiques afin de déterminer la faisabilité du renforcement par les micros voir les nanoparticules.

## 4.1 Les biomatériaux

Les biomatériaux sont des matériaux non vivants conçus et utilisés dans un dispositif médical destiné à interagir avec les systèmes biologiques, selon la société européenne des biomatériaux. Cette définition peut être complétée par les actes de transplantation d'organes et de greffes des tissus vivants.

L'intérêt croissant pour ces matériaux s'explique par le vieillissement régulier de la population, la fréquence des accidents de travail ou du trafic dans une société où la qualité de vie est un critère dominant. Pour des défauts osseux de taille importante, l'utilisation de matériaux de remplacement s'avère nécessaire. Ils doivent répondre aux critères fonctionnels de la partie qu'ils consolident sans induire de rejets. De nombreux matériaux synthétiques correspondent à la définition donnée par la société européenne. Il est possible de différencier plusieurs catégories :

- les biomatériaux ayant essentiellement un rôle fonctionnel au sein de l'organisme: cœur artificiel, appareils auditifs, prothèses (partie métallique)... Ces dispositifs présentent les propriétés spécifiques des organes qu'ils remplacent. Ils doivent être biocompatibles mais n'ont pas vocation à disparaître de l'organisme à long terme.

- les biomatériaux de comblement osseux (céramiques phosphocalciques, bioverres, corail...) ces substituts, comme les précédents doivent être parfaitement tolérés par l'organisme hôte. Dans les zones sous charges, ils doivent répondre à des critères mécaniques afin de permettre au squelette de continuer à jouer son rôle de charpente. Les matériaux de comblement osseux sont en contact intime avec des tissus calcifiés qui se régénèrent spontanément et régulièrement. Ces matériaux devront être aptes à présenter des liaisons avec l'os environnant et favoriser sa croissance. A terme, l'idéal serait de disparaître en étant remplacé par de l'os.

Les matériaux utilisés comme biomatériaux doivent satisfaire à un ensemble de critères comme la biocompatibilité. Cette dernière peut se définir comme la propriété d'un matériau étranger à l'organisme d'être toléré *in vivo* par celui-ci, sans engendrer de réactions inflammatoires ou de rejets. Les biomatériaux sont classés suivant des critères biologiques plus que fonctionnels. Les biomatériaux se classent en fonction des différents phénomènes observés à l'interface os-implant [82]:

- Biomatériaux biotolérés : c'est le degré minimal de la biocompatibilité. Ces matériaux jouent essentiellement un rôle fonctionnel. Ils sont biocompatibles et n'induisent pas de réactions inflammatoires. Cependant l'organisme hôte se contente de les tolérer. Une capsule fibreuse les sépare des tissus environnants et limite les échanges entre la matrice biologique et l'implant. Ces matériaux sont utilisés dans les domaines dentaires et orthopédiques (inlayschrome cobalt, ciments polyacryliques, prothèses en carbone vitreux, zircone, alumine dense).

- Biomatériaux inertes : leur introduction dans l'organisme n'induit pas de réaction inflammatoire, mais aucune liaison avec les tissus hôtes ne doit se développer. Ces

morphologique : la matrice osseuse « s'accroche » aux irrégularités de surface du matériau. On peut retrouver dans cette classe : des métaux, des alliages à base de titane, d'aluminium pour des prothèses orthopédiques, ainsi également de l'alumine comme matériau de cale.

- Biomatériaux bioactifs : ces matériaux ont la propriété d'accélérer la réparation tissulaire. Le contact entre l'organisme et le matériau est intime, l'interface est également fonctionnelle, la fixation est bioactive. Ces matériaux se caractérisent par des interactions chimiques entre le biomatériau et la matrice. Le contact avec l'os (tissu hôte) s'effectue par des ponts ostéogéniques. La définition donnée en 1972 [3] définit un biomatériau bioactif comme étant un intermédiaire entre les matériaux bioinertes et les matériaux résorbables.

- Biomatériaux résorbables : ces matériaux ont pour objectif de permettre la régénération des tissus osseux. Ils assurent une fonction mécanique en comblant les défauts osseux et permettent la croissance de la matrice osseuse pour des tailles de défauts supérieures à une taille critique (taille de défaut que l'os ne peut combler). La fixation de l'implant à la matrice est biologique. Elle nécessite une porosité du substitut de plusieurs centaines de microns afin de permettre sa vascularisation. La cinétique de résorption de ces matériaux doit être voisine de la vitesse d'ossification. Les phosphates de calcium de type Tri phosphate de calcium  $\beta$ , quelques ciments osseux, les carbonates de calcium etc... font partie de cette catégorie des biomatériaux [4].

## 4.2 Historique du PMMA

En 1901, Otto Röhm a développé le polyméthyleméthacrylate de (PMMA). La réalisation industrielle de la synthèse chimique du méthyleméthacrylate (MMA) a été effectuée dans les années 1920 aux laboratoires de Rohm Haas, dont les premières applications biomédicales de PMMA ont été destinées à la fabrication de prothèses dentaires. Dans les années 1930, il a été découvert que le mélange du monomère méthacrylate de méthyle, de l'initiateur de peroxyde de benzoyle et de la poudre de PMMA conduit à la prépolymérisation et à la formation d'un matériau analogue à une pâte qui pourrait lentement se durcir en un polymère vitreux. Ce polymère à deux composants a été utilisé, dans un premier temps, pour combler des défauts crâniens. En raison de la transparence du polyméthacrylate de méthyle, de sa résistance et de sa stabilité, en 1930 a débuté sa production commerciale en forme de feuilles coulées et a conduit à son utilisation comme un biomatériau.

A l'origine des morceaux de matériaux ont été moulés à chaud et sous pression pour l'obtention d'un matériel prothétique [2]. En 1935, une technique de moulage par injection a été développée pour la conception des prothèses dentaires. Pour ce faire, le PMMA fondu a été injecté sous pression hydraulique dans des moules en plâtre séchés. Cette technique s'est révélée être trop lourde. En 1936, comme il a été précisé précédemment, il a été démontré que le mélange de monomère de méthyle

méthacrylate avec le polymère broyé donne naissance à une pâte qui peut être mise en forme dans des moules en plâtre et peut être polymérisé en une masse solide à l'aide de peroxyde de benzoyle comme amorceur de la polymérisation.

Quelques années après, il a été constaté que les caractéristiques de moulage amélioré pourraient être obtenues à l'aide d'une poudre formée par un mélange de base et de particules de polymère sphériques [1].

En 1940, le développement de la technique de moulage de cette pâte conduit à l'utilisation quasi universelle de ces résines acryliques dans la conception de prothèses dentaires et de prothèses de cranioplasties [4]. En 1943, des chimistes allemands ont montré que l'ajout d'une amine tertiaire en même temps avec le peroxyde de benzoyle, peut entraîner la polymérisation de la pâte à la température ambiante. En 1943, en se basant sur ces résultats, des entreprises ont développé une forme viable pâteuse de PMMA.

Ce développement a été basé sur l'introduction de ce PMMA qui durcit à température ambiante. Vers le début des années 1950, il a été procédé à l'utilisation du PMMA comme élément de fixation des implants fémoraux. L'utilisation avec succès du PMMA en orthopédie est attribuée à Sir John Charnley, dont le travail a été affecté par son exposition au domaine de la dentisterie (vu que son père était un dentiste) et son intérêt inhérent aux biomatériaux.

La clinique de Sir John Charnley est une référence de base pour les applications progressives et continues du PMMA en orthopédie. Il a réalisé quelques arthroplasties avec du ciment acrylique osseux et en 1960 il a publié les résultats de six cas dans le *British Journal of Bone and Joint Surgery*. Les travaux de Sir John Charnley ont permis non seulement un développement considérable sur les applications du ciment acrylique, mais également de sa capacité à remplir complètement le canal médullaire et à s'adhérer aux interfaces avec os et l'implant, afin d'assurer un bon ancrage, une bonne stabilité et de faciliter le transfert de charges et des contraintes vers l'implant, ce qui minimise les contraintes locales.

Pour plus de 40 ans, le poly méthyle méthacrylate (PMMA), communément connu sous le ciment osseux acrylique, a été utilisé pour la fixation de prothèses totales de remplacement articulaire. Aujourd'hui, la plupart des ciments osseux acryliques, disponibles sur le marché, sont constitués de deux composants: un liquide et une poudre, qui sont mélangés dans la salle d'opération, jusqu'à ce que l'ensemble devient pâteux et sont ensuite appliqués à l'os avant l'insertion du composant de la prothèse de remplacement articulaire. La fonction principale des ciments est de fixer l'implant prothétique avec le tissu osseux [65]. Le composant de base de ciments osseux acryliques est le méthacrylate de méthyle (MMA), qui est un ester d'acide méthacrylique. En 1951, Kaier et Jansen, à Copenhague, ont été les premiers à utiliser le PMMA comme élément de fixation des tasses acrylique à l'os sous-chondral de la

tête fémorale. En 1953, Haboush a utilisé du ciment osseux, un matériau d'assise, pour le remplacement de la tête fémorale sans l'insérer dans le canal médullaire.

En 1958, Sir John Charnley a utilisé le ciment osseux pour fixer les prothèses fémorales dans le fémur, comme cela se fait dans nos jours, il a aussi utilisé un auto-durcisseur de PMMA appelé Nu-Life. Malgré cela, les premières arthroplasties de hanche avaient une incidence élevée d'échec, et ce fait n'a pas été à cause du ciment ou des tiges mais à cause de l'utilisation de polytétrafluoroéthylène (PTFE) des cotyles. En 1966, les sociétés ont commencé à fournir le premier ciment osseux stérilisé, destiné spécifiquement pour la fixation des prothèses totales de remplacement articulaire [5]. De nos jours, les prothèses totales de hanche non cimentée ont été largement introduites sur le marché orthopédique, mais les ciments acryliques continuaient à être l'une des meilleures techniques primaires de fixation de l'implant aux tissus osseux et tout particulièrement pour les prothèses du genou. En outre, des formulations injectables des ciments osseux acryliques ont été utilisées pour des applications de vertébroplastie.

Cependant, ces ciments présentent chacun des limites et sont parfois réservés à des usages exclusifs, comme celui de la chirurgie dentaire effectué par Brown et Chow. La recherche dans ce domaine s'est donc intensifiée ces dernières années, comme en témoigne l'évolution exponentielle du nombre d'articles traitant des ciments orthopédiques, en particulier dans les bases de données scientifiques biomédicales [42]. Cet engouement pour les ciments hydrauliques est notamment dû à leur biocompatibilité, à leur bioactivité, à leur capacité à s'adapter à la forme du défaut osseux à combler et, de manière plus récente, à leur facilité de mise en œuvre et d'implantation.

### **4.3 Polyméthylméthacrylate (PMMA).**

Tous les ciments qui ont trouvé leur application répandue en chirurgie orthopédique sont basés sur le polyméthylméthacrylate (PMMA). Une résine acrylique mince est utilisée maintenant plus de 50 ans pour la fixation d'implants orthopédiques. Le ciment orthopédique est un matériau qui est classé parmi les biomatériaux de comblement osseux, ses propriétés mécaniques ainsi que ses performances cliniques sont directement affectées par plusieurs facteurs tels que leur composition chimique, la viscosité, la porosité, le radiopacifiants et antibiotiques additifs, le mélange des méthodes, la stérilisation, la température lors de la manutention et biocompatibilité.

#### **a) Propriétés chimiques**

Le monomère de méthacrylate de méthyle est constitué de deux atomes de carbone qui sont liés de manière covalente, l'un des atomes de carbone est lié de manière covalente à deux atomes d'hydrogène et l'autre est attachée par une liaison covalente

à un groupe de méthyle. Le PMMA est produit par la polymérisation du monomère de MMA, qui est un polymère ou une macromolécule. Le ciment osseux est constitué en réalité de macromolécules de PMMA non réticulés de différentes longueurs allant de quelques dizaines de milliers à quelques millions de grammes par mole. Les ciments osseux acryliques comprennent deux éléments, souvent fournis dans un rapport de 2/1 : (a) un composant en poudre, habituellement dans un paquet de 40 g, et (b) un composant liquide, dans une ampoule de 20 ml. [2, 6].

Il existe plusieurs raisons d'utiliser un ciment osseux à deux composants au lieu de simplement l'activation du processus de la polymérisation du MMA pur monomère: La polymérisation du monomère MMA est trop lente et peut prendre plusieurs heures, selon le type et la quantité de l'initiateur de réaction utilisé. Le monomère MMA pur a une viscosité très faible et peut facilement se diffuser dans le flux sanguin, qui peut conduire à des problèmes cardiorespiratoires et à des complications vasculaires. La chaleur de polymérisation peut facilement augmenter la température du ciment à plus de 100 ° C (Point d'ébullition pour le MMA = 100,3 ° C), ce qui pourrait conduire à l'ébullition du monomère MMA volatile. L'utilisation de la moindre quantité de monomère et de la présence de billes de PMMA prépolymérisés dans la poudre diminue le nombre de réaction de polymérisation et, par conséquent, la quantité de la chaleur libérée et contribue à la dissipation de la chaleur, ce qui conduit à une diminution de la température globale.

Après la polymérisation du MMA pur en PMMA, il y aurait un retrait volumétrique de 21% en raison des différences dans la densité du MMA monomère et le polymère de PMMA. Ce taux de retrait élevé peut conduire à un déplacement trop important aux deux interfaces ciment-prothèse et ciment-os, pouvant conduire à la dégradation de la fixation de la prothèse. La poudre du ciment osseux n'est pas la même, et sa composition diffère d'un producteur à un autre, ce qui engendre des écarts de propriétés. Le composant de la poudre du ciment osseux est essentiellement le PMMA prépolymérisés de 10 à 150 µm de diamètre, constituant ainsi les 83% à 99% de la poudre.

Le reste est formé de radio-opacifiant: soit le sulfate de baryum ( $\text{BaSO}_4$ ) ou de zirconium dioxyde de carbone ( $\text{ZrO}_2$ ) (8% à 15% en poids), et d'initiateur: soit le peroxyde de benzoyle par exemple (0,75% à 2,6%). Le monomère MMA peut s'auto-polymériser pendant son exposition à la chaleur et à la lumière, cette réaction est très lente. Par conséquent, pour accélérer la polymérisation de la poudre, on introduit sous forme de poudre le peroxyde de dibenzoyle (BPO), élément l'initiateur de réaction. D'autres variantes comprennent l'initiateur de tri-n-butylborane et un accélérateur diméthylhexane-hydroperoxyde, la chlorophylle colorante et de l'éthanol et de l'acide ascorbique. Les initiateurs, radio-opacifiants et les poudres antibiotiques sont tous constitués de particules d'environ 1 µm de diamètre. [7].

Sur le tableau 4.1 sont regroupés les constituants commerciaux de ciment osseux

Composants en poudre	Rôle constituante
Polymer	Polyméthylméthacrylate
Co-polymère (par exemple MA-MMA)	Modifier les propriétés physiques du ciment
sulfate de baryum ou de dioxyde de zirconium	Radio-opacifiants
Antibiotiques *	
Dye (par exemple la chlorophylle)	Distinguer ciment à partir de l'os
<b>Les composants liquides</b>	
Monomère	Monomère Methylmethacrylate
N, N-diméthyl-p-toluidine (DMPT)	Initie durcissement à froid de polymère
Le peroxyde de benzoyle	Réagit avec DMPT pour catalyser la polymérisation
Stabilisateur hydroquinone	Empêcher la polymérisation prématurée
Dye (par exemple la chlorophylle)	Distinguer ciment à partir de l'os
<b>*ciments osseux plain ne contiennent pas d'antibiotiques</b>	

Tableau 4.1. Constituants commerciaux de ciment osseux

## 4.4 Propriétés mécaniques

Une des fonctions du ciment osseux dans le système os-ciment-implant est d'assurer le transfert de charges et des contraintes du tissu vivant vers l'implant. Le ciment osseux fonctionne comme un tampon, ce qui réduit les concentrations de contraintes. Lors des activités exercées par le patient le ciment est soumis à des efforts, à titre d'exemple, les forces transmises à travers la hanche sont aussi élevés que trois fois le poids corporel lors de la marche et huit fois le poids corporel en cas de chute. Si les facteurs de chargements externes sont plus importants que la force inhérente du ciment, une rupture s'amorce dans ce liant hydraulique pouvant conduire au descellement de la prothèse.

En plus, le ciment doit faciliter la diffusion des antibiotiques, pour ce faire il doit contenir une certaine densité de porosité. Cette dernière est source de concentration de contraintes pouvant accélérer l'endommagement du ciment par amorçage et propagation de fissures de fatigue. C'est pourquoi, le ciment chirurgical doit présenter un comportement biomécanique pour assurer la stabilité des prothèses totales de hanche.

### 4.4.1 Rigidité

La rigidité d'un matériau est décrite par sa résistance élastique à la flexion ou à la déformation suite à l'application d'une force. Et par conséquent, c'est la mesure de l'aptitude du ciment osseux à se comporter comme un tampon élastique entre la



prothèse et l'os. Les essais mécaniques statiques et dynamiques peuvent être appliqués pour mesurer la rigidité d'un ciment orthopédique. Pour le ciment orthopédique, la méthode statique est plus importante vu sa précision, elle comprend les essais de tractions et de flexions, tandis que les méthodes dynamiques comprennent les modules d'élasticités et le stockage d'énergie dynamiques qui pour les PMMA ont des magnitudes très faibles. La rigidité du composite est fortement dépendante de la taille des particules du renfort et surtout de leur nature ainsi que leur état de surface, ce qui incite à se diriger vers le renforcement des ciments orthopédiques.

#### **4.4.2 Les propriétés de flexion**

La résistance à la flexion ou les propriétés de flexion d'un matériau sont la résistance de la matière aux chargements mécanique sous contrainte de flexion, qui est une combinaison de traction, de compression et des forces de cisaillement en même temps. Ces propriétés des ciments sont décisives pour la réussite de l'arthroplastie et la réponse du ciment à ces contraintes détermine la durée de vie de l'arthroplastie. En effet, le chargement *in vivo* implique constamment une présence de la combinaison de forces de cisaillement, de traction et de compression.[14,19]

Les propriétés de flexion des ciments osseux reflètent la rigidité de ces derniers à travers deux de ses principales composantes : la résistance à la flexion (RF) et le module de flexion (MF). Le MF représente le rapport de la contrainte à la déformation de la matière correspondante dans une région élastique. Durant le bon fonctionnement du ciment orthopédique, les contraintes et les déformations sont étroitement liées par le module d'élasticité selon la loi de Hooke généralisée. Au-delà de la limite élastique, est l'endroit où les propriétés mécaniques du matériau en générale et le PMMA en particulier changent incontestablement, et le matériel pourrait ne pas récupérer sa forme initiale une fois le chargement est annulé.

#### **4.4.3 Module d'élasticité dynamique**

Le module d'élasticité dynamique de ciment osseux est une mesure de sa rigidité sous charge dynamique. Cette propriété du matériau est vitale pour les ciments osseux, effectivement, toutes les activités quotidiennes normales soumettraient l'arthroplastie cimentée à un chargement dynamique.[72] Entre outre, après la polymérisation du ciment acrylique, et en utilisant le critère d'élasticité dynamique, le ciment osseux sera classé comme étant un matériau viscoélastique. Un module d'élasticité statique traditionnelle met l'accent sur le module d'élasticité du matériau tandis que le module d'élasticité dynamique indique à la fois la réponse élastique et visqueuse de la matière. Notons aussi que ces essais dynamiques tenant à traduire la ténacité du polymère sont très sensibles aux changements de propriétés structurelles du matériau.

#### 4.4.4 Module de stockage dynamique

Le module de stockage dynamique du ciment osseux est une autre propriété mécanique dynamique qui reflète sa capacité à restaurer ou stocker de l'énergie sous chargement cyclique [23]. De par ses faibles caractéristiques mécaniques, le ciment osseux est considéré comme le maillon le plus faible du système os-ciment-implant. A cet effet, les contraintes mécaniques appliquées *in-vivo* de façon répétées peuvent conduire à l'endommagement de la prothèse par amorçage et propagation de fissures de fatigue. D'où les propriétés mécaniques dynamiques sont considérées comme des propriétés du transfert de charge à long terme, à travers le ciment osseux, de l'os vers l'implant du ciment osseux vers l'os.

La réponse du ciment chirurgical aux sollicitations cycliques détermine la durée de vie des articulations artificielles cimentées. Les analyse mécaniques dynamiques déterminent la réponse du ciment osseux à une contrainte sinusoïdale sur une large plage de fréquence, et sont particulièrement sensibles à la nature physico-chimique de la matrice polymérique et les inclusions au sein du ciment osseux [64]. Le module de stockage dynamique représente la phase élastique du système, et est équivalent à l'énergie emmagasinée par le ciment orthopédique sous forme de déformations élastiques.

#### 4.4.5 Résistance à la fissuration

La ténacité d'un matériau est une mesure de sa capacité à absorber l'énergie avant la fracture et est une indication de la quantité d'énergie nécessaire pour provoquer la rupture. La ténacité représente l'énergie de déformation par unité de volume d'un matériau à la rupture. La densité souche d'énergie est égale à la surface sous le diagramme contrainte-déformation à la rupture.

Plus la dureté est petite, plus grande est la capacité d'un matériau à absorber l'énergie sans fracturation. Le ciment osseux ne présente pas une telle aptitude et est en mesure d'absorber de l'énergie en amorçant la propagation des fissures. La ténacité du ciment osseux est une mesure de sa capacité à absorber l'énergie avant la propagation des fissures. Ce liant orthopédique présente une très faible résistance à la fissuration (de l'ordre de  $1 \text{ MPa m}^{1/2}$ ) le rendant vulnérable aux chocs mécaniques et l'amorçage de fissures par effet de fatigue mécanique.

Dans les activités quotidiennes normales, l'implant est soumis à une charge cyclique qui peut entraîner une défaillance du ciment par fracturation à travers les différents défauts rencontrés dans ce composant de faible résistance à la fissuration. Cette résistance du ciment est alors clairement un paramètre déterminant dans la mesure où la performance de la prothèse est définie en termes de durée de vie.

## 4.5 Propriétés biologiques de ciments osseux

Tous les biomatériaux doivent répondre à une exigence fondamentale c'est d'être biocompatibles, parmi eux, les ciments osseux. Ils sont considérés biocompatibles, malgré le potentiel toxique du monomère résiduel et de la chaleur produite pendant la polymérisation exothermique. En effet, les problèmes majeurs de ce liant acrylique sont liés à la température élevée pendant le processus de polymérisation et à la libération des monomères résiduels une fois la polymérisation est complétée. La cellule ostéoblastique humaine qui est responsable de la formation des os interagit avec le ciment, alors qu'elle est dans la nécrose cellulaire [45], ce qui est un phénomène de réaction cellulaire ostéoblastique avec les composants toxiques du ciment pouvant se produire en raison de ce qui suit:

(1) La toxicité des monomères, (2) la température élevée survenant lors de la polymérisation en ciment osseux et (3) l'ostéolyse provoquée par la génération des débris d'usure. Le PMMA est généralement considéré comme non toxique, mais le monomère résiduel (MMA) peut provoquer une détérioration irréversible des cellules ostéoblastes. Après quinze minutes de polymérisation, un monomère résiduelle d'environ 3-5% est généré et 2,7% après 24 heures. La toxicité du monomère disparaît au bout de quatre heures [25]. Le MMA est très volatile et est rapidement éliminé de l'organisme par les poumons entraînant une concentration locale qui reste influante.

Les molécules du monomère MMA, échappant à partir du ciment polymérisé qui est implanté, pourraient provoquer une chute partielle de la pression de l'oxygène artériel conduisant à une augmentation de battement du cœur. Cependant, le monomère résiduel de MMA est normalement considéré comme étant convertie par le corps en un acide méthacrylique. Ce dernier, un ester comme co-enzyme 'A', est un intermédiaire normal dans le catabolisme de la valine, et l'existence d'un système enzymatique permettrait à l'acide méthacrylique d'entrer dans une voie normale conduisant à la formation de dioxyde de carbone.

Il a été montré que plus de 80% d'une dose administrée de MMA est expirée de l'organisme sous forme de dioxyde de carbone pendant les cinq ou les six premières heures. La production de chaleur, à l'interface ciment-os au cours du processus de polymérisation du ciment, mesurée *in vitro* se situe entre 60 et 90°C et *in vivo* entre 40 et 50 °C, en fonction de l'épaisseur du ciment. L'effet de cette génération de chaleur sur le tissu osseux a également été étudié.

Les études menées à cette égare ont montré que la polymérisation exothermique n'a pas ajouté de traumatisme chirurgical et n'a eu aucune influence sur la production d'os. Une fois la phase de durcissement est achevée, il a été constaté, que la fuite de monomère vers le tissu vivant a été très faible. De même, la température maximale, mesurée par introduction de thermomètres à l'interface os-ciment,

Correspondait à 55 °C ; à cet effet, il a été conclu que la nécrose thermique de la polymérisation du ciment ne présentait pas un facteur de risque important.

Dans la plupart des cas, la révision de la prothèse orthopédique cimentée devient une nécessité lorsque la douleur est principalement due aux mouvements de la prothèse, fracture osseuse, fracture du ciment, ou fracture d'une prothèse. Plus précisément, ces complications peuvent résulter de l'endommagement de l'implant, du ciment et de l'os ou du décollement interfacial dû à la fatigue ou au fluage. Le descellement de la prothèse et la rupture du ciment peuvent conduire à une usure accrue et une génération de débris du ciment osseux. Les particules et les débris inférieurs à 5  $\mu$  m sont phagocytés par les macrophages, qui deviennent actifs et provoquent directement ou indirectement, le remodelage osseux.

## **4.6 Ciments pour reconstruction osseuse**

Les ciments forment une famille de biomatériaux caractérisée par leur formulation galénique; ils constituent une alternative à l'obtention de céramiques à haute température. Comme il a été précisé précédemment, le ciment est défini comme une « matière solide qui, mélangée avec un liquide, pour donner naissance à une pâte durcissant à l'air ou dans l'eau » [60]. Ainsi on peut considérer qu'un ciment est composé d'une phase solide pulvérulente et d'une phase liquide qui, mélangées dans les bonnes proportions, font prise et durcissent.

Il est à noter que, parmi les ciments utilisés actuellement en chirurgie orthopédique ou dentaire, on peut différencier les ciments hydrauliques minéraux des ciments polymères (ou ciments composites lorsque ces derniers contiennent une charge minérale). Les ciments pour reconstruction osseuse sont des ciments spéciaux, caractérisés par une porosité élevée permettant un transport des cellules ostéogéniques ainsi que par la présence d'un taux élevé de calcium. Seuls les ciments polymères et ciments composites seront décrits dans la suite de ce travail.

## **4.7 Utilisation du ciment et techniques d'injection et de pose**

### **a) Utilisation du ciment**

En chirurgie dentaire, les ciments sont surtout utilisés pour combler un défaut osseux aux maxillaires ou à la mandibule. En général, l'objectif de ces greffes est d'augmenter ou de maintenir le volume osseux afin de pouvoir, par la suite, implanter une prothèse dentaire [35].

En chirurgie orthopédique, les ciments sont utilisés pour combler des défauts osseux, mais aussi pour fixer certaines prothèses : le premier remplacement prothétique cimenté a été décrit par Gluck en 1890 [60]. Cependant, les interventions par voies ouvertes sont lourdes. Elles nécessitent l'hospitalisation et une période de convalescence du patient pendant des durées prolongées. C'est

pourquoi, lorsque cela est possible, des techniques chirurgicales nouvelles et moins invasives sont privilégiées.

## **b) Techniques chirurgicales**

Le substitut osseux est introduit dans le site à combler à l'aide d'une seringue, par une incision minime. Ces techniques permettent ainsi de diminuer le temps d'hospitalisation, la durée de la convalescence, le délai avant la reprise des activités du patient, la douleur et le risque de maladies infectieuses nosocomiales. De ce fait, pour la société, elles sont également très intéressantes d'un point de vue coût global.

Dans ce paragraphe, trois techniques chirurgicales qui se développent actuellement, ont été retenues pour ce qui suit : la vertébroplastie, la cyphoplastie et la technique de cathétérisme osseux. Ces techniques sont récentes puisqu'en traumatologie, la technique de vertébroplastie n'est utilisée que depuis une vingtaine d'années et la cyphoplastie n'est autorisée que depuis 2006 [41].

Les fractures, en particulier vertébrales, sont invalidantes et nombreuses : en France uniquement, on dénombre quarante à soixante-cinq mille fractures vertébrales par an [45]. Elles induisent une morbidité et une surmortalité, ainsi qu'un coût économique important [45]. Elles peuvent provenir d'un accident ou d'une pathologie telle que l'ostéoporose. Il est donc nécessaire de trouver un traitement approprié qui puisse soulager la douleur et rétablir la fonction de soutien de la colonne vertébrale.

La vertébroplastie correspond à l'injection d'un ciment dans la fracture vertébrale par voie percutanée. Elle est guidée et contrôlée continuellement par imagerie (radiographie, fluoroscopie ou tomodensitométrie). L'implantation du ciment a principalement deux conséquences : la vertèbre est consolidée par stabilisation mécanique, ce qui peut avoir un effet antalgique.

La cyphoplastie débute par la mise en place d'un ballonnet gonflable dans la fracture vertébrale. Ce ballonnet est ensuite gonflé, afin de restaurer la hauteur et la position de la vertèbre endommagée. Puis le ballon est retiré : il laisse derrière lui une cavité nette qui est remplie de ciment sous contrôle radiographique continu.

Comparativement à la vertébroplastie, cette technique présente deux avantages. En effet, elle limite les risques de fuites de ciments vers les parties molles ou le système veineux [66]. De plus, elle permet une meilleure restauration de la hauteur vertébrale, ce qui facilite le réalignement de la colonne [60]. Ceci peut diminuer le risque de fracture vertébrale adjacente à une vertèbre traitée ainsi que la cyphose, qui correspond à une exagération de la courbure dorsale.

Cependant, la cyphoplastie est une technique plus complexe et plus coûteuse que la vertébroplastie [50].

La technique de cathétérisme osseux est notamment utilisée dans le traitement des lésions ostéoporotiques ou métastatiques des articulations. Elle consiste en une approche indirecte : on introduit un cathéter dans l'os par un point d'accès unique, situé dans la région diaphysaire (corps de l'os). Après pénétration dans la moelle osseuse et forage et ceci jusqu'à la lésion à combler, le substitut osseux sera injecté au moyen d'une seringue dans le cathéter et jusqu'au remplissage de la cavité. Cette technique évite toute dissection des points d'ancrage des muscles, tendons, ligaments et nerfs, dissection qui serait nécessaire lors d'une intervention chirurgicale classique [49].

Par ailleurs, les ciments minéraux pourraient être utilisés pour prévenir des fractures lourdes à traiter: ils seraient injectés dans les zones fragiles (lésées ou décalcifiées), mises en évidence par radiographie [47].

#### 4.8 Avantages et inconvénients du ciment orthopédique

Le développement de ces techniques chirurgicales peu invasives nécessite l'élaboration de substituts osseux adaptés, c'est-à-dire injectables sous forme d'une pâte visqueuse durant l'intervention et capable de durcir *in-vivo* pour développer rapidement des propriétés mécaniques. Cette propriété est l'un des avantages majeurs des ciments vis-à-vis des céramiques traditionnelles.

À l'heure actuelle, les chirurgiens préfèrent utiliser les ciments acryliques ou composites pour ce type d'applications, en partie parce qu'ils en ont l'habitude et que de nombreuses études à court et à long termes ont été réalisées avec ces ciments qui présentent des propriétés rhéologiques (au moment de l'implantation) et mécaniques (une fois implanté) adaptées pour ces techniques [8]. Cependant, le débat de l'utilisation des ciments orthopédique, en particulier chez les patients jeunes, reste ouvert.

Il est intéressant d'aborder, ici, les avantages et les inconvénients de l'utilisation d'un ciment minéral vis-à-vis d'une céramique tout d'abord, puis vis-à-vis d'un ciment polymérique.

Le tableau 4.2 rassemble les principaux avantages et inconvénients des ciments orthopédiques. Les propriétés marquées d'un astérisque «\*» sont spécifiques à certains ciments ; les autres sont communes à tous les ciments minéraux.

Avantages	Inconvénients
<b>Biocompatibilité</b> et <b>bioactivité</b> excellentes Bonne <b>ostéoconduction</b>	<b>Propriétés mécaniques</b> faibles, notamment pour les chargements mécaniques précoces

<b>Facilité</b> à préparer le ciment	* Manque de <b>cohésion de la pâte</b> possible → désagrégation du ciment en présence de fluides biologiques (« wash out ») et une séparation des phases solide et liquide peut être observée au moment de l'injection (« filter pressing »)
* <b>Injectabilité</b> → possibilité de recourir à des techniques chirurgicales mini-invasives <b>Forme adaptable</b> → contact ciment-os optimum même dans des défauts à géométries complexes	Manque de <b>macroporosité</b> et de porosité interconnectée → limite la croissance osseuse
<b>Prise</b> in-situ et à température physiologique Le dégagement de chaleur lors de la réaction de prise se fait de manière lente et diminue les conséquences de l' <b>exothermicité</b>	* <b>Biodégradation</b> <i>in-vivo</i> plus lente que la croissance d'os néoformé
<b>Coût</b> faible	
<b>Association</b> possible d'antibiotiques, de facteurs de croissance, de protéines dans la formulation → libération des agents biologiques de manière locale	

Tableau 4.2 : Principaux avantages et inconvénients des ciments Orthopédiques [70].

L'utilisation d'un ciment polymère à base de poly méthyle méthacrylate (PMMA) permet de s'affranchir du manque de cohésion de la pâte au moment de l'injection et de contrôler parfaitement son injectabilité. Cependant, la réaction de prise de ce type de ciments (polymérisation du MMA) est généralement très exothermique et s'accompagne donc d'un échauffement local qui peut endommager les tissus environnants et dénaturer les éventuelles molécules thérapeutiques (antibiotiques,...) ou molécules biologiquement actives ajoutées à la formulation du ciment. Enfin, aucun de ces ciments n'est ni bioactif ni résorbable et s'il se dégrade, les monomères libérés ou encore ceux qui n'ont pas réagi (monomères résiduels) peuvent être toxiques pour l'organisme.

En d'autres termes, le candidat idéal serait un ciment qui allierait la biocompatibilité, la bioactivité et l'ostéoconduction d'un ciment minéral rapidement résorbable avec les propriétés rhéologiques et mécaniques d'un ciment polymère. Ce constat explique le développement de nombreux ciments composites.

#### 4.9 Perspectives et défis actuels dans la recherche sur les ciments

Il reste encore beaucoup à faire dans le domaine des ciments biomédicaux à base de poly méthyle méthacrylate, et ce malgré les progrès réalisés ces dernières années. De nouvelles perspectives de recherche se sont ouvertes [46]. En effet, certaines propriétés physiques, chimiques et biologiques des ciments sont encore peu étudiées mal comprises ou mal cernées.

Par ailleurs, l'écart entre les propriétés des ciments actuellement sur le marché et les attentes des chirurgiens et des radiologues est assez grand. Il est donc essentiel d'identifier les propriétés-clés répondant aux besoins cliniques, afin d'y apporter des solutions adéquates. Les études sur le sujet [46] indiquent qu'il serait nécessaire que:

- le ciment soit peu coûteux;
- le gâchage du ciment soit facile et reproductible et qu'il conduise à une pâte homogène et sans grumeaux;
- la pâte du ciment soit complètement injectable sans démixtion de phases et que sa cohésion soit suffisante pour qu'elle ne se désintègre pas au contact des fluides biologiques [51];
- la période pendant laquelle il est possible de modeler le ciment sans endommager sa microstructure soit suffisamment longue pour faciliter la pose du ciment *in-vivo*;
- le ciment se durci assez rapidement, et le temps de prise initial du ciment (mesuré par la méthode de l'aiguille de Gillmore) doit être compris entre 4 et 8 minutes [58].
- la force maximale du ciment soit atteinte dans un minimum de temps après implantation. Cette période devrait être de l'ordre de la durée de l'anesthésie, car le patient doit rapidement pouvoir bouger à nouveau [58] ;
- le ciment soit radio-opaque afin de visualiser son introduction dans le site osseux et de vérifier son évolution (résorption, dégradation,...) à plus ou moins long terme;
- l'implantation du ciment donne de bons résultats cliniques, tels que le remplacement rapide du substitut par de l'os néoformé ou une apposition osseuse rapide [72]. Cela nécessite de contrôler la taille et l'interconnexion de la porosité pour permettre la diffusion des nutriments et des cellules ainsi que la repousse du tissu osseux nouvellement formé [56] en phase avec la résorption progressive et à court terme de l'implant.

Parmi toutes ces propriétés, certaines en particulier nécessitent d'être améliorées et sont actuellement le fruit d'une recherche active. On peut notamment citer :

- une résorption plus rapide ; des études récentes ont montré que les ciments brushitiques peuvent avoir une résorption plus rapide que les ciments apatitiques. Cependant, la transformation *in-vivo* de la brushite en apatite, qui a été observée, peut ensuite limiter la résorption du ciment [57]. D'une façon générale, l'introduction de composés plus solubles que l'apatite ( $\text{CaCO}_3$ ,  $\text{CaSO}_4$ ,...) dans la formulation des ciments est une voie qui est explorée par différents groupes de recherche.



- le contrôle de la porosité qui favorise à la fois la résorption du ciment et la repousse du tissu osseux;
- l'addition de radio-opacifiants devrait permettre une meilleure visualisation lors de l'injection des ciments, particulièrement pour les techniques de vertébroplastie.
- le comportement rhéologique des ciments orthopédiques. Il y a encore assez peu d'études sur le sujet et la plupart des ciments minéraux ne sont pas injectables.

# Chapitre 5

## Etude de l'Influence du Renforcement du Ciment sur son Comportement

### **Introduction**

Le ciment osseux, à base de poly méthyle méthacrylate, a été largement utilisé en dentisterie et en chirurgie orthopédique [74]. La complication la plus fréquente chez les arthroplasties cimentées est le relâchement de prothèses cimentées en raison d'une défaillance mécanique du ciment acrylique [68]. Semblables à des matériaux fragiles, le ciment osseux peut supporter les contraintes de compression, par contre sa contrainte à la rupture en traction est l'un de ses défauts majeurs. Pour cette raison, il est clair que le ciment osseux a été impliqué comme l'un des facteurs qui provoquent un détachement aseptique.

L'ajout d'un matériau de renfort peut améliorer considérablement les propriétés physiques du ciment osseux en général. Dans un matériau composite, les propriétés mécaniques sont étroitement liées aux propriétés mécaniques de la matrice et du renfort (le type du renfort, la concentration, la taille et la forme du renfort), ainsi que d'autres facteurs tels que la force d'adhésion entre les phases, le type de dispersion et

le type d'agglomération [45]. Très peu d'études ont été consacrées à l'amélioration des propriétés mécaniques des ciments osseux en utilisant le renforcement, certaines études ont abouti à des résultats agréables, d'autres moins satisfaisantes, mais toutes ces études ont conclu que l'utilisation du ciment orthopédique renforcée par des particules infra micrométrique n'est qu'une question de temps.

Contrairement aux renforcements, le comportement du ciment orthopédique renforcé dans des conditions similaires à celle *in-vivo*, n'a pas été encore cité dans la littérature scientifique, à cet effet, dans le chapitre actuel, nous allons évoquer les critères de sélection des particules de renfort ainsi que les technique d'élaboration des renforcement, ensuite nous allons investiguer le comportement du ciment osseux renforcé par des particules infra micrométriques de nature bio-inerte, en analysant par la méthode des éléments fini l'influence des différentes activités pratiquer par le patient sur le comportement mécanique du matériau composite résultant de ce renforcement, nous allons ensuite comparer les résultats obtenue avec ceux des ciment orthopédique non renforcé.

## 5.1 Particules de renforcement

Il est intéressant d'analyser, séparément et de façon générale, les propriétés mécaniques et physiques des matériaux de renfort, seul quelques composés ont rempli les critères et peuvent assurer au mieux les fonctions du ciment osseux *in-vivo* en matière de transfert de charge, biocomptabilité ainsi que la biocompétence. Parmi les matériaux qui ont surpassé les différents tests de sélection, il existe trois de nature céramique qui sont les mieux scorés pour être utilisés comme charge de renforcement, ce sont l'oxyde de titane  $\text{TiO}_2$ , l'alumine et finalement l'oxyde de zirconne  $\text{ZrO}_2$

## 5.2 Choix des particules de renforcement

Le choix des particules définitif du matériau de renfort ne peut se faire qu'après un certain nombre de tests rigoureux. Ce choix porte sur les matériaux remplissant un certain nombre de critères: assurer la jonction entre l'implant et l'os, faciliter le transfert de charges et de contraintes, présentant des propriétés de biocomptabilité, biocompétence, et de bioinertie. Parmi les matériaux testés, seuls trois de la famille céramique, l'oxyde de titane  $\text{TiO}_2$ , l'alumine  $\text{Al}_2\text{O}_3$  et la zirconne  $\text{ZrO}_2$  ont satisfait ces critères.

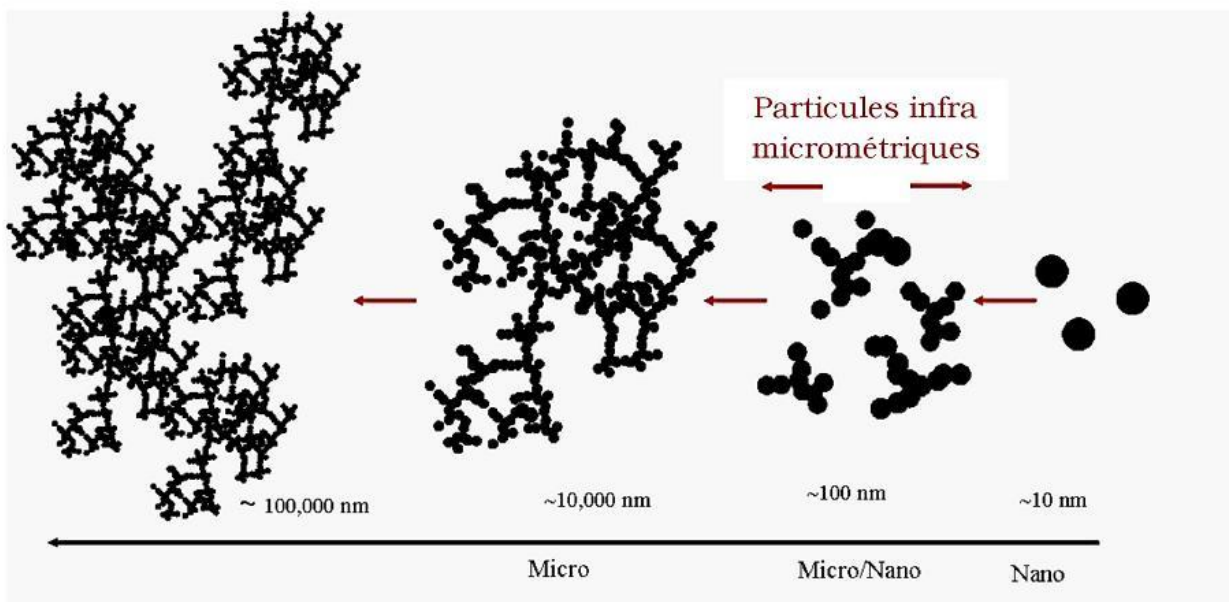


Fig. 5.1 Projection dimensionnel des particules de renforcement. [80]

### 5.2.1 Oxyde de titane

L'oxyde de titane et plus précisément le dioxyde de titane " $\text{TiO}_2$ ", est un composé bon marché à large spectre d'applications et ce grâce à ses propriétés physico-chimiques variées (tableau 5.1), conditionnées par différentes techniques de préparation. Le  $\text{TiO}_2$ , de taille de cristallite élevée, micrométrique, est utilisé pour des applications pigmentaires (blanc) dans les peintures, dans l'industrie alimentaire ainsi

que dans l'industrie cosmétique comme absorbeur et comme écran optique anti-UV. Le  $\text{TiO}_2$  présentant des tailles de cristallites nanométriques est appliqué notamment en photo-catalyse (production d'hydrogène, pour la dégradation de polluants organiques et minéraux, pour la fabrication de verres autonettoyants) et dans la fabrication de cellules solaires à colorant. Le  $\text{TiO}_2$  est aussi très utilisé comme support de catalyseur. Beaucoup de travaux de recherche ont montré que ce dioxyde peut être utilisé comme charge de renfort pour les matrices métalliques ou plastiques, dans ce qui suit nous nous intéressons particulièrement aux renforts du PMMA par cet oxyde.

<b>Caractéristiques mécaniques</b>	
Dureté - Vickers ( kgf mm <sup>-2</sup> )	980
Module de traction ( GPa )	250-300
Résistance à la compression ( MPa )	800-1000
<b>Caractéristiques physiques</b>	
Densité ( g cm <sup>-3</sup> )	4,05
Porosité apparente ( % )	0
<b>Caractéristiques thermiques</b>	
Coefficient d'expansion thermique à 20-1000C ( x10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup> )	8-10
Conductivité thermique à 20C ( W m <sup>-1</sup> K <sup>-1</sup> )	2,5-5,0
Point de fusion ( C )	1850
Coefficient d'expansion thermique à 20-1000C ( x10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup> )	8-10
<b>Caractéristiques électriques</b>	
Constante diélectrique	80-100
Résistivité volumique à 25C ( Ohmcm )	10 <sup>13</sup> -10 <sup>18</sup>
Constante diélectrique	80-100
<b>Résistances chimiques</b>	
Acides – concentrés	Passable
Acides – dilués	Bonne
Alcalins	Mauvaise
Métaux	Mauvaise

**Tableau 5.1 :** Représentation des propriétés essentielles du dioxyde de titane.

### 5.2.2 Zircones

Couramment appelée zircon, le dioxyde de zirconium est un composé inorganique du zirconium de formule  $ZrO_2$ . Ce matériau est une céramique technique d'aspect opaque il est appelé aussi CZ (Cubic Zirconia) lorsque transparent, il est utilisé pour imiter le diamant. Sous sa forme tétragonale, l'oxyde de zirconium est un matériau à vocation mécanique, cette évolution cristallographique lui confère une dureté très élevée qui avoisine les 1200 Hv ainsi qu'une bonne résistance aux sollicitations mécaniques ou la limite plastique est à 700 MPa en traction et à 2000 MPa en compression. La dureté caractéristique de la zircon fait de lui une céramique fragile, et d'où l'élaboration des particules est un de  $ZrO_2$  s'effectue facilement, la plus part du temps avec choc mécanique soit avec percussion.

### 5.2.3 Alumine

Alumine ( $Al_2O_3$ ) ou l'oxyde d'aluminium ou encore l'alumine, est le seul oxyde formé par l'aluminium métallique et se trouve dans la nature sous la forme des minéraux *corindons* ( $Al_2O_3$ ); *diaspore* ( $Al_2O_3 \cdot H_2O$ ); *gibbsite* ( $Al_2O_3 \cdot 3H_2O$ ); et le plus souvent sous la forme de *bauxite*, qui est une forme impure de la gibbsite.

L'oxyde d'aluminium présente beaucoup d'avantages vu ces propriétés thermiques, chimiques et physiques (tableau 5.2), et ce en comparaison avec plusieurs matériaux céramiques, il est largement utilisé pour les briques réfractaires, abrasifs et circuits intégrés. Industriellement, plus d'environ 45 millions de tonnes de  $Al_2O_3$  sont produites dans le monde, qui sont principalement fabriqués par le procédé Bayer en utilisant la bauxite, et environ 40 millions de tonnes sont consommées pour le raffinage aluminium) En outre environ 5 millions de tonnes de  $Al_2O_3$  sont produits comme qualité chimique et utilisés à des fins diverses.

En outre environ 1,5 millions de tonnes  $Al_2O_3$  est utilisé comme poudre brute dans le monde. D'autres  $Al_2O_3$  sont utilisés comme pour la poudre brute de l'hydroxyde d'aluminium, le sulfate d'aluminium et le chlorure de polyaluminium. La quantité de poudre  $Al_2O_3$  utilisé au Japon est d'environ 350 000 tonnes, ce qui représente environ 20% de la quantité totale produite dans le monde. En fonction de l'utilisation de l' $Al_2O_3$  dans différentes applications, l' $Al_2O_3$  est classée en différentes qualités et pour produire la poudre d' $Al_2O_3$  avec la qualité nécessaire pour être utilisé comme matériau céramique, divers procédés de fabrication en dehors de la méthode Bayer ont été développée [12].

Pureté [Unités de Mesure]	94%	96%	99,50%
<b>Mécanique</b>			
Densité g/cc	3.69	3.72	3.89

Porosité %	0	0	0
Couleur	white	white	ivory
Résistance à la Flexion MPa	330	345	379
Module de Young GPa	300	300	375
Module de Cisaillement GPa	124	124	152
Coefficient de Poisson	0.21	0.21	0.22
Résistance à la Compression MPa	2100	2100	2600
Dureté Kgf•mm <sup>-2</sup>	1175	1100	1440
Fracture Toughness K <sub>IC</sub> MPa•m <sup>1/2</sup>	3.5	3.5	4
Température Maximale d'Utilisation °C	1700	1700	1750
<b>Thermique</b>			
Conductivité Thermique W/m•°K	18	25	35
Coefficient d'Expansion Thermique 10 <sup>-6</sup> /°C	8.1	8.2	8.4
Chaleur Spécifique J/Kg•°K	880	880	880
<b>Electrique</b>			
Puissance Diélectrique ac-kv/mm	16.7	14.6	16.9
Constant Diélectrique à 1 MHz	9.1	9.0	9.8
Facteur de Dissipation à 1 kHz	0.0007	0.0011	0.0002
Résistivité Volume ohm•cm	>10 <sup>14</sup>	>10 <sup>14</sup>	>10 <sup>14</sup>

**Tableau 5.2 :** Représentation des propriétés essentielles de l'alumine.

### 5.3 Faisabilité du renforcement du ciment orthopédique

Étant le composant le plus fragile dans la prothèse totale de hanche, le ciment orthopédique a été l'objet de quelque dizaine de travaux de recherche mais vu son importance et la qualité des résultats obtenus, beaucoup de nouveau travaux sont attendu afin de perfectionner sa biocompétance. Les dioxydes cités précédemment sont des céramiques dont les propriétés mécaniques sont assez importantes pour être un renfort où une charge pour la matrice de PMMA. Le ciment orthopédique quant à lui montre une tolérance envers le chargement par des particules de différente tailles,

formes et nature tant que la réaction chimique de la polymérisation ne soit pas perturbée ainsi que les particules du chargement ne soient pas affectés par les composants du ciment orthopédique et ce soit à court, ou à long terme, pour notre cas, les d'oxydes allégué sont des matériaux connus par leurs comportement envers les réactions chimiques, ils sont tellement inerte qu'ils sont utilisés pour le transport des acides ainsi que les bases (voire chapitre 5). L'ensemble « particules de dioxydes - matrice de PMMA » servira à constituer un matériau composite dont les propriétés mécanique dépendent fortement du pourcentage des constituants ainsi que la méthode d'élaboration.

#### **5.4 Elaboration du matériau composite**

L'élaboration du matériau composite nécessite une grande connaissance sur les matériaux constituant, dans ce titre nous allons évoquer les techniques principales (standards) dont dépend le renforcement des matrices du poly méthyle méthacrylate.

Les spécimens destinés aux essais mécaniques que ce soient destructifs ou non, obéissent à une réglementation stricte et ceux pour la fiabilité des résultats, afin d'élaborer ces échantillons, il est impératif de suivre quatre étapes essentielles:

##### **a) Préparer les moules**

Les spécimens du ciment orthopédique renforcé sont généralement injecté dans des moules normalisés, les moules à leur tours sont préparés par usinage mécanique ou des machines d'usinage CNC de façons à respecter la rugosité des surfaces et éviter le maximum possible l'apparition des fissures non souhaité.

##### **b) Technique d'homogénéisation**

Pour établir une homogénéisation adéquate souvent on utilise des instruments dédié à cette fin, et comme indiqué sur l'image, une préhomogénéisation est un plus pour l'expérience, cette étape permis la bon distribution des particules de renfort dans la matrice et l'uniformité du produit finale, on parle d'un volume élémentaire représentatif moins important.

##### **c) Technique de malaxage**

Le malaxage du ciment orthopédique s'effectue généralement dans une chambre à vide ou la pression est très faible par rapport à la pression atmosphérique, cette déférence de pression donne aux bulls d'aire un volume beaucoup plus grand ce qui conduit au dégagement de ces derniers par effet de poussée d'Archimède. Dans le cas où cette technique n'est pas utilisée il en résulte un nombre très important de cavités à l'intérieur du ciment et qui conduit par la suite à l'affectation des qualités du ciment résultant.



## a) Technique de moulage

Le moulage du PMMA s'effectue généralement aussi au niveau des services chirurgicaux par injection à l'aide d'une seringue ou d'un pistolet spécialement conçus à cette fin, ceci réduit la probabilité de création de microcavité et diminue considérablement le temps du moulage ce qui affecte positivement les qualités mécaniques du ciment moulé par injection.

Le processus d'élaboration est illustré à la figure 1 sauf que dans cette technique, la préhomogénéisation s'effectue dans le liquide de malaxage qui est fourni par le constructeur avec le ciment orthopédique sous sa forme de poudre.

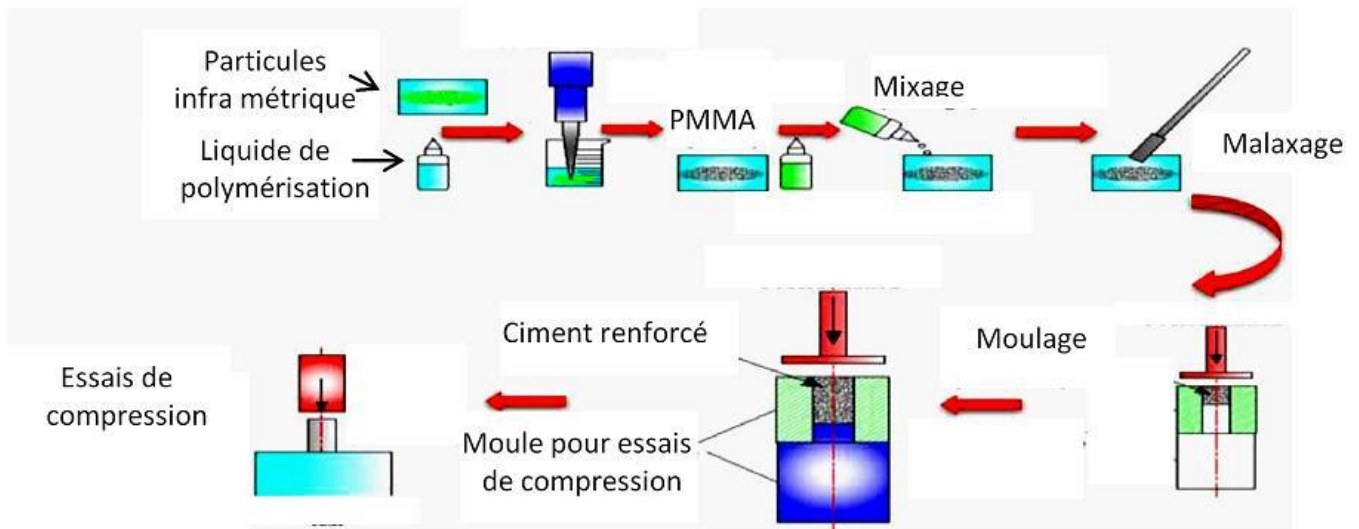


Figure 5.2 : Un processus d'élaboration des spécimens. [80]

## 5.5 Résultats des expériences de renforcement

L'utilisation des polymères chargés de particules est en croissance exponentielle, en effet, le progrès technologique dans l'outil numérique, l'interprétation des phénomènes physiques et surtout l'observation nanoscopique ont contribué au remplacement de presque tous les matériaux classiques par ce nouveau matériau et ce dans tous les domaines.

La demande des produits de renfort est en croissance significative, ce dernier a été utilisé pour réduire le coût du polymère dans les premiers jours et on les appelle : polymères chargés, tandis que le bénéfice de cette addition a été reconnu récemment et, de nos jours, les particules de renfort sont ajoutées automatiquement afin d'obtenir de meilleures propriétés physico-chimiques telles que la rigidité, la limite d'élasticité mais affectent négativement les propriétés d'adhérence, diminuent le rétrécissement et améliorent la ténacité des composites [2]. Généralement, les charges sont ajoutées au polymère pour obtenir une des propriétés

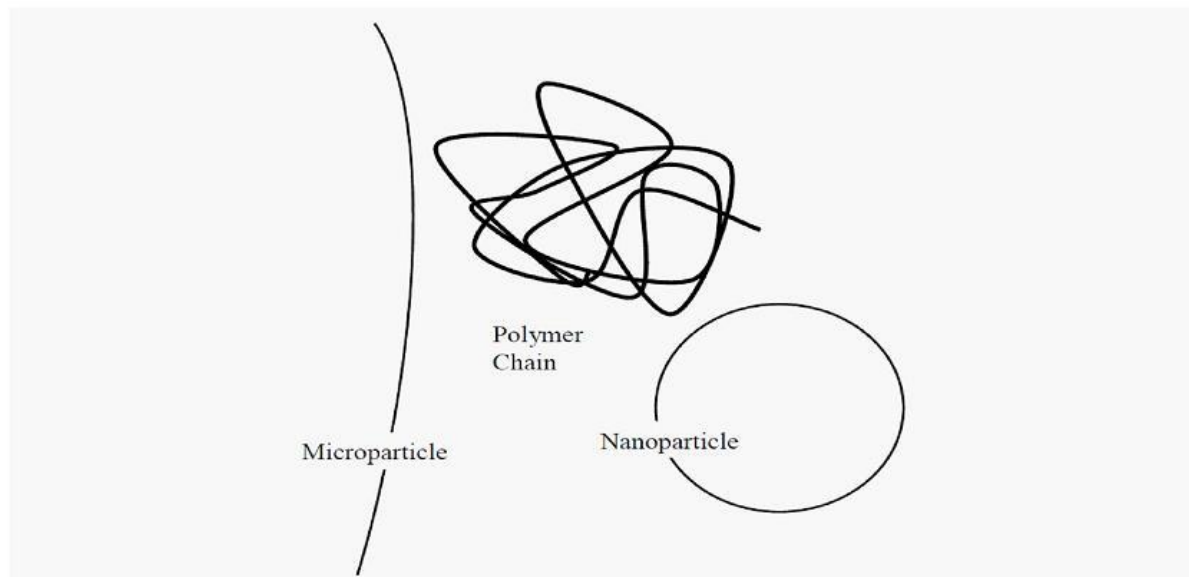
que ne possèdent pas la matrice. Les propriétés des composites polymères hétérogènes sont déterminées par trois facteurs: les propriétés des composants, la composition et les interactions interfaciales [73].

Le renforcement du PMMA par des particules à base de matériaux classique permet d'apporter des avantages supplémentaires comme l'augmentation de la température et l'expansion thermique, la conductivité électrique et résistance à la rayure. Néanmoins, l'effet des propriétés des composants et de la zone interfaciale sont primordiaux.

Le module d'élasticité des matériaux élaborés est généralement déterminé par les propriétés de ses constituants : matrice, la nature des particules, le taux des particules et le rapport d'aspect. Dans le cas de charge sphérique, la rigidité composite dépend uniquement des propriétés de ses constituants et le chargement. D'un module composite a fait l'objet de plusieurs études et un certain nombre de modèles ont été dérivés, la prédiction de la variation du module composite avec une précision variable.

Dans beaucoup d'étude, la matrice est considérée comme un milieu continu homogène, isotrope, et le module d'élasticité du composite est indépendant de la taille de la charge. Bien que ces théories donnent une bonne corrélation avec les résultats expérimentaux pour microcomposites, il a été démontré par plusieurs auteurs [13 - 15] qu'il existait une certaine dépendance du module d'élasticité du composite et de la taille des particules.

Avec la diminution de la taille des particules, une augmentation du module a été observée en comparaison avec le module composite rempli avec des particules plus grandes. Aucun des explications des chercheurs n'a été en mesure d'interpréter les tendances observées. Cependant l'ensemble des chercheurs ont été en accord sur le fait que dans les microcomposites, une interphase est formée et que la bonne adhérence entre la matrice et les particules, détermine significativement les propriétés mécaniques des composites, notamment ceux dont la matrice est à base de polymère [22]. La figure 5.3 présente un schéma simplifié d'échelles de longueur rencontré dans au niveau des composites.



**Figure 5.3 :** La représentation des micros et nanoparticules ainsi que les chaînes de polymère du ciment osseux.

## 5.6 Renforcements réalisés du PMMA :

Le ciment osseux occupe une place particulière dans la hiérarchie des biomatériaux synthétiques, comme il est le seul matériau actuellement utilisé pour l'ancrage d'une prothèse à l'os contigus dans une arthroplastie cimentée. Cependant, ce ciment n'est pas sans inconvénients. Le principal inconvénient est le rôle postulé dans le descellement aseptique et donc, la vie clinique limitée de l'arthroplastie. À son tour, ce rôle est directement lié aux propriétés mécaniques du ciment, en particulier la résistance à la rupture du ciment dans l'enveloppe à l'interface ciment-prothèse ou de l'interface ciment-os.

Compte tenu de cela, des efforts importants ont été réalisés ces dernières années pour améliorer les propriétés mécaniques des ciments osseux. Ces études expérimentales visant à renforcer les ciments osseux peuvent être divisés en deux grandes catégories: 1) la conception de l'os expérimental pour ciments, par le développement de nouveaux agents radio-opaques qui sont plus compatibles avec la matrice de ciment organique et le tissu biologique environnant, et 2) renforcement du ciment en incorporant des charges différentes à titre d'agents de renforcement.

Et de ce qu'il a été fait on trouve l'essai de produire des ciments osseux radiopaque en incorporant les radiopacifiants solubles dans l'eau de non-ionique en iode à base, iohexol (IHX) et iodixanol (IDX).

Les propriétés mécaniques des ciments osseux contenant différentes charges de l'IDX IHX et avec des tailles de particules différentes sont comme suit : Pour une taille de 15-16 pm de IHX et IDX, ils ont réussi à obtenir une résistance à la traction significativement plus élevée et déformation à la rupture à 8% en poids de chargement des radiopacifiants par rapport au ciment commercial de référence

(contenant 8% en poids de  $ZrO_2$ ). Cependant, le module des deux ciments de Young était significativement inférieur à celui de référence, probablement en raison de l'incompatibilité des radiopacifiants avec la matrice de ciment ainsi que de la plus grande taille des radiopacifiants.

Étant soluble dans l'eau, les particules radio-opacifiant se dissolvent dans le fluide corporel lorsque échappant du ciment pendant le port qui a été émise l'hypothèse de minimiser les dommages causés aux tissus environnants [27].

D'autres études ont opté pour l'incorporation de composés organiques de bismuth, à savoir du bismuth de triphényle (TPB), à titre d'agent radio-opacifiant pour ciment osseux acrylique. Le triphényle bismuth est un composé organométallique contenant l'atome de métal lourd, le bismuth. TPB est soluble dans le monomère de MMA, par conséquent, ce qui permet une répartition homogène dans le polymère formant des ciments radiopaque. Ces ciments sont révélés présentent des propriétés mécaniques supérieures telles que la souche de traction et le module de Young en comparaison avec le ciment commercial contenant  $BaSO_4$  comme radio-opacifiant. Une concentration optimale de TPB a été atteinte à 10% en poids, au-delà de laquelle ces deux propriétés mécaniques du ciment renforcé commencent à chuter. Cependant, la ténacité et le module de flexion, ainsi que la réponse cellulaire n'a pas été effectuée dans cette étude. De même pour l'utilisation d'un autre composé organo-bismuth à savoir, le salicylate de bismuth (BS) en tant que radio-opacifiant dans une matrice de ciment acrylique.

Le BS est soluble dans le MAM monomère qui conduit à la répartition homogène des radiopacifiants dans la matrice acrylique. Une condition optimale a été atteinte à 10% en poids de chargement de BS qui a permis le ciment présentent exothermes significativement plus faibles et plus les temps de réglage que le ciment de contrôle contenant 10% en poids  $BaSO_4$ . Cependant, cette fraction du poids de chargement ne permettait pas au ciment d'améliorée considérablement la résistance à la compression et à la traction par rapport au ciment de contrôle. Dans le but de développer des agents radio-opacifiant qui sont plus compatibles avec la matrice organique, une autre approche importante consiste à développer des monomères ou un copolymère radiopaque portant des atomes d'halogène liés de manière covalente, à savoir le brome ou l'iode, qui peuvent être copolymérisés avec des monomères acryliques qui produisent des ciments opaques aux rayons homogènes [30].

La préparation et des perles de polymères à base de copolymères de monomères contenant de l'acide méthacrylique triiodobenzoate de groupe, et leurs utiliser comme phase solide pour formuler des systèmes coldcuring ayant de bonnes propriétés mécaniques. D'autres ciments préparés à partir de perles de polymères radio-opaques sont basés sur un copolymère équimolaire de MMA et d'acide 2- [4-iodobenzoyl] -oxo-éthyl-méthacrylate (4-IEMA). Ces ciments présentent des

propriétés mécaniques intrinsèques dans des essais de compression supérieures à celles ciments contenant des BaSO<sub>4</sub>.

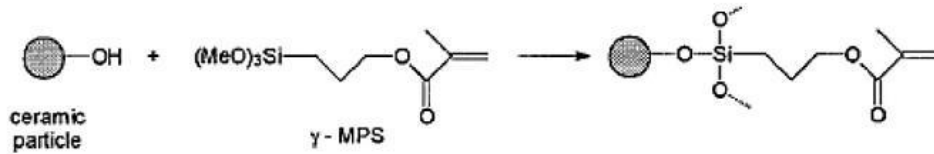
Les résultats de l'évaluation biologique *in-vitro* de ce nouveau ciment radio-opaque ne diffèrent pas de celles du PMMA translucide ou ciments contenant du BaSO<sub>4</sub>, et les expériences *in vivo* ont montré aucune inflammation ou réaction d'un corps étranger près de l'os contenant du ciment iodée. D'autres études sur les propriétés mécaniques, thermiques et physiques du ciment, 4-IEMA contenant conduit à la conclusion que cette formulation était une alternative viable à la formulation actuelle pour une utilisation dans les arthroplasties cimentées.

D'autre études ont basé sur l'incorporation d'un contenant de l'iode méthacrylate dans la phase liquide du ciment osseux acrylique. Ainsi, les ciments préparés avec 5,0 à 7,5% en poids de 2,5-diiodo-8-quinolyne méthyle (IHQM) par rapport à la phase liquide ont montrés une radio-opacité suffisante, un dégagement de chaleur réduit et fournit une augmentation statistiquement significative de la force de traction, et du KIC et la ductilité par rapport ciment contenant la BaSO<sub>4</sub>. Cependant, la résistance à la propagation des fissures de fatigue de ces ciments est restée similaire à celle de l'une radiotransparent [28], et la biocompatibilité du ciments acrylique radiopaque contenant du iode est suffisamment bonne, montrant ni réponse allergénique, ni les macrophages inflammatoires chroniques dans la zone des tiges implantées dans les rats cobaye. Suivant cette approche, d'autre ciment ont été formulé avec différentes quantités (5-20 % v / v) de 4-iodophényl méthacrylate (IPMA) dans la phase liquide et l'addition de 15% v / v IPMA est suffisante pour parvenir à une radio-opacité semblable à celle d'un ciment contenant du BaSO<sub>4</sub>, cela équivaut 10% en poids. Ces ciments contenant de l'iode ont montré résistance amélioré à la compression et à la traction, module d'élasticité et déformation à la rupture par rapport aux ciments osseux radiopaque classique.

D'autres monomères contenant de l'iode, ont été employées dans la préparation des ciments osseux acryliques radio-opaques sont le méthacrylate de 2- [triiodobenzoyl] éthyl méthacrylate (TIBMA) et le diiodosalicylic (DISMA). L'évaluation mécanique des ciments obtenus ont montré une augmentation de la résistance à la compression et le module d'élasticité par rapport aux ciments contenant des BaSO<sub>4</sub>. Le ciment préparé avec 5% en poids DISMA a montré la valeur la plus élevée pour la résistance à la compression dans des échantillons secs, bien que, pour des échantillons humides, un comportement inverse est observé, probablement à cause de l'absorption élevée d'eau de ce ciment portant des groupes carboxyliques.

Comme indiqué plus haut, une des raisons de l'effet nuisible de l'agent radio-opacifiant sur les propriétés mécaniques et biologiques est l'absence d'adhérence entre les particules et la matrice polymérique. Une solution pour améliorer l'adhérence interfaciale consiste à établir une liaison chimique covalente entre les deux matériaux

à l'aide d'un agent de couplage silane. Cet agent doit être capable à réagir avec la surface d'oxyde des particules inorganiques et de copolymériser avec des monomères organiques. Cette approche a été utilisée dans le renforcement de poly (méthacrylate d'éthyle) à base de ciments avec (triméthoxysilyl) propyl méthacrylate ( $\gamma$ -MPS) a traité des particules HA, donnant des ciments avec un module de traction amélioré [29].



**Figure 5.4 :** Formation d'une liaison covalente afin de créer une adhérence avec une nanoparticule.

D'autre part, il existe un intérêt soutenu pour améliorer les propriétés mécaniques des ciments osseux en incorporant des matériaux de remplissage ou des additifs agissant comme des agents de renforcement du ciment. L'une des méthodes permettant d'améliorer la performance du ciment osseux comprend la dispersion du polyéthylène à très haute densité moléculaire (UHMWPE) sous forme de fibres dans la matrice de ciment osseux. UHMWPE est très inerte, a une excellente résistance chimique, une faible absorption d'humidité, avec une grande ténacité et une bonne résistance à l'abrasion [27].

La possibilité d'utiliser des fibres de UHMWPE comme charges de renforcement pour le PMMA précisément pour les ciments osseux a été expérimenté en mélangeant des fibres avec de la poudre du PMMA à 1,4 et 7% en poids, ces fibres sont mis à réagir avec un monomère pour produire le composite à base de ciment osseux. La mécanique de la rupture élastique a indiqué une importante amélioration de la résistance à la fatigue une fois le PMMA est renforcé par un faible niveau de teneur en fibres (1%) hors le KIC demeure stable avec l'augmentation de la teneur en fibres. Cependant, la RF et MF n'a pas été amélioré, à cause du mauvais malaxage, la présence de vides, ou une mauvaise adhérence interfaciale.

L'incorporation des fibres de UHMWPE a également été utilisé afin de contribuer dans l'améliorer des propriétés mécaniques du ciment résultant, mais ces études récentes ont démontré qu'une mauvaise compatibilité entre les fibres de polyéthylène et PMMA conduit à un mélange inadéquat et la faiblesse inhérente des liaisons interfaciales conduit à la formation de plusieurs vides dans la matrice. Afin d'améliorer l'interaction interfaciale de l'UHMWPE à l'intérieur de la matrice, la surface du UHMWPE a été modifiée par un traitement au plasma avec des gaz tels que le dioxyde de carbone, l'azote et l'argon, cette méthode a amélioré la mouillabilité des fibres par l'addition de groupes polaires.

Toutefois, la topographie de la surface n'a pas été modifiée [27], ainsi, de tels composites sont également limités par une adhérence inadéquate à la matrice. Des fibres de UHMWPE-MMA greffés ont été obtenus en utilisant des fibres de UHMWPE de la surface traitée avec un plasma d'argon, stocké dans une chambre contenant une solution de méthacrylate et irradié avec de la lumière UV.[6] Le ciment osseux est formé par la suite en faisant varier la teneur en fibres greffées UHMWPE, allant de 0 à 6% en poids.

La résistance à la traction du ciment contenant des fibres greffées MMA a augmenté avec 4% en poids des fibres, tandis que le module de traction n'a pas été affecté de manière significative avec l'incorporation des fibres. L'étude de l'effet de l'addition des fibres de carbone dans des matrices de ciment osseux suivant une fraction à faible volume (1-2%) a montré une amélioration de la résistance à la compression, de cisaillement et à la traction ayant un module d'Young supérieur au ciment conventionnel. La résistance à la traction finale a été améliorée de 24 à 38 MPa et le module a augmenté de 2,8 à 5,5 GPa à 2% en volume de fibres de carbone. L'addition de fibres de carbone a également contribué à abaisser les températures de polymérisation maximales des ciments lors de la réaction exothermique.

En outre, il a été démontré que le PMMA renforcé par des fibres de carbone donne une résistance à la propagation des fissures supérieure par rapport aux ciments classiques au même facteur d'intensité de contrainte [34]. Cependant, les caractéristiques de manipulation ont été de mauvaise qualité et il a été suggéré que de meilleurs ciments pourraient être obtenus avec de la fibre de carbone en utilisant des méthodes de mélange adéquates.

L'utilisation du Kevlar avec une fibre d'aramide, en tant que charge de renfort pour les ciments acryliques conduit à une augmentation de la résistance à la traction a été rapportée entre 31 et 40 MPa à 7% en poids de fibres d'aramide avec une augmentation importante de la rigidité. Les fibres aramides ont été utilisées pour conférer de meilleures propriétés que les fibres de carbone, en ce qui concerne la dissipation de l'énergie de rupture. La force de ces composites était cependant beaucoup plus faible que les composites contenant une teneur similaire de fibres de carbone.

L'incorporation de fibres métalliques est une autre approche pour renforcer les ciments osseux acryliques. L'incorporation de deux alliages métalliques, acier inoxydable et vitallium sous la forme de fils en ciments osseux afin d'augmenter la résistance à la traction. La résistance à la traction moyenne a été améliorée de 27,5 à 50,5 MPa pour le ciment renforcé par le vitallium. La fibre courte de titane traitée à une température de 800 °C a aussi été introduite dans le ciment osseux contenant BaSO<sub>4</sub>. En raison du traitement thermique, les particules de dioxyde de titane rutil ont été formées sur la surface de la fibre de titane. Ils ont obtenu une augmentation

de K<sub>IC</sub> en utilisant 14% fibrée Ti et 14% BaSO<sub>4</sub> qui est environ 30% plus élevé que celui du ciment osseux contenant BaSO<sub>4</sub> pure. Cependant, leur effet sur la rhéologie et le réglage du temps n'a pas été rapportée.

Dans un autre travail, l'incorporation de courtes fibres d'acier inoxydable 316L dans la matrice de ciment acrylique a contribué à faire élever le K<sub>IC</sub> d'environ 30-50 MPa.m<sup>1/2</sup>. L'acier inox présente une grande capacité d'absorption d'énergie. Par conséquent, les ciments renforcés avec des fibres d'acier inoxydable ont donné des améliorations K<sub>IC</sub> d'environ 2,6 fois par rapport aux ciments osseux ayant 10% BaSO<sub>4</sub> comme radio-opacifiant. Une augmentation de la fraction volumique des fibres d'acier a entraîné une augmentation significative de la résistance à la fissuration. Cependant, des fractions volumiques plus élevés de fibres d'acier 316L affecte le ciment renforcé.

Dans une tentative pour améliorer l'adhérence interfaciale entre les fibres d'acier et de la matrice du ciment acrylique, des agents de couplage de silane sur la surface des fibres d'acier ont été incorporés dans un autre travail. Il a été montré que le revêtement organo-silane a augmenté de manière significative la résistance au cisaillement de l'interface 316L- ciment acrylique, qui a entraîné une amélioration significative des propriétés mécaniques en traction du ciment osseux. Le K<sub>IC</sub> des échantillons renforcés par des fibres en acier inoxydable 316L a été faiblement améliorée en raison du revêtement de silane.

Cependant, les liaisons entre les atomes de silicium du silane et les atomes d'oxygène des surfaces métalliques oxydées sont sensibles à la fragilisation par l'intrusion d'eau observée par une diminution des propriétés mécaniques provoquées par le protocole de vieillissement. Une autre contribution récente a rapporté l'incorporation de zircone (ZrO<sub>2</sub>) des fibres dans le ciment osseux. Afin de réduire le risque de débris d'usure qui sortent du ciment résultant de l'abrasion, à chaque fibre individuelle est encapsulé dans des billes de PMMA. Avec l'incorporation de 5% en volume de fibres de ZrO<sub>2</sub> enrobées ou non enrobées ayant un diamètre de 30µm. Le K<sub>IC</sub> des ciments résultant a été améliorée de 41% par rapport au ciment témoin contenant 6% en poids de BaSO<sub>4</sub>.

Bien qu'une bonne quantité de recherches se sont concentrées sur le renforcement du ciment osseux par fibres, aucun de ces ciments expérimentaux sont encore en usage clinique. La plupart des ciments renforcés par les fibres sont affectés négativement par la mauvaise adhérence interfaciale entre la matrice et les fibres qui peuvent causer des vides en raison de mauvais mélange. Un autre problème avec l'incorporation de fibres qui est l'effet néfaste sur les caractéristiques d'écoulement, avec des propriétés d'intrusion étant gravement affecté. Bien que les ciments renforcés par des fibres aient tendance à présenter des propriétés mécaniques améliorées, ils montrent aussi une augmentation du module d'élasticité. La raideur du



ciment renforcé par les fibres provoque une augmentation considérable du module d'élasticité provoque une distribution indésirable lors du transfert des charges mécanique de la prothèse à l'os.

Afin d'obtenir une adhérence accrue et donc de meilleures propriétés mécaniques, des composites renforcés par des inclusions de fibres des mêmes matériaux que la matrice a été développée. En effet une matrice de PMMA a été renforcée par des fibres orientées du même PMMA et est considéré comme un modèle potentiel pour l'application.

Le traitement thermomécanique du PMMA a conduit à une augmentation de sa résistance à environ 220 MPa, avec l'incorporation de fibres de PMMA ayant un diamètre de 120  $\mu\text{m}$ , la résistance à la traction et le module de Young sont améliorés par 87 et 93%, respectivement, par rapport aux ciments osseux classiques. Cette même amélioration devient 132% et 112% quand le diamètre de la fibre PMMA avoisine les 40  $\mu\text{m}$ . Par conséquent, l'adhérence interfaciale entre la matrice et les fibres en PMMA est sans aucun doute supérieure à celle des matériaux différents utilisés dans le renforcement de la matrice.

L'incorporation du matériau de renfort en forme de particule dans une matrice en ciment a été utilisée pour l'amélioration du comportement biomécanique du ciment osseux. Ces composites avec des charges particulières sont censés avoir une efficacité de renforcement inférieure et permettre de plus grandes quantités de charge à être transférer dans le PMMA par rapport aux renforcements par fibres. Il a été rapporté l'utilisation des particules d'os spongieux naturel provenant de tibia bovins pour renforcer les ciments osseux.

La rigidité a augmenté avec la teneur en particules d'os à environ 40% en volume. Evaluation *in-vivo* de ciment osseux renforcé avec des particules organiques tels que des charges d'os, a montré une croissance osseuse dans les espaces de particules osseuses résorbées. Cette étude a démontré une interface ciment / os viable, ce qui pourrait conduire à une meilleure fixation de l'implant, non seulement d'assurer l'immobilisation immédiate de la prothèse, mais aussi de fournir une stabilité à long terme.

Un certain nombre de travaux ont été signalés sur l'incorporation de l'hydroxyapatite (HA) des particules dans le ciment osseux. Ce dernier est un phosphate de calcium céramique qui est similaire à la phase minérale de l'os. Le HA est une matière de renforcement intéressante pour les ciments osseux en raison de sa similitude à la composition minérale de l'os, et de sa nature biologique active, ce qui peut permettre la formation d'os et de se développer à la surface de l'interface ciment-os, à condition que le HA est présent sur la surface du ciment. Un certain nombre d'études ont été effectuées avec le HA en tant que matériau de renforcement en

PMMA et ont rapporté l'amélioration des propriétés mécaniques, physiques et biologiques.

Un module de Young du ciment HA-PMMA a augmenté de 2,6 à 3,5 GPa, avec une teneur croissante de la fraction volumique du HA 2-25%. Des mesures  $K_{IC}$  du ciment renforcé par le HA ont été effectuées et ont démontré qu'une teneur de 40% en poids d'HA a augmenté la ténacité de  $1,0 \text{ MN.m}^{3/2}$  à  $1,55 \text{ MN.m}^{3/2}$ . Les ciments osseux lourdement chargés avec le HA pourraient donner une entrave à l'écoulement et entraîner de pauvres caractéristiques d'intrusion. Le HA sous sa forme de fibres a aussi été utilisé comme renfort pour PMMA. À une teneur d'environ 6% en poids des fibres d'HA, le  $K_{IC}$  ont été amélioré de 1,6 à  $2,20 \text{ MPa.m}^{1/2}$ .

Bien qu'un nombre important d'études de recherche ont été effectués dans le but de développer un ciment osseux possédant des propriétés mécaniques suffisantes et satisfaisante, la radiopacité, biocompatibilité améliorée et des propriétés de manipulation raisonnables, aucun de ces efforts ont abouti avec succès un ciment osseux acrylique combinant toutes ces propriétés. Par conséquent, il y a un intérêt soutenu et la nécessité du développement d'une nouvelle génération de ciments osseux présentant les propriétés mentionnées ci-dessus, afin de surmonter les limites des ciments osseux commercialisés actuellement.

### **5.7 Analyse de la structure du ciment orthopédique renforcé**

Après avoir réussi tous les tests de biocompatibilité, de biocompétance et de transfert d'antibiotique et avant de l'utiliser comme agent de fixation pour les prothèses orthopédiques, il est impératif de simuler numériquement le comportement mécanique du ciment orthopédiques renforcé dans des conditions qui tendent vers la réalité, et d'analyser sa réponse aux différentes sollicitations engendrées lors de l'exercice des activités.

De nos jours le codage des programmes, utilisés dans l'analyse par éléments finis, est très complexe. En effet, la puissance de calculs des machines est en amélioration exponentiel ce qui permet au progiciels d'utiliser des équations sous leur forme étendue afin d'inclure toutes les situations et toutes les exceptions. Il en résulte une bonne précision de la simulation numérique. Dans cette partie, cet avantage est utilisé dans le but de compléter les analyses précédentes du ciment osseux et ce, en analysant par la méthode des éléments finis le comportement biomécanique du ciment orthopédique renforcé dans les mêmes conditions que celles que celles appliquées au ciment conventionnel non renforcé.

Les résultats obtenus précédemment résultant du ciment conventionnel serviront comme référentiel et sont progressivement comparées à ceux issus du renforcement. A cet effet, dans le modèle numérique le ciment conventionnel a été remplacé par le

même ciment mais renforcé. Toute en maintenant les mêmes conditions d'analyses que celle donnée précédemment.

Comme il a été mentionné précédemment, les travaux visant le renforcement du ciment orthopédique ont abouti à des résultats plus au moins satisfaisant. Ces travaux ont conduit soit à l'amélioration de la dureté, soit à celle des propriétés mécanique de plus de 180% pour un renforcement à base de  $\text{TiO}_2$ , soit à une augmentation de la résistance à la rupture de 5 à 35% en ajoutant de l'hydroxyapatite et des particules de dioxyde de zirconium  $\text{ZrO}_2$ .

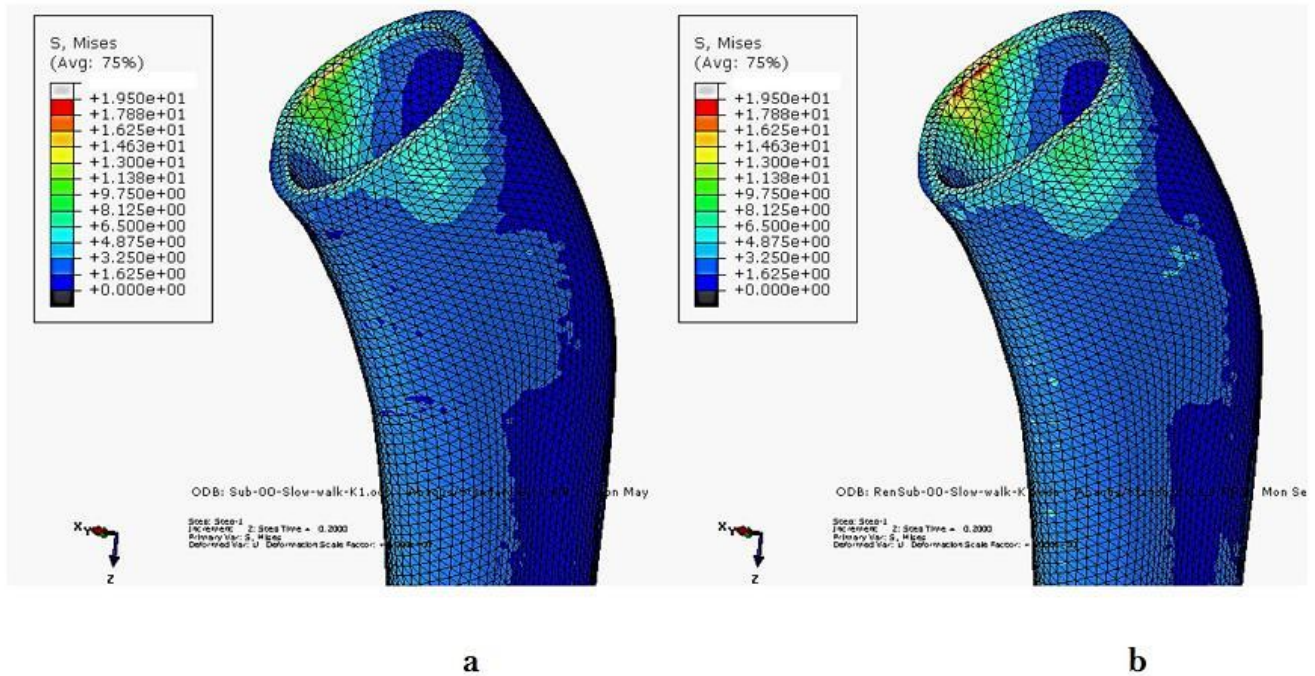
À vrai dire le renforcement à base de titane à donner les résultats les plus satisfaisants en matière de biocompétance mais la toxicité de dioxyde de titane du  $\text{TiO}_2$  rend son utilisation impossible, c'est pourquoi le  $\text{ZrO}_2$  a été retenu comme matériau de renforcement. Ce composé a conduit à des résultats moins performants, mais sa biocompatibilité est plus rassurante.

Le ciment renforcé (PMMA) utilisé dans la simulation présente des propriétés améliorées: de 31 % pour la résistance à la compression, de 23% pour la résistance à la traction, et 27% pour le module d'élasticité. Ces caractéristiques résultent d'un ciment osseux renforcé par le dioxyde de zirconium. Son comportement biomécanique a été analysé, dans ce qui suit, pendant que le porteur de la prothèse totale de hanche marche lentement.

Le choix s'est porté sur cette activité, parce qu'elle est généralement la plus quotidiennement pratiquée par le patient et est une activité recommandée par les médecins orthopédistes. Les résultats obtenus précédemment ont montré, comparativement à la marche normale, à la marche rapide, qu'un tel mouvement sollicite plus fortement le ciment du col fémoral.

Les résultats de cette analyse sont portés sur la figure 5.5. Cette dernière montre le niveau et la distribution de la contrainte équivalente de Von Mises induites, pendant que le patient marche lentement à l'instant,  $t=0.2s$ , autrement dit, au moment où les efforts exercés pendant la pratique de cette activité atteignent leur niveau le plus élevé dans le ciment osseux renforcé et non renforcé.

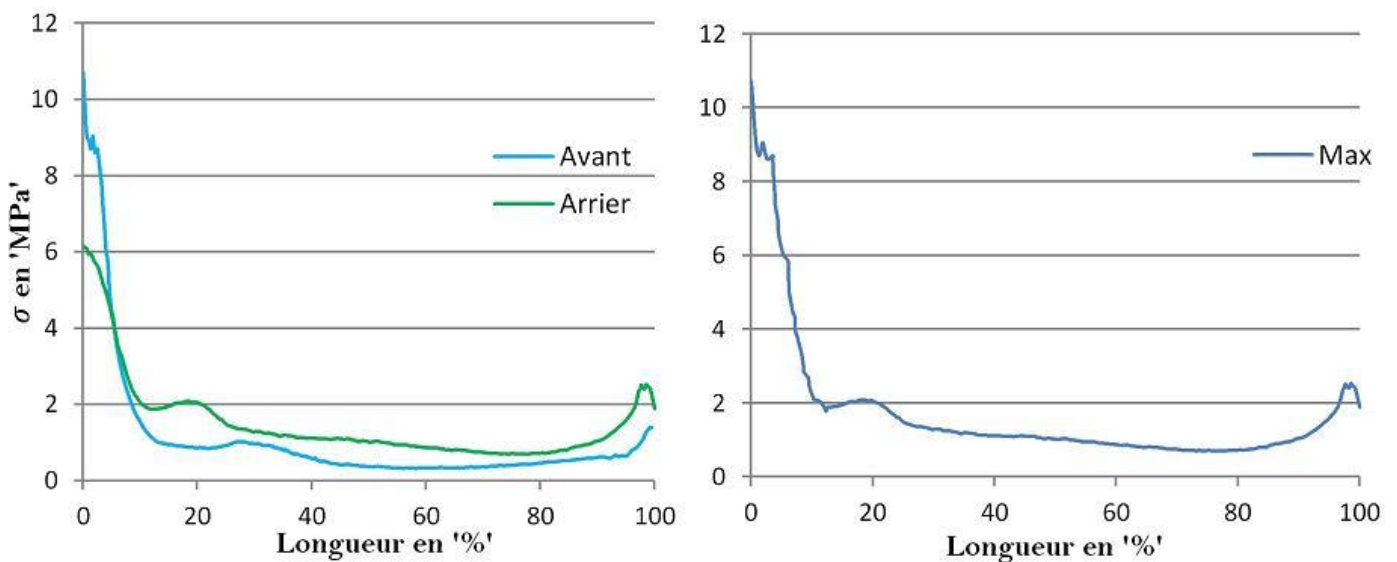
Nous notons cependant, qu'à cet instant, le ciment est sollicité intensivement dans sa partie proximale sur ces deux zones frontale et postérieure. Autrement dit, lors de l'exercice de cette activité, c'est le ciment du col fémoral qui est soumis à de très fortes contraintes.



**Figure 5.5 :** Niveau et répartition de la contrainte équivalente dans un ciment orthopédique à  $t=0,2s$  au cours d'une marche lente.

**a :** Ciment orthopédique conventionnel. **b :** Ciment orthopédique renforcé.

L'analyse comparative des résultats illustrés sur ces deux figures 5.5 a et 5.5b montre que ces deux comportements ne se différencient que par la taille des zones sous contraintes. En effet, ces zones sont beaucoup plus étendues dans le ciment renforcé que dans le ciment conventionnel. La localisation et l'intensité des contraintes, induites lors de la marche lente dans ces deux liants osseux, sont pratiquement les mêmes. Cette réponse du ciment est essentiellement due à un faible accroissement de sa rigidité provenant de la charge du renfort. Cette faible augmentation n'engendre pas de variations significatives des contraintes locales.



**Figure 5.6 :** Variation de la contrainte de Von Mises le long du ciment non renforcé au cours d'une marche normale.

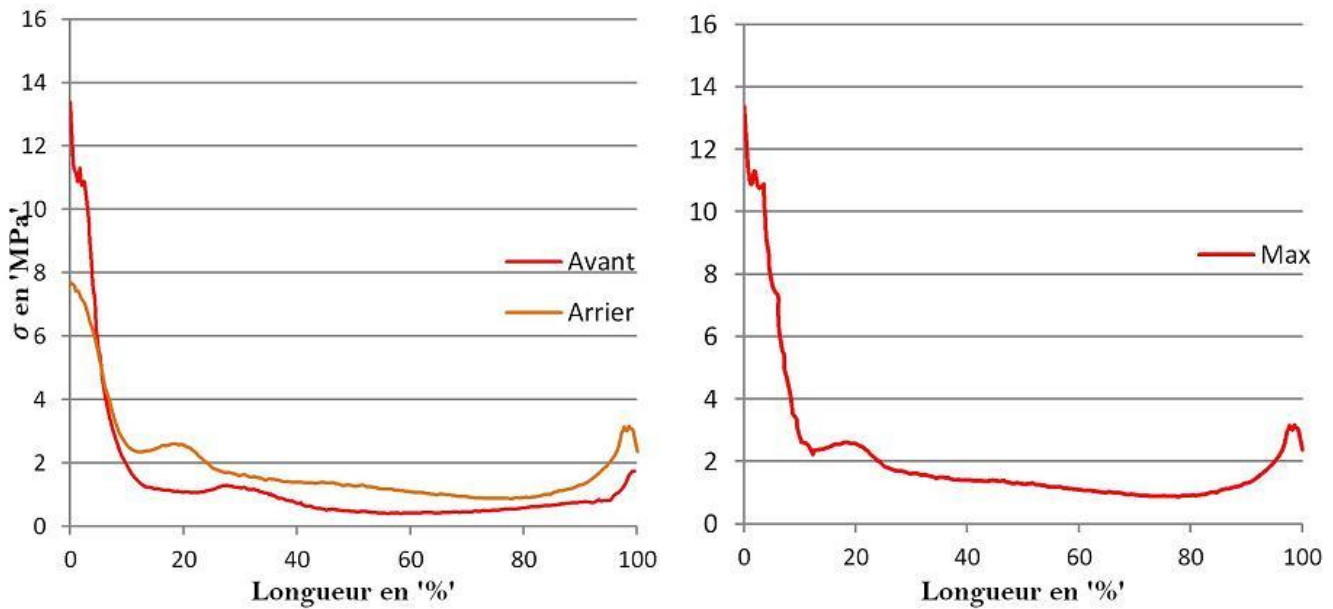
Pour mettre en relief l'effet du renfort du ciment sur son comportement biomécanique, une analyse comparative de la réponse mécanique de deux ciments renforcé et conventionnel a été menée. Pour ce faire, sur la figure 5.6a est représentée la variation de la contrainte équivalente le long du ciment orthopédique non renforcé dans ses deux zones frontale et postérieure.

Le niveau de ces contraintes passe par un maximum, puis chute considérablement dans la partie médiale et enfin croît légèrement dans la zone distale. Cette figure montre que les contraintes propres à la partie frontale du ciment sont plus intenses que celle relatives à la partie postérieure. Ce comportement est peu marqué dans les parties centrale et inférieure du ciment. A cet effet, la variation de la contrainte maximale, celle de la partie frontale, a été prise en considération pour l'analyse comparative (fig.5.6b).

De la même façon et dans les mêmes conditions, sur la figure 5.7a est portée la variation de la contrainte équivalente induite le long du ciment renforcé dans ses parties frontale et postérieure. Un même comportement que celui résultant du ciment sain est observé, avec un niveau plus élevé des contraintes particulièrement dans le ciment du col fémoral.

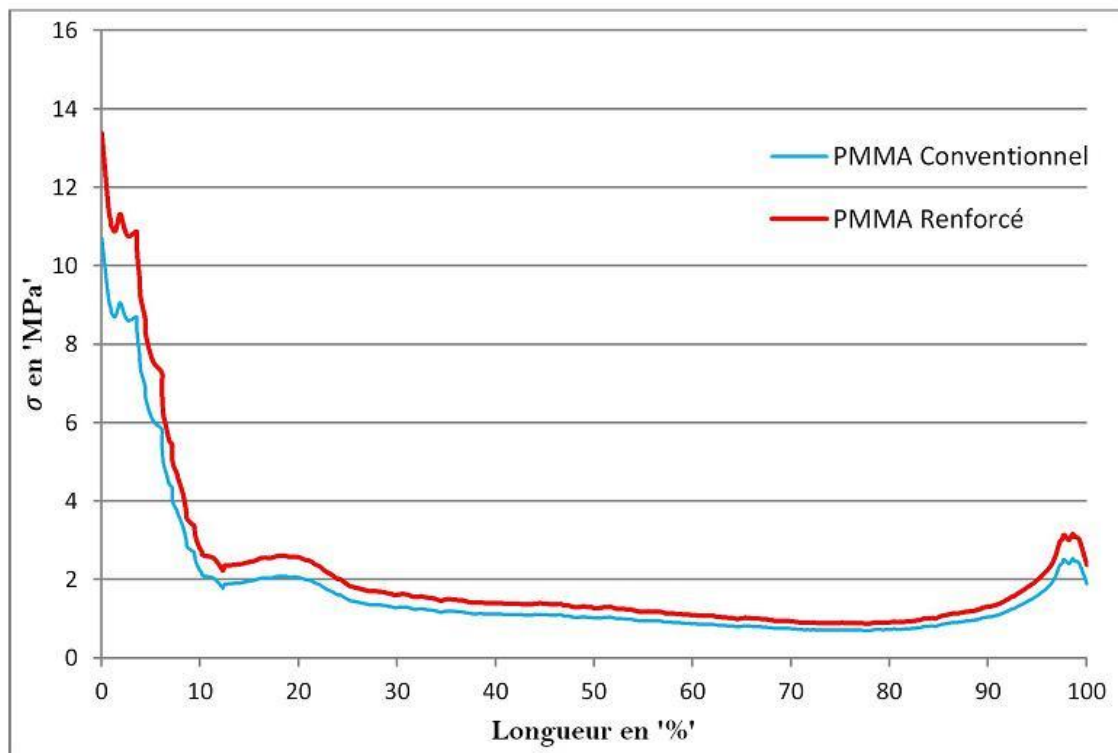
De la même façon que dans le cas du liant conventionnel, les contraintes les plus intenses, engendrées dans sa zone frontale du ciment avec renfort, sont prises en compte être comparées à celles résultants du ciment non renforcé (fig.5.7b). Les résultats de l'analyse comparative sont illustrés sur la figure 5.8. Cette dernière confirme le comportement illustrés sur la figure 5.5 et montre clairement que les contraintes induites dans le ciment renforcé sont beaucoup plus étendues que celle engendrées dans un ciment sain.

L'écart des niveaux de contraintes observé dans ces deux ciments est essentiellement dû à la taille des zones sous contraintes. Ces tailles sont plus restreintes dans le ciment conventionnel non renforcé. Autrement dit, les zones, du ciment avec renfort et du ciment sain sous contraintes, sont pratiquement les mêmes, mais leurs tailles diffèrent. Cette différence de comportement biomécanique s'explique par l'accroissement des caractéristiques mécaniques du ciment dues à la présence de renfort.



**Figure 5.7 :** Variation de la contrainte équivalente le long du ciment renforcé au cours d'une marche lente

Le ciment se comporte, dans ce cas, comme un matériau composite à matrice polymère PMMA renforcé. L'accroissement du module de Young, conduit à une amélioration de la rigidité de polymère, qui le rend plus résistant aux déformations, est en grande partie responsable de sa réponse aux sollicitations mécaniques exercées pendant la pratique des activités du porteur de la prothèse totale de hanche.



**Figure 5.8 :** Comparaison de la réponse biomécanique du ciment osseux sain et renforcé

Le taux d'augmentation des niveaux de contraintes constaté dans le ciment renforcé avoisine le taux d'amélioration des propriétés mécaniques du ciment orthopédique après le renforcement: soit 30% pour la résistance à la compression et 20%, et de 27% pour le module de Young.

# Partie III

## Comportement du ciment orthopédique en présence des fissures

### **Introduction :**

La formation de microfissuration est l'inconvénient majeur du poly méthyl méthacrylate, ce phénomène est souvent observé lors du processus de polymérisation qui est issu d'une réaction chimique exothermique. Malgré leurs tailles micrométriques voir nanométriques, les microfissures représentent un risque élevé sur la performance et la fiabilité des arthroplasties totales de hanche, car elles peuvent affecter de manière significative le transfert de charges de l'os fémoral vers l'implant orthopédique et ce même au début de sa durée de vie prévue. Ce comportement est accentué par la fatigue mécanique et par le vieillissement du ciment orthopédique. En effet, ses faibles propriétés mécaniques: résistance à la fatigue cyclique, résistance traction, au cisaillement et surtout sa très faible résistance à la fissuration, favorisent l'amorçage et la propagation des fissures dans tous les modes de rupture. Le ciment est donc un élément déterminant du système os-ciment-implant. C'est sur son comportement biomécanique que dépend le descellement et par conséquent la durée de vie des prothèses totales de hanche. Ceci constitue donc l'objectif de cette partie. Autrement dit, le but recherché est la prédiction du comportement en rupture du ciment chirurgical. Cette prédiction est analysée, ici, en termes de variation des facteurs d'intensité de contraintes en modes I, II, III. Pour ce faire, des fissures



rectilignes, de taille de 1mm, ont été initiées sur différentes zones du ciment : proximale, médiane et distale. L'activité retenue pour cette étude est la marche lente qui est l'activité la plus pratiquée par les patients.

# Chapitre 6 :

## Prédiction de la direction de propagation des fissures macroscopiques

### **Introduction :**

Au cours de ces dernières années, le concept de la mécanique de la rupture a été largement utilisé pour la maîtrise et la compréhension du comportement des fissures sous chargement statique, dynamique et en fatigue. La majorité des recherches réalisées dans le domaine de la mécanique de rupture a été effectuée sur les matériaux à comportement plastique car ils portent principalement sur le développement et la modification du critère de croissance des fissures pour tenir compte du facteur bi axial ainsi qu'aux contraintes de cisaillement contrairement aux matériaux au comportement élastique.

Mais, l'utilisation des matériaux à comportement élastique demeure impérative dans certains domaines qui sont caractérisés par la grandeur des contraintes engendrées par des sollicitations physiques lentes (fatigue, chargement dynamique) ou instantanées (chocs mécaniques). Le ciment orthopédique peut obéir à un tel

comportement lors de la mise en service de l'articulation artificielle de la hanche. En effet, dans toutes ces conditions, il doit assurer un bon fonctionnement de la prothèse et garantir sa stabilité pendant une durée de vie dépassant les 10 ans.

Le comportement des fissures en mode mixte, initiées dans le ciment osseux, a attiré relativement peu d'attention. Il peut être plus réaliste et plus prépondérant que le mode d'ouverture pur. En effet, la croissance des fissures en mode mixte est déterminée lorsqu'une fissure est positionnée à un angle par rapport à l'axe des sollicitations mécaniques. C'est pourquoi, la présente étude a été développée dans le but de prédire l'angle et la direction de propagation de fissures préexistantes dans le ciment osseux (le poly méthyl méthacrylate PMMA). Pour ce faire, des fissures rectilignes ont été amorcées au niveau des trois zones principales de ce liant (proximale, médiane et distale) et dans les zones les plus sollicitées. Leurs comportements ont été analysés sous chargement dynamique simulant la marche lente exercée par le patient.

## 6.1 Direction de propagations

La propagation d'une fissure est définie par des paramètres principaux : le mode de propagation, la vitesse de propagation ainsi que la direction de propagation. La vitesse de propagation est fortement liée à la nature du matériau en question, tandis que la direction de propagation des fissures est définie par la nature et l'amplitude des contraintes engendrées dans les matériaux, surtout celles générées à la proximité des lèvres de la fissure. En effet l'amplitude et la nature des contraintes engendrées dans les matériaux déterminent le mode de croissance des fissures (mode I, mode II ou mode III).

La prédiction de la direction de propagation des fissures a été très peu investiguée, encore moins quand il s'agit des structures complexes. Mais aujourd'hui, grâce à la mutation technologique de l'outil informatique, il est devenu possible d'analyser avec une grande précision la nature et l'amplitude des contraintes engendrées dans de différents matériaux dans tous types de structures, simples ou complexes.

## 6.2 Critères d'analyse

Plusieurs approches ont été proposées pour la prédiction de l'angle sur le quel une fissure préexistante va se propager. Parmi ces approches, nous pouvons citer : le critère de la contrainte tangentielle maximale (de Erdogan et Sih) [75], le critère de la contrainte principale maximale (de Maiti et Smith) [76], le critère du taux maximal de restitution de l'énergie (Palaniswamy et Knauss, et Hussain, Pu, et Underwood) [77-78] etc. La prédiction de l'angle de la direction de propagation résultante de ces trois critères est en bon accord comme le montre la figure 6.1.

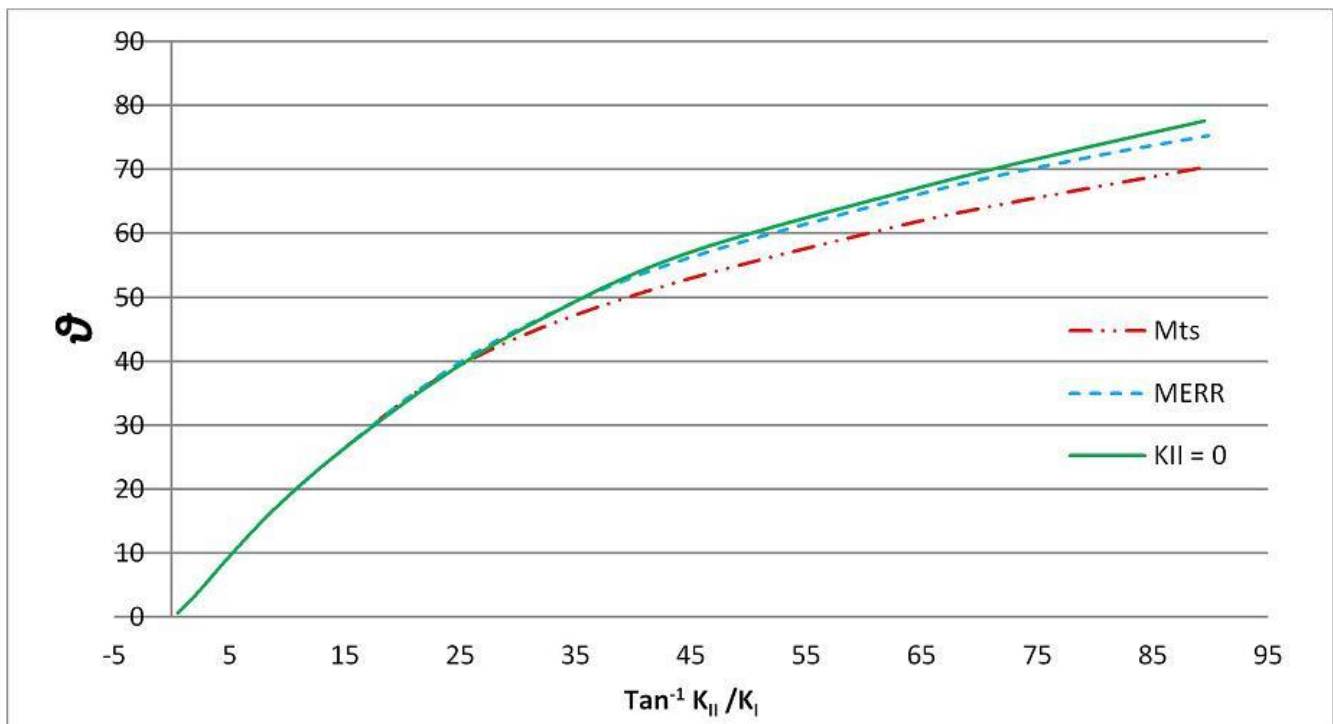


Figure 6.1: Angle de la direction de propagation résultant des trois critères.

Pour prédire l'angle de la propagation d'une fissure, le logiciel Abaqus/Standard prend en considération que trois critères à partir desquelles nous allons prédire la direction de propagation d'une fissure pré existante dans le ciment, en se basant sur la variation des facteurs de concentration de contraintes.

Ces critères sont : le critère de la contrainte tangentielle maximale, celui de la contrainte principale maximale, et enfin celui du taux maximal de restitution de l'énergie.

### 6.2.1 Critère de la contrainte tangentielle maximale

Le champ de contrainte au voisinage très proche du front de fissuration, dans le cas d'un matériau homogène élastique, est donné par les relations suivantes :

$$\sigma_{\theta\theta} = \frac{1}{\sqrt{2\pi r}} \cos \frac{1}{2}\theta \left( K_I \cos^2 \frac{1}{2}\theta - \frac{3}{2} K_{II} \sin \theta \right)$$

$$\tau_{r\theta} = \frac{1}{2\sqrt{2\pi r}} \cos \frac{1}{2}\theta [K_I \sin \theta + K_{II}(3 \cos \theta - 1)]$$

Où  $r$  et  $\theta$  sont le rayon du contour ainsi que l'angle de la direction de la contrainte souhaité calculée, reste à noter que les coordonnées de ces deux grandeurs sont reliées avec le front de fissure lors de la propagation.

D'où nous pouvons en déduire la direction de la propagation selon l'équation:

$$\theta = \cos^{-1} \left( \frac{3K_{II}^2 + \sqrt{K_I^4 + 8K_I^2 K_{II}^2}}{K_I^2 + 9K_{II}^2} \right)$$

### 6.2.2 Critère du taux maximal de restitution de l'énergie

Considérons une fissure de longueur  $a$  qui essaye de dévier par rapport à son plan (plan de la fissure), d'un angle  $\theta$  (Fig.6.2), correspondant à l'angle de déviation. La fissure est déviée de sa trajectoire initiale. Si  $a$  est infinitésimal en comparaison avec le reste de la structure alors là, les facteurs d'intensité de contrainte  $K_I^k$  et  $K_{II}^k$  sur les lèvres de la fissure peuvent être exprimés par une combinaison linéaire de  $K_I$  et  $K_{II}$ . Sur la figure 6.2 est représenté le résultat.

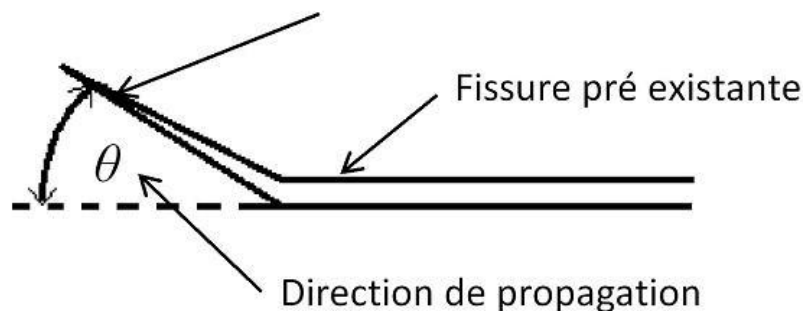


Figure 6.2: Contour pour l'évaluation de l'intégral J.  $\theta$  angle de déviation de la fissure

$$K_I^k = c_{11}K_I + c_{12}K_{II}$$

$$K_{II}^k = c_{21}K_I + c_{22}K_{II}$$

Les coefficients  $c_{ij}$  relatifs à la direction de la propagation  $\theta$  sont donnés par Hayashi et Nemat Nasser [79]

Et pour le segment fissuré nous avons la relation suivante :

$$G^k = \frac{1}{E} (K_I^k{}^2 + K_{II}^k{}^2)$$

Le critère du taux maximal de l'énergie restituée consiste à ce que la fissure mène se propage suivant la direction sur laquelle le taux de restitution de l'énergie élastique  $G^k$  soit le plus élevé ( $G^k$  maximum).

### 6.2.3 Critère de la contrainte normale maximale $K_{II} = 0$

Ce critère consiste à ce que la fissure se propage initialement suivant la direction principale, les contraintes de cisaillement parallèle aux lèvres de la fissure sont quasiment nulles, autrement dit ou le facteur d'intensité de contraintes en mode II est pratiquement nul ( $K_{II} = 0$ ).

Il est tout à fait claire que le critère du  $K_{II} = 0$  et celui du taux de restitution de l'énergie conduisent pratiquement à la même prédiction de l'angle de propagation de fissures, et ce en comparaison avec l'angle de propagation prédite par le critère de la contrainte tangentielle maximale. Ces trois critères convergent vers la même solution pour les fissures de tailles petites.

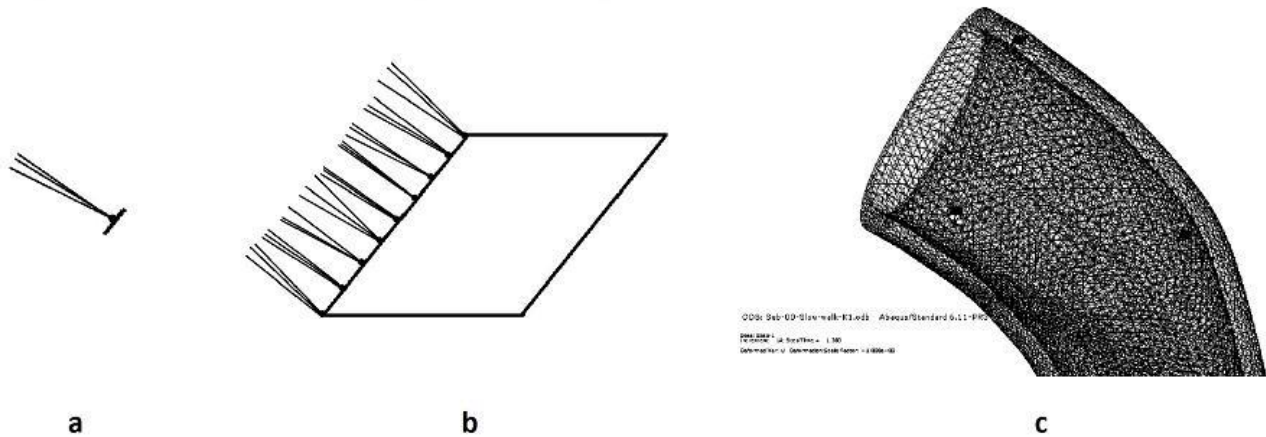
## 6.3. Modélisation des fissures

La fissure a été modélisée par l'introduction d'un plan dans la couche du ciment orthopédique, placé dans une position et orienté suivant une direction bien déterminée, ensuite, la création d'une singularité géométrique qui est une discontinuité dans la couche du ciment qui est en contact avec le plan introduit, et ce, en utilisant des outils intégrés dans le progiciel Abaqus.

Pour une meilleure précision de la simulation, le maillage du ciment orthopédique a été raffiné et plus particulièrement aux alentours des fissures dont le front a été subdivisé en neuf nœuds (fig.6.3c).

Le progiciel de calcul utilisé a permis l'analyse de la direction de propagation de la fissure au niveau de chaque nœud et ce durant chaque incrément de développement

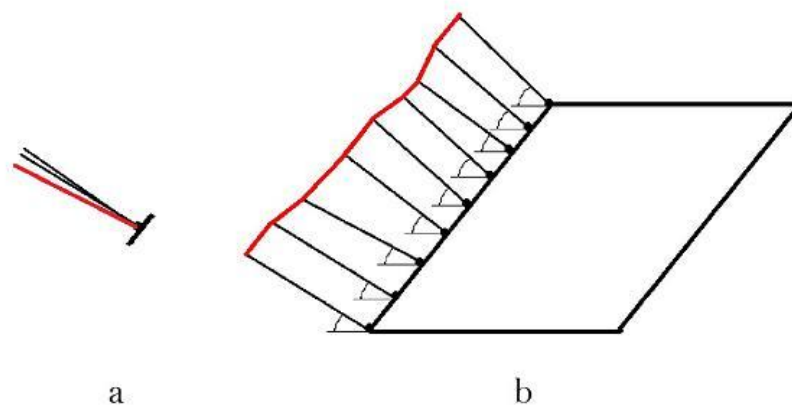
de la fissure (fig.6.3a). Neuf nœuds ont été pris en considération (fig.6.3b) En effet, la variation des contraintes conduit à une variation des facteurs d'intensité de contraintes. Un tel comportement peut engendrer une modification du chemin de propagation définit, ici, par l'angle de propagation.



**Figure 6.3 :** a) : *Changement de la direction d'initiation de fissure avec le temps*  
 b) : *Représentation des neuf nœuds ainsi que la direction d'initiation des fissures de chaque nœud,*  
 c) *Maillage de la couche du ciment contenant des fissure.*

La variation de l'intensité des contraintes normales et tangentielles, durant chaque incrément de croissance de la fissure, favorise l'instabilité de la direction de propagation, et ce pendant toute la période du cycle de l'activité.

Cependant, le facteur d'intensité de contraintes est le premier paramètre de rupture caractérisant le comportement de fissures. Pour chaque incrément  $i$  d'avancée de la fissure, ce critère de rupture a été analysé selon les trois modes de propagation: ouverture et cisaillement respectivement représentés par  $K_I$   $K_{II}$  et  $K_{III}$ .

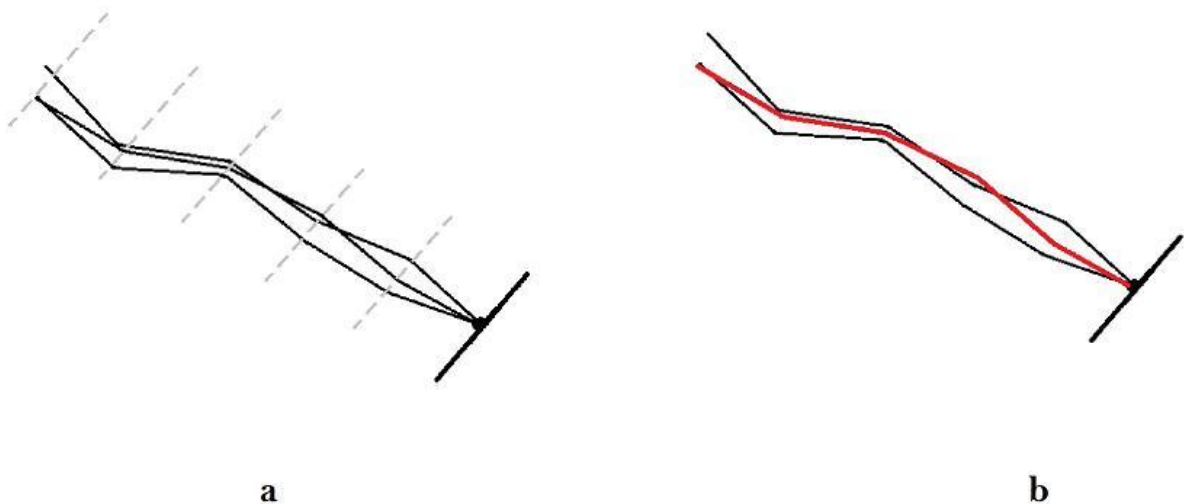


**Figure 6.4 :** a) : *Choix de la direction de propagation la plus probable*  
 b) : *Représentation du nouvel front de fissure*

La direction de la propagation qui coïncide avec la valeur maximale du  $K_I$  obtenu le long du cycle de chaque activité étudiée est considérée comme une direction de propagation forte probable (fig.6.4a). Le reste des directions n'est pas pris en considération. Sur la figure 6.4 b est illustrée une représentation schématique du nouvel front de fissuration engendré par la déviation de la fissure.

Sur les figures 6.5 a et b sont représentés respectivement les directions de propagation et la direction dont résultent les facteurs d'intensité de contraintes les plus significatives.

Ce critère de sélection est ensuite appliqué à quatre autres contours exigés par le progiciel et ce afin d'analyser les facteurs d'intensité de contraintes sur les lèvres de la fissure. En effet, durant chaque incrément 'i' de croissance, chaque nœud de chaque contour a sa propre direction de propagation. Pour chaque contour, un seul nœud, celui qui remplit le critère décrit précédemment, est sélectionné. Ce nœud servira pour représenter la direction de propagation la plus fortement probable pouvant avoir lieu entre le contour en question et le contour précédent. Ce même nœud représentera donc le nouveau front de fissuration en cas d'instabilité de la fissure et par conséquent il servira comme point de départ pour définir la direction de propagation (point de départ de la fissure). Quant au deuxième point, il sera localisé par le critère de sélection.



**Figure 6.5 : a :** *Les directions de propagation de trois incréments,*

**b :** *La direction qui coïncide avec le facteur d'intensité de contrainte le plus élevé (en rouge).*

La compilation des différentes techniques citées précédemment permettra la prédiction de la direction de propagation des fissures dans le ciment orthopédique. Sur la figure 6.6 est illustrée la fissure furtive qui est supposée avoir lieu après n cycles.



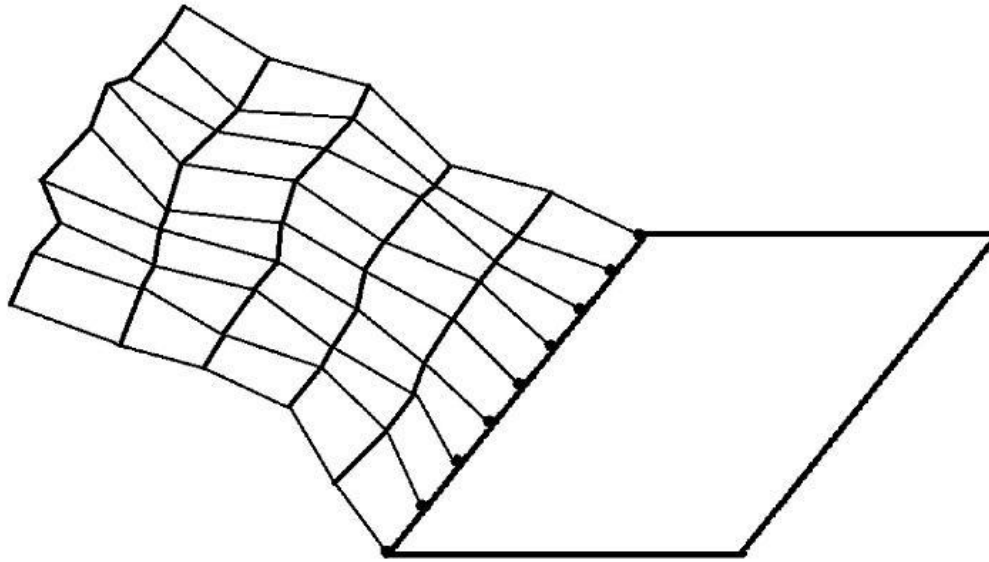


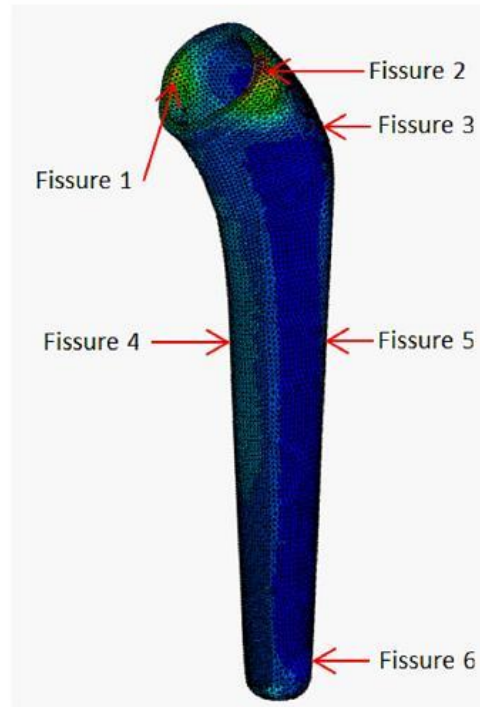
Figure 6.6 : *la fissure furtive prédite*

## 6.4 Analyse des résultats

### 6.4.1 Prédiction des directions de propagations

Dans ce qui suit une analyse, par la méthode des éléments finis, de la prédiction de la direction de propagation des fissures amorcées, notées ici pré-fissures dans le ciment orthopédique, est menée. Cette étude est basée essentiellement sur la simulation numérique de comportement mécanique de ce liant sous chargement réel, autrement dit pendant que le patient exerce différentes activités. Ces dernières engendrent, dans tous les composants de l'articulation artificielle, des contraintes normales et celles de cisaillement. Comme il a été expliqué précédemment, le ciment osseux est le maillon le plus faible du système os-ciment-implant. Ces faibles caractéristiques mécaniques le rendent vulnérable pendant la pratique des activités par le porteur de cette articulation artificielle. Il est exposé au risque d'endommagement par rupture fragile et est en grande partie responsable du descellement de la prothèse totale de hanche cimentée.

Tout comme le cas de l'analyse précédente, six fissures, de taille de 1mm, ont été initiées dans les principales parties du ciment (proximale, médiane et distale), comme le montre la figure 6.7. Au moment où le patient pratique des activités, ces défauts de fissuration se propagent en trois dimensions. La variation des contraintes est l'élément moteur de cette croissance. Le paramètre caractéristique de l'avancée de la fissure est l'évolution du facteur d'intensité de contraintes.

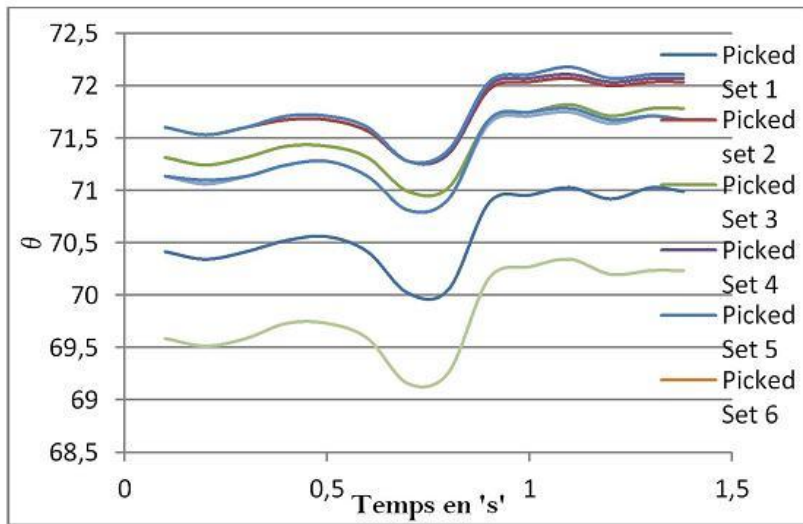


**Figure 6.7:** *Fissures initiées sur les parties proximale, médiane et distale du ciment orthopédique.*

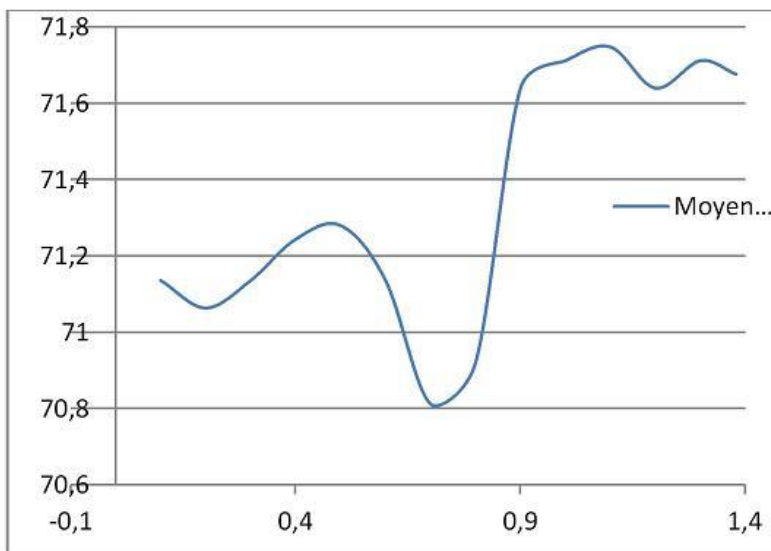
Sur les figures 6.8 à 6.10 sont représentées la variation de l'angle de la direction de propagation des neuf nœuds des six fissures, définies précédemment, en fonction du temps d'un cycle de marche lente. Ces figures illustrent de façon claire que le comportement de propagation des neuf nœuds de la fissure 1 est presque le même et ce quelle que soit le site d'amorçage de la fissure. Ils ne se différencient que par un très faible écart entre les angles de chemin de croissance de chaque nœud. A cet effet, nous nous sommes amené à représenter un comportement moyen résultant des neuf nœuds du front de la fissure, notée 1 (fig.6.9).

Cette dernière montre la variation moyenne de l'angle de la direction propagation des neuf nœuds constituant le front de fissuration au cours d'un cycle de marche lente. Sur figure 6.10 est indiquée la variation de l'angle de la direction de propagation, de chaque nœud formant le front de fissure des cinq défauts de fissuration, notés de 2 à 5 respectivement, et sa valeur moyenne, cette variation est en fonction du temps pendant un cycle de marche lente.

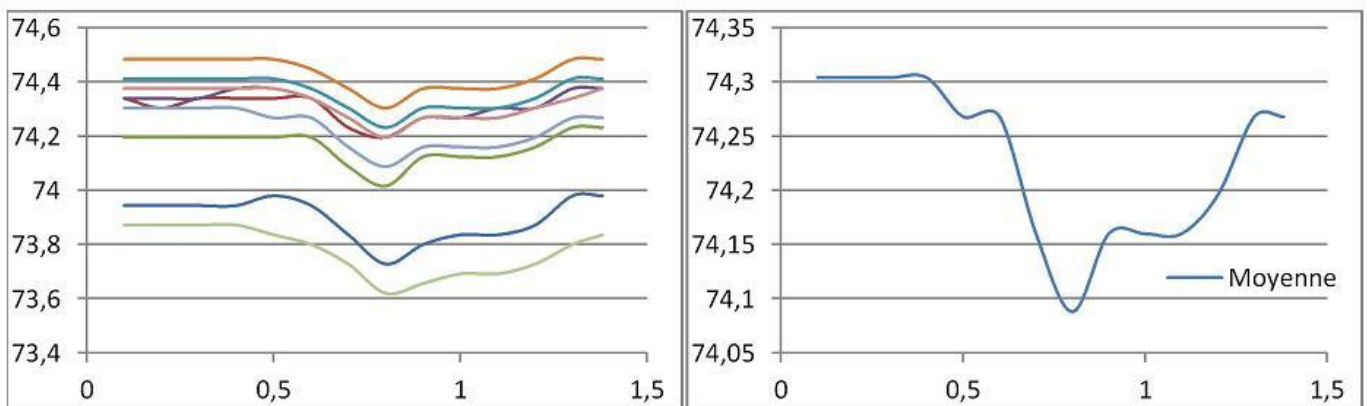
L'analyse des figure 6.8 à 6.10 indiquent nettement que les chemins et les angles de propagation pendant un cycle de marche dépend du site d'amorçage de la pré-fissure notée 1. Rappelons que ce comportement est relatif au premier contour du front de fissure. Autrement dit, la direction de propagation est analysée sur le premier contour des nœuds formant le front de la fissure.

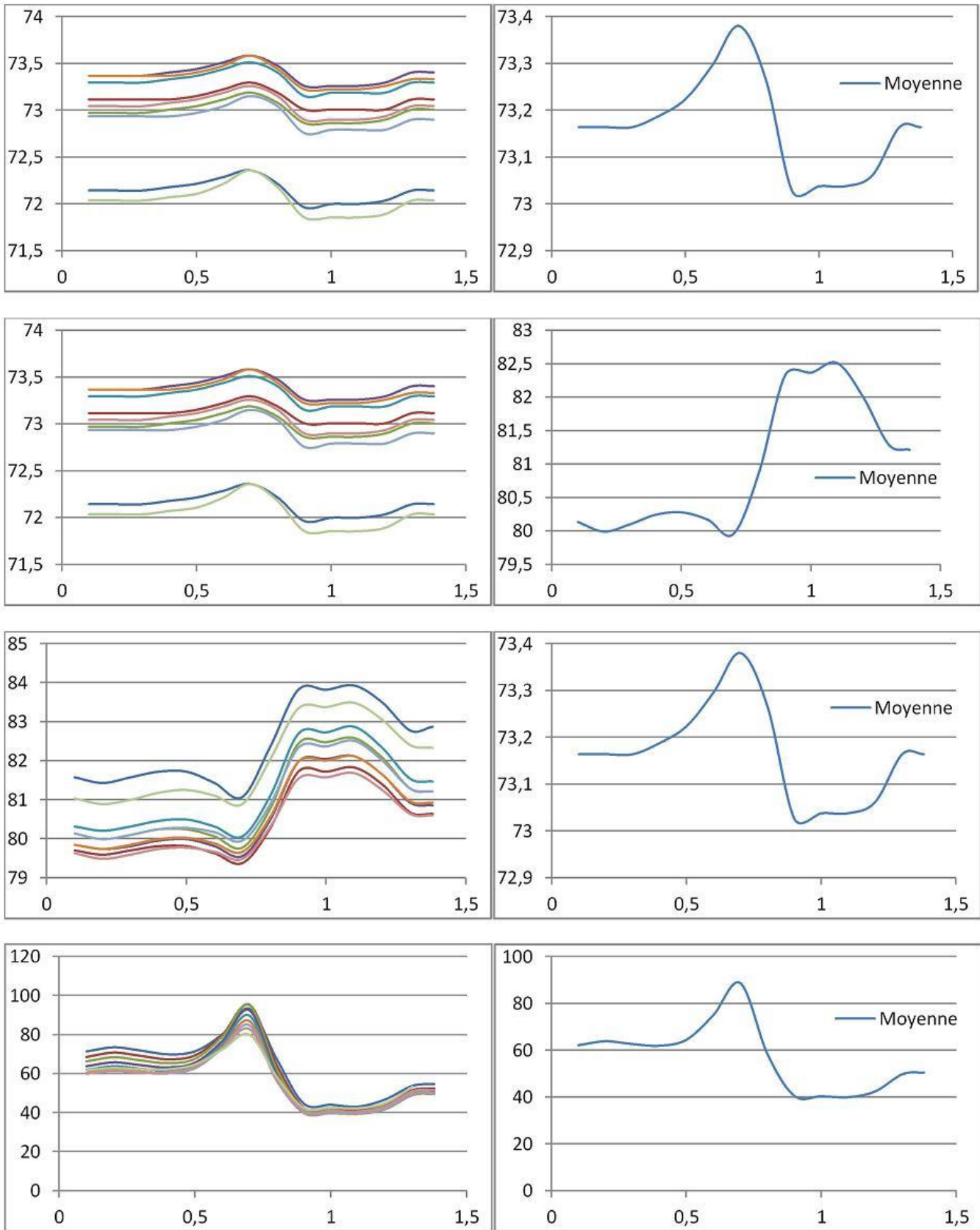


**Figure 6.8 :** Direction de propagation prédite pour chaque nœud formant le front de fissure, notée  $\theta$ , pendant un cycle de marche lente



**Figure 6.9 :** Direction de propagation moyenne des neuf nœuds formant le front de fissure, notée  $\theta$ , pendant un cycle de marche lente



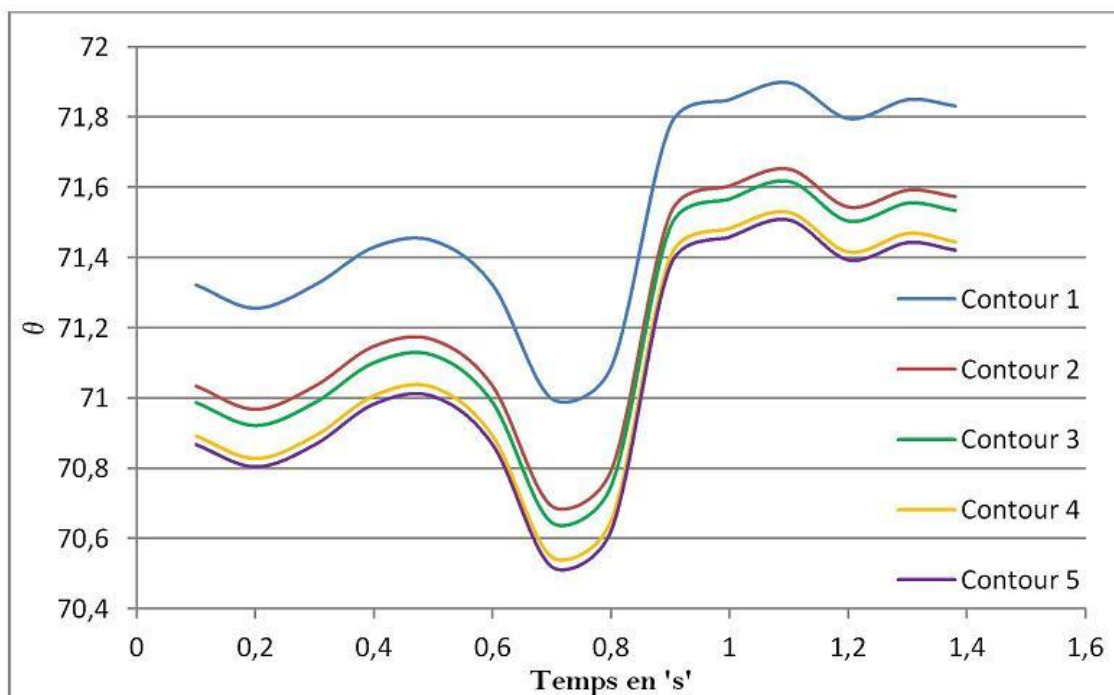


**Figure 6.10 :** Directions de propagation prédites, pour les fissures, notées 2 à 5, et leurs moyennes pendant un cycle complet de marche lente

Les critères utilisés dans cette étude résultent une prédiction de l'angle de la direction de propagation, pour le premier contour des fronts de fissures, notées 1 à 5 (fig.6.7), estimé à environ 72 degrés en moyenne. Cette prédiction montre de façon claire que les préfissures, initialement orientées 30° par rapport au plan transverse (fig.1.1), changent de chemin de propagation pendant que le patient exerce un cycle de marche lente.

Le nouveau front de fissuration est dévié d'environ 42 par rapport à sa trajectoire initiale. Ce comportement est plus accentué pour la préfissure notée 6, Pendant les premiers instants de l'activité, l'angle prédit montre que nouvel front de fissure subit une première déviation de 30 degrés, et à mi-cycle une deuxième déviation de 60 degrés, autrement il s'oriente vers le plan sagittale (fig. 6.11). Durant les derniers instants de ce cycle, le nouveau front de fissure subit une troisième déviation de 40° par rapport au plan de traverse. Cette prédiction de l'angle de la trajectoire de propagation montre que le nouveau front de fissuration se développe, pendant la durée d'une marche lente, en forme de zigzag.

Rappelons que ces résultats ont été obtenus sur le premier contour des neufs nœuds du front des six fissures (fig.6.7). Pour Une meilleure analyse de la prédiction de la direction de propagation de ces fissures lors de l'exercice des activités du porteur de la prothèse totale de hanche cimentée, nous avons élargie cette étude à d'autres contours. Ceci constitue l'objectif de ce qui suit.



**Figure 6.11 :** Directions de propagation prédites, pour chaque contour, pendant un cycle complet de marche lente

Nous avons montré précédemment (fig. 6.8 à 6.10) que l'écart entre les angles de la direction de propagation, des nœuds proches voisins, constituant le front de fissure, est pratiquement négligeable ( $\pm 2^\circ$ ) en moyenne. C'est pourquoi, nous avons procédé à

L'établissement de la moyenne des angles de propagation de la préfissure, notée 2, initiée dans la partie proximale du ciment pour chaque contour. Pour ce faire, cinq contours ont été retenus. Il en résulte des valeurs des chemins de croissance quasiment identiques des contours premiers proches voisins, comme le montre la figure 6.11. L'analyse de ces résultats confirme, que le nouveau front d'une telle fissure est dévié, par rapport à la trajectoire initiale, d'environ 32 degrés en moyenne. L'angle de la direction de propagation prédit est en moyenne, pour les cinq contours, 71.5 degrés. Ce dernier a été prédit lors d'un cycle de la marche lente.

Comme nous l'avons montré précédemment, la nature de l'activité pratiquée par le patient déterminent le comportement biomécanique du ciment osseux et sa durée de vie. C'est pourquoi dans ce qui suit, nous nous intéressons à l'analyse de l'effet de cette nature sur l'angle de la direction de propagation des préfissures initiée sur le ciment, et notées de 1 à 6 (fig.6.7), à l'exception de la fissure initiale notée 4, fissure amorcée dans la zone en compression du ciment, où les contraintes agissent en termes d'efforts de fermeture de la fissure, et par la suite, le risque de propagation de cette fissure est très atténué par rapport aux cinq autres.

### **6.3.3 Effet de la nature des activités**

#### **1- Marche normale**

Sur la figure 6.12 est représentée la variation de l'angle de la direction de propagation des préfissures pendant que le porteur de la prothèse totale de hanche effectue un cycle de marche normale pour les cinq contours analysés précédemment. Cette figure montre de façon claire que l'angle de la direction de propagation prédit diffère d'un contour à un autre. Autrement dit, des contours premiers proches voisins, résulte une trajectoire de croissance différente. Ces angles sont peu sensibles au temps pendant les premiers instants du cycle de cette activité. Durant ses derniers moments, la prédiction de la trajectoire de propagation dépend du temps et ce quel que soit le site d'amorçage de la fissure initiale.

D'une façon générale, ce comportement est nettement observé pour les contours notés 3, 4 et 5. D'autre part, cette figure montre que pour chaque contour 'i', il existe une direction de propagation ' $\theta_i$ ' et quel que soit le front de fissuration. Autrement dit, à chaque contour correspond une trajectoire de propagation prédite. Pour la fissure 1, du premier contour résulte une prédiction de l'angle du chemin de propagation d'environ 70°, pour le second, il en résulte un angle 60° et du dernier contour d'environ 43°. Ceci montre clairement que la direction de développement prédite du nouveau front de fissure 1 se fait par déviation entre ces angles. Un comportement quasiment semblable de la prédiction de l'angle de la direction de propagation de la fissure initiale, notée 2, a été observée. Des préfissures, notées 1 et 2, résultent pratiquement la même prédiction des trajectoire de croissance relatives

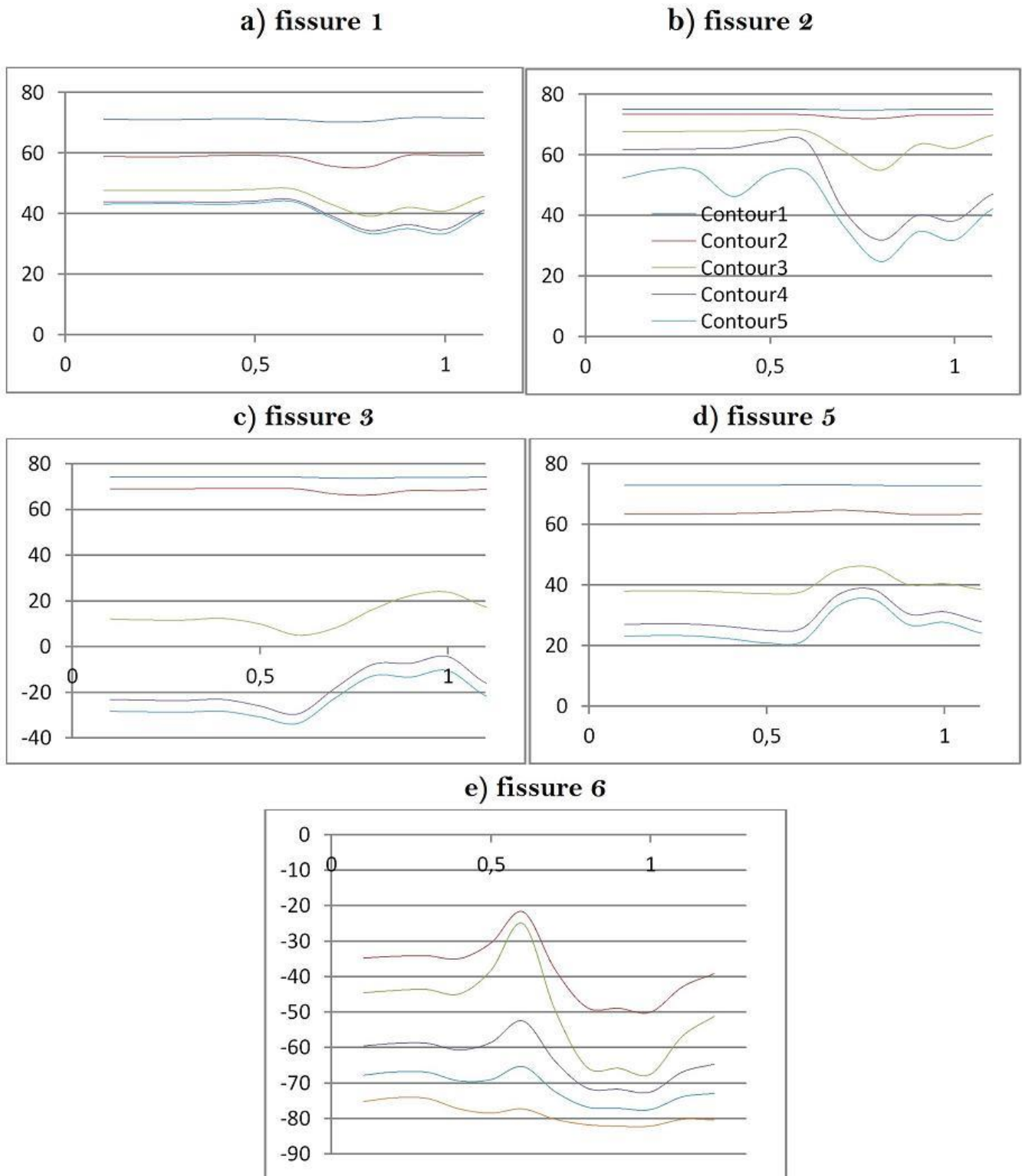
aux cinq contours (fig.6.12 a,b). Les chemins d'avancement de la fissures 3 prédit est totalement différent de ceux de deux ces fissures (fig.6.12c). En effet, l'angle prédit de la direction propre au premier contour du nouveau front de fissure 3 est environ le même que celui des fissures 2 et 3, environ  $70^\circ$  (fig.6.12c). Au troisième contour, la trajectoire prédite relatives aux contours s'oriente, au cours du début du cycle, vers un angle de d'environ  $10^\circ$  puis sera déviée vers une direction orientée à  $20^\circ$  (fig. 6.12c). Aux deux derniers contours et pendant les premiers instants du cycle, le front de fissuration se développe selon une direction de pente négative correspondant à une orientation de  $-30^\circ$  par rapport au plan traverse de la structure (fig. 6.12c).

Dans les derniers moments du cycle, le nouveau front de fissure se développe vers une direction de pente positive d'angle  $10^\circ$  (fig.6.12c). Ces angles prédits de la trajectoire de croissance montre que la fissure initiale, notée 3, ne se propage pas de façon rectiligne. Sa trajectoire est déviée par le champ de contraintes localisé dans la zone de propagation. Les chemins de croissance prédits, relatifs aux deux premiers contours du front de fissure 5, sont comparables à ceux résultant des mêmes contours de la fissure 3 (fig.6.12d).

La propagation au contour 3 prédite, au début du cycle, se dirige vers une trajectoire positionnée, par rapport au plan de référence, à un angle de  $39^\circ$ , dans les dernières secondes du cycle, cet angle tend vers les  $48^\circ$  puis vers son orientation initiale  $39^\circ$  (fig.6.12d). Des deux derniers contours 4 et 5, proches voisins, résulte pratiquement une même direction de propagation prédite (fig.6.12d), correspond à un angle en moyenne de  $25^\circ$ , aux derniers moments du cycle, cette direction s'oriente à environ  $40^\circ$ , puis se dirige vers une trajectoire incliné à  $30^\circ$ .

Comparativement à ces quatre premières fissures, notées 1, 2, 3 et 5, le chemin de propagation présagé de la fissure 6 est entièrement différente (fig.6.12e). Cette différence est définie, ici, par les valeurs négatives des angles d'orientation de cette fissure et ce quelle que soit le contour. Ces valeurs montrent qu'une telle fissure a tendance à se propager vers le bas par rapport au plan de référence de traverse. Dès que le cycle s'amorce, le front de fissuration change de trajectoire, d'environ  $10^\circ$ , d'un contour à son premier proche voisin. Si l'angle de la direction de propagation prédit correspond au premier contour est de  $-35^\circ$ , celui dernier est à  $-75^\circ$  (fig.6.12e). Durant cette période ce comportement est quasiment stationnaire. A mi-cycle et vers sa fin, ces trajectoires changent de direction avec l'accroissement du temps.

Cette montre qu'une fissure, initiée sur la partie inférieure du ciment osseux, se propage en zigzagant.



**Figure 6.12 :** Directions de propagation prédites des cinq pré-fissures, pour chaque contour, pendant un cycle complet de marche normale

## 2-Marche rapide

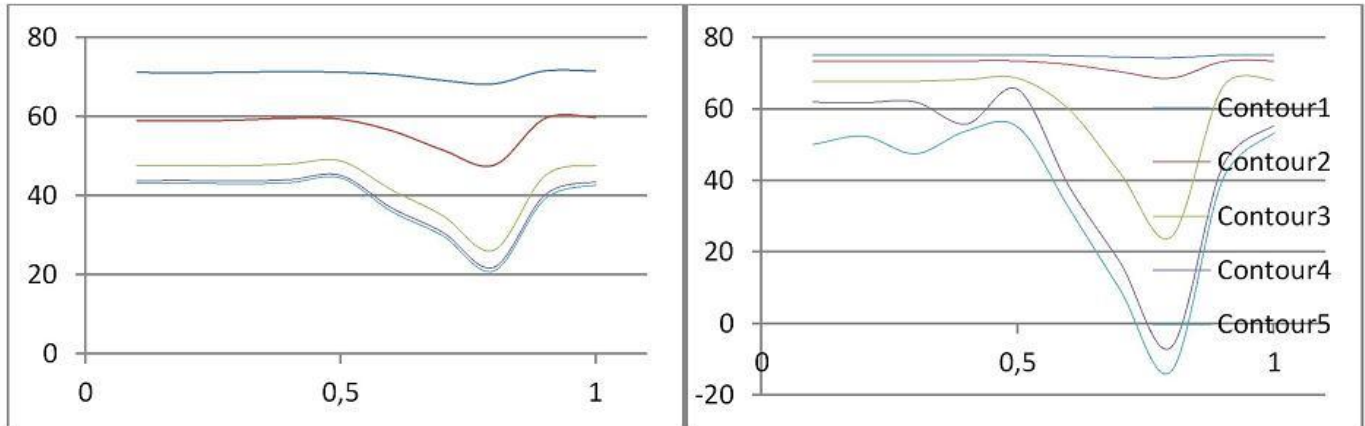
De la même façon et dans les mêmes conditions de l'analyse précédente, une analyse du comportement des cinq fissures, initiées dans le ciment osseux est menée (fig.6.7), et ce pendant l'activité d'une marche intense. Les résultats ainsi obtenus sont indiqués sur la figure 6.13. Sur cette dernière est illustrée la variation de l'angle de prédiction de la direction de propagation, pour les cinq contours, pendant que le patient exerce un cycle complet de marche rapide. Les figures 6.13, a, b, c, et e, relatives aux fissures,



notées 1, 2, 3,5 et 6, indiquent nettement que ces angles sont comparables à ceux illustrés sur la figure 6.12. De ces deux activités, marche lente et marche rapide, résulte pratiquement quasiment les mêmes directions de propagations des nouveaux fronts de fissuration. Ce comportement est nettement observé durant les premiers instants du cycle de ces activités. Pendant, les derniers moments du cycle d'une marche rapide, les trajectoires de croissance diffèrent. Cette prédiction illustre de façon claire que ces fronts ne se propagent rectilignement, mais par déviation.

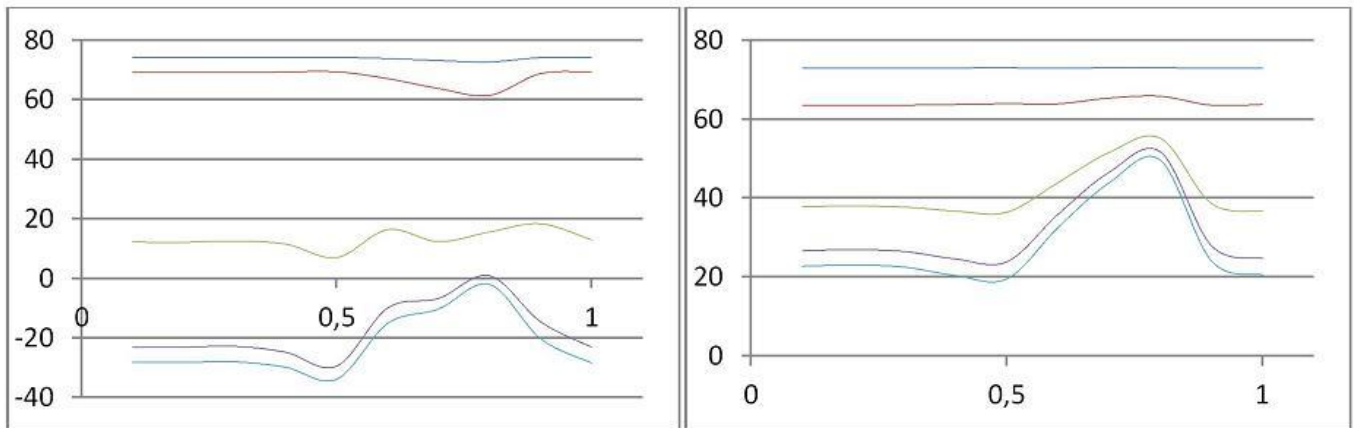
a) fissure 1

b) fissure 2

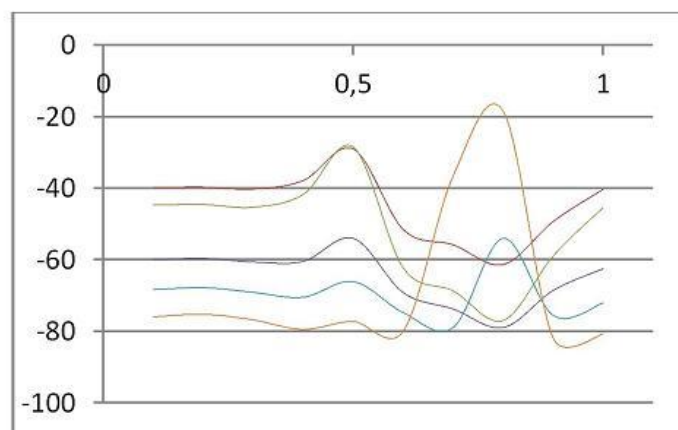


c) fissure 3

d) fissure 5



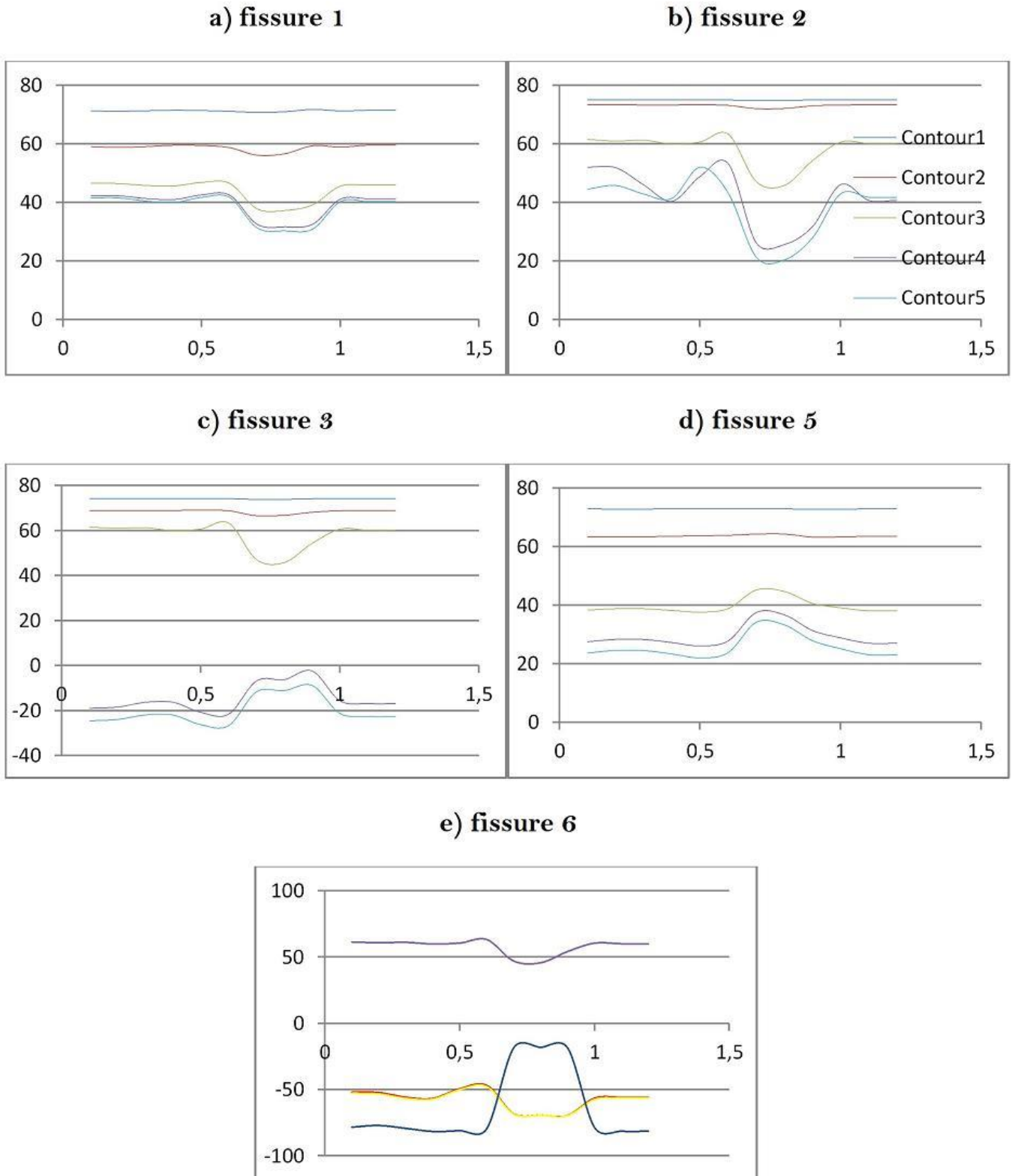
e) fissure 6



**Figure 6.113 :** Directions de propagation prédites des cinq pré-fissures, pour chaque contour, pendant un cycle complet de marche rapide

### 3-Marche en portant une masse

Dans ce cas, le comportement des cinq fissures (fig.6.7), en termes d'angle de la direction de propagation, est étudié lorsque le patient marche un cycle complet en portant une masse de  $10^4$  grammes équilibrément répartie. La variation de cette angle le long de ce cycle résultante des cinq contours est représentée sur la figure 6.14, a, b, c, d et e.



**Figure 6.14 :** Directions de propagation prédites des cinq pré-fissures, pour chaque contour, pendant un cycle complet de marche en portant un poids équilibrément répartie

L'analyse de cette figure, représentant les directions de propagation des cinq fissures initiales 1, 2, 3, 5, et 6 respectivement, montrent, que pendant l'amorçage du cycle de cette activité, ces directions sont proches de celles résultant de la marche lente et rapide. Durant la deuxième période du cycle, les chemins de développement des fronts de fissures divergent. Cette divergence est essentiellement due à la nature de l'activité pratiquée.

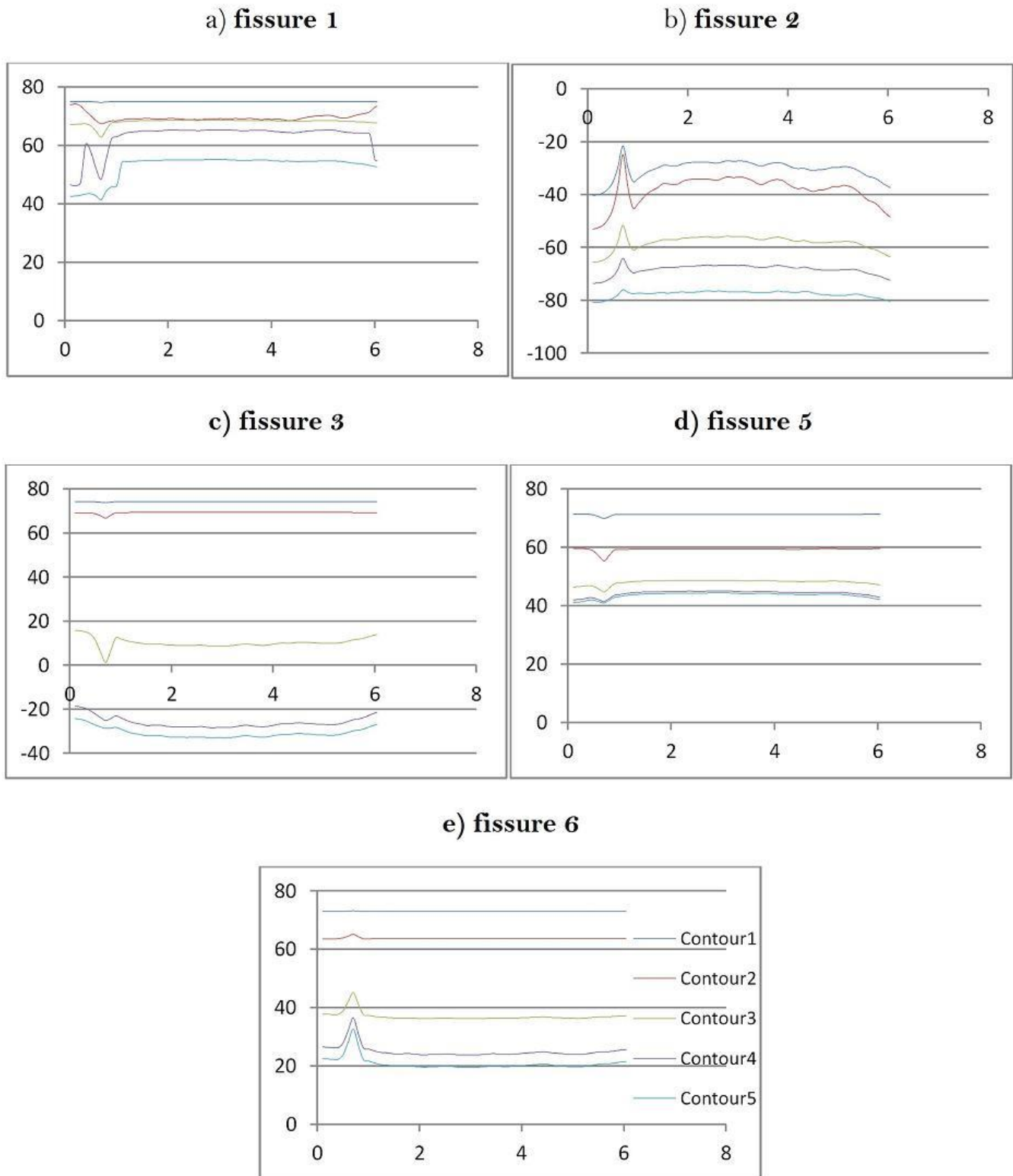
Les trois figures 6.12 à 6.14 montrent clairement que la prédiction de l'angle de la direction de propagation des cinq pré-fissures, au cours d'un cycle complet de marche normale et de marche avec une masse, est étroitement lié au champ de contraintes local, à son intensité et la localisation de fissures.

#### **4-Appuis monopodal :**

La position monopodale est une activité que le patient peut exercer pour des raisons spécifiques. Le comportement biomécanique du ciment osseux est fortement influencé à cet exercice. L'étude précédente a mis en relief l'effet de cette pratique sur le niveau et la distribution des contraintes dans ce liant. Ces dernières conditionnent l'amorçage et la propagation des fissures sous effet de fatigue mécanique, autrement dit la propagation de la fissures 1 aura lieu long termes. Il est donc intéressant d'analyser l'effet d'une telle activité sur la prédiction de la direction de propagation des pré-fissures, notées 1, 2, 3, 5 et 6, existantes dans le ciment (fig.6.7).

Les résultats obtenus, pour les cinq contours, sont indiqués sur les figure 6.15a, b, c, d et e. Ces figures montrent la variation de l'angle de la direction de croissance de ces cinq fissures respectivement, pour les cinq contours lors d'un cycle complet d'appuis monopodal. Nous notons cependant, que de chaque contour résulte un angle de croissance et ce quelle que soit le site d'amorçage de ces fissures. Pendant les premiers instants du cycle, cet angle change avec l'accroissement temps, puis demeure pratiquement constant pour le reste du temps du cycle.

Les angles des directions de propagation présagées observées des fissures initiales, notées 1 et 5, sont comparables (fig.6.15 a, d). En effet, ces défauts se développent, pendant un cycle complet d'appui monopodal pratiquement selon les mêmes trajectoires. Comparativement aux résultats illustrés sur les figures 6.15 a, b, c, et e, l'analyse de la figure 6.15 b permet la mise en évidence de la trajectoire prédite de la fissure, notée 5, Cette derrière se propage vers le bas par rapport au plan de référence (plan de traverse). Les valeurs négatives des angles de propagation prédits sont caractéristiques d'un tel comportement. Autrement dit, le chemin de croissance d'une telle fissure est à l'encontre des autres défauts de discontinuité.

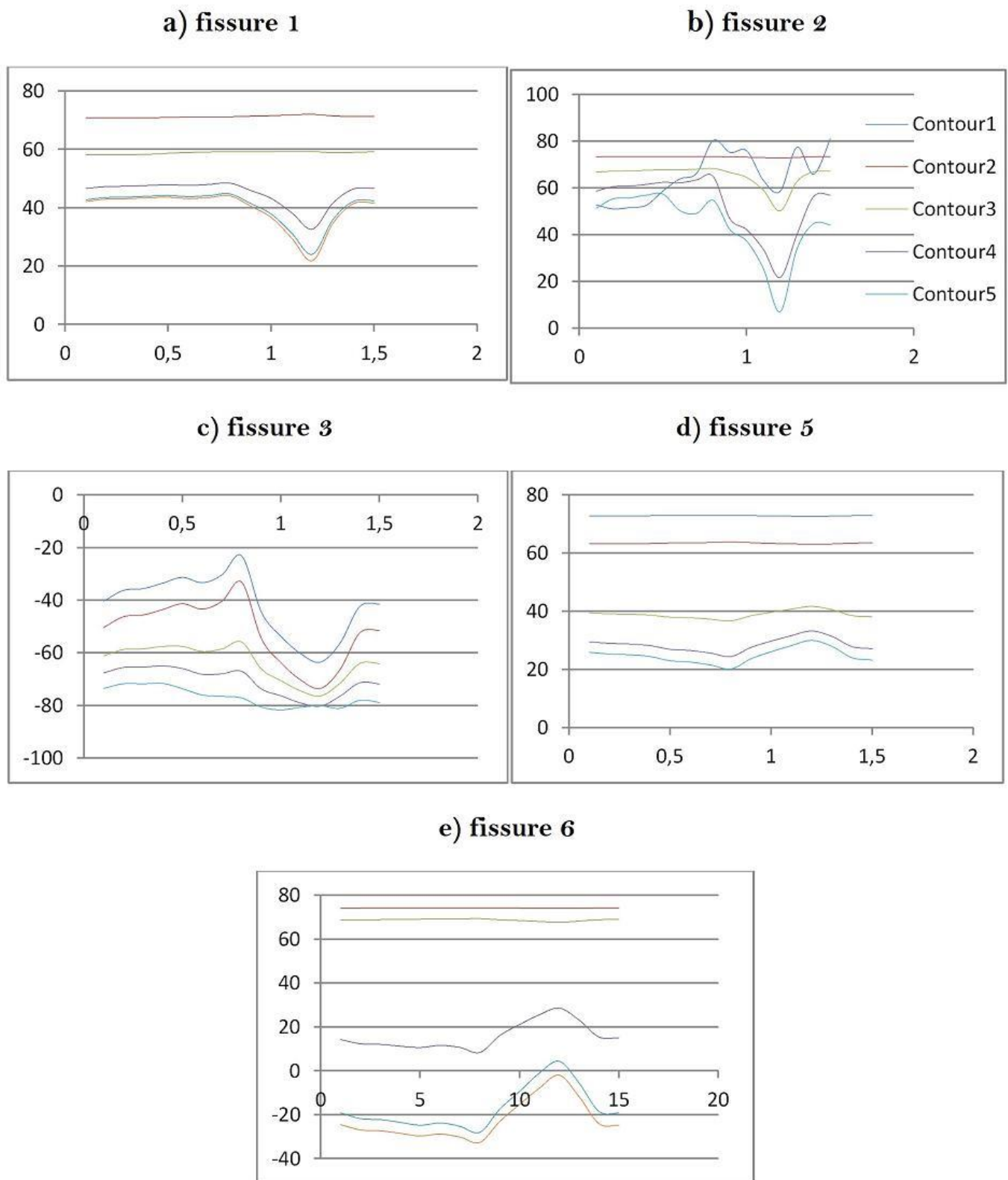


**Figure 6.15 :** Directions de propagation prédites des cinq pré-fissures, pour chaque contour, pendant un cycle complet d'appuis monopodale

## 5-Montée et descente des escaliers

Ces deux activités sont pratiquement couramment pratiquées par les porteurs de prothèse totale de hanche. Elles déterminent le comportement biomécanique du ciment osseux et donc la durée de vie des prothèses totales de hanches. Les résultats obtenus précédemment ont montré que ces activités sollicitent plus fortement ce liant. Le risque d'amorçage et de propagation de fissures de fatigue est plus probable

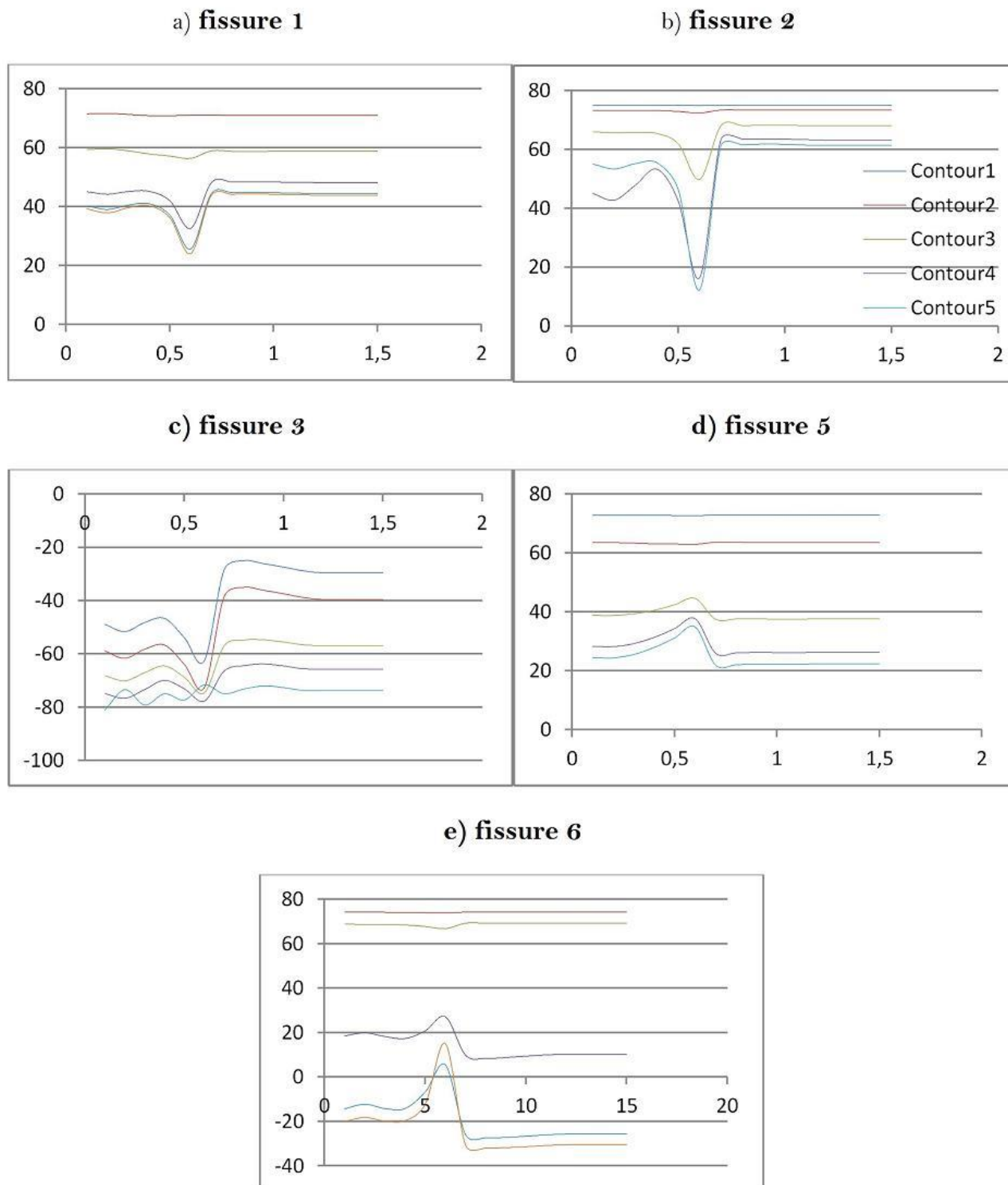
lors d'un exercice abusif de ces deux mouvements. C'est pourquoi, dans cette partie du travail, l'effet de telles activité sur le comportement de préfissures (fig.6.7), notées 1, 2, 3, 5 et 6, en termes de prédiction de la direction de propagation (fig. 6.16 et 6.17). Ces figures montrent la variation de cet angle de propagation, pour les cinq contours, durant un cycle complet de montée et un cycle de descente des escaliers respectivement.



**Figure 6.16 :** Directions de propagation prédites des cinq préfissures, pour chaque contour, pendant un cycle complet de montée des escaliers

Ces deux figures montrent que les angles prédits de la trajectoire de croissance de ces fissures pendant l'exercice de ces deux activités sont presque identiques.

Ce comportement est clairement représenté sur les figures 6.16a et 6.17a, 6.16b et 6.17b, 6.16c et 6.17c, 6.16d et 6.17d, 6.16e et 6.17e. Ces dernières illustrent également que cet angle dépend non seulement du contour mais également de la localisation de la fissure dans le ciment.



**Figure 6.17 :** Directions de propagation prédites des cinq pré-fissures, pour chaque contour, pendant un cycle complet de descente des escaliers

L'angle de prédiction du chemin de croissance varie d'un contour à l'autre, même comparativement à son proche voisin. Il est à noter cependant, que ces angles, lors des premiers instants du cycle de montée des escaliers, sont plus stables, contrairement à ceux résultant de la descente, ou ce comportement est observé vers les derniers moments du cycle.

## **6-Bicyclette**

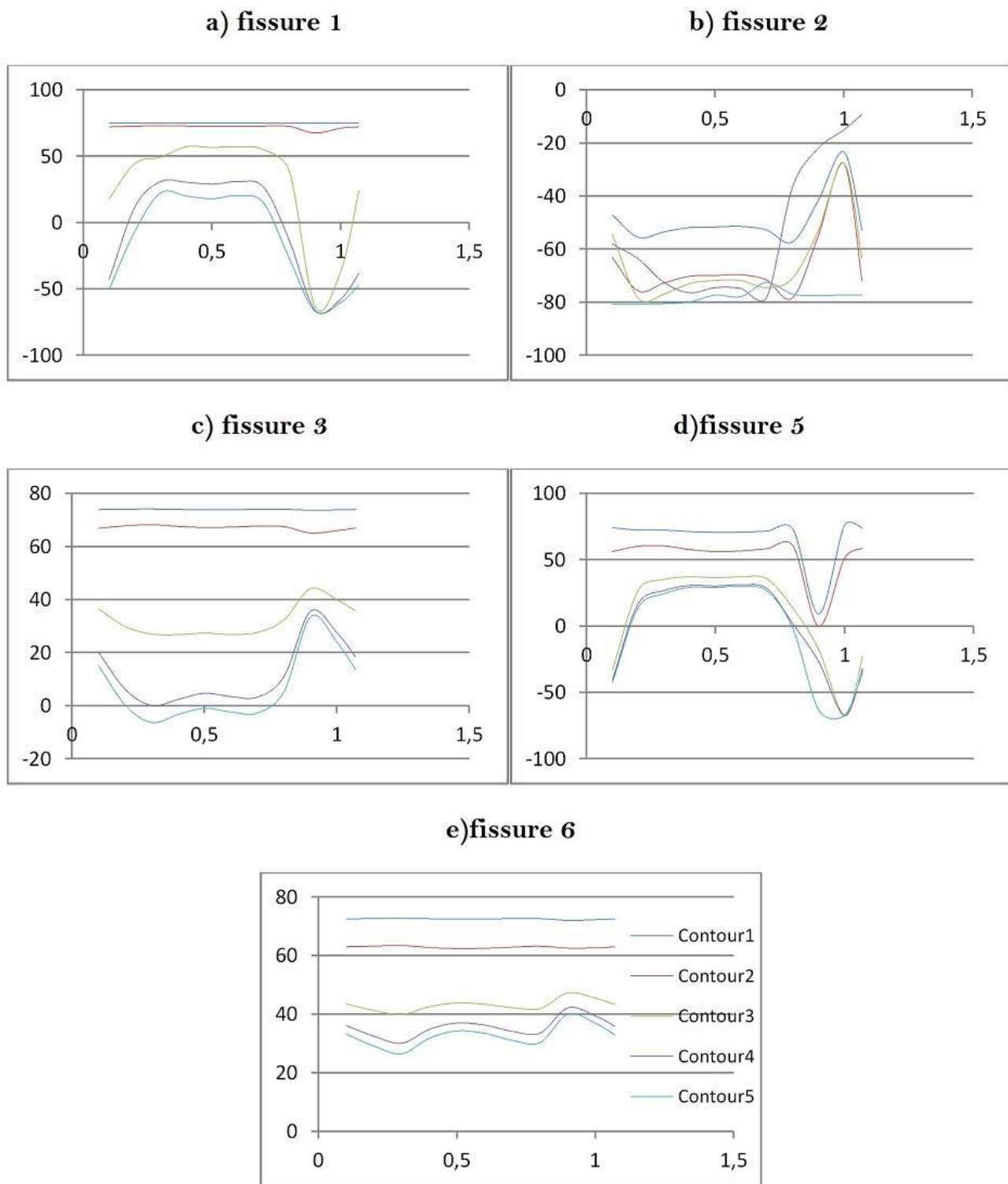
Conduire une bicyclette est l'activité qui induit les efforts les moins intenses de toutes les activités qui ont été étudiées dans ce travail. La quantité d'énergie nécessaire pour faire déplacer un vélo engendre dans le ciment osseux des contraintes dont le niveau a été déterminé dans l'analyse effectuée dans le troisième chapitre. Dans ce qui suit, nous analysons l'effet de cette activité sur la prédiction des angles de directions de propagation des fissures initiales, notées 1, 2, 3, 5 et 6, amorcées dans le ciment chirurgical, pour les cinq contours.

Les résultats de cette analyse sont portés sur les figures 6.18a, b, c, d et e correspondantes à ces cinq fissures respectivement. Ces figures montrent, dans un premier temps, qu'à chaque contour correspond un angle de propagation présagé, dans un second temps, au cours de l'amorçage du cycle, cet angle est quasiment le même pour les pré-fissures, notées 1 et 3. dans ce cas, au-delà du troisième contour, une déviation de la trajectoire de propagation est observée (fig.6.18a et d). Cette déviation est clairement définie en fin de cycle.

L'angle prédit du chemin de croissance de fissure initiale 2 montre que ce défaut a tendance à se propager dans le sens contraire à la direction initiale de cette pré-fissure (fig.6.18 b). Ces valeurs négatives de cet angle définissent une telle propagation. Au début de l'exercice de cycle, Ces valeurs varient très peu avec le temps.

Durant la fin du cycle, une déviation plus marquée du chemin de propagation est observé. Cette déviation est caractérisée par une variation de cet angle au cours du temps (fig.6.18b). Les angles de la direction de propagation de fissure 3, propres aux deux premiers contours, semblent être indépendant du temps de cycle (fig.6.18c). L'effet de ce temps n'apparaît qu'à partir du troisième contour, dont la variation de l'angle avec temps est caractéristique de la déviation de la trajectoire de propagation du nouveau front de fissure. Un tel comportement montre la croissance de cette discontinuité n'obéit pas à une croissance rectiligne.

Des premiers contours de la fissure 6 résultent des angles de la direction de propagation comparables à ceux de la fissure notée 3, (fig.6.18e) et ce tout le long du cycle. A partir du troisième contour, une nette différence de ces angles est observée durant tout le cycle. Dans ce cas et comparativement au comportement de la fissure 3, les déviations sont peu marquées comme le montre la figure 6.18e.



**Figure 6.18 :** Directions de propagation prédites des cinq pré-fissures, pour chaque contour, pendant un cycle complet de conduite d'un vélo

### 7-S'asseoir sur une chaise

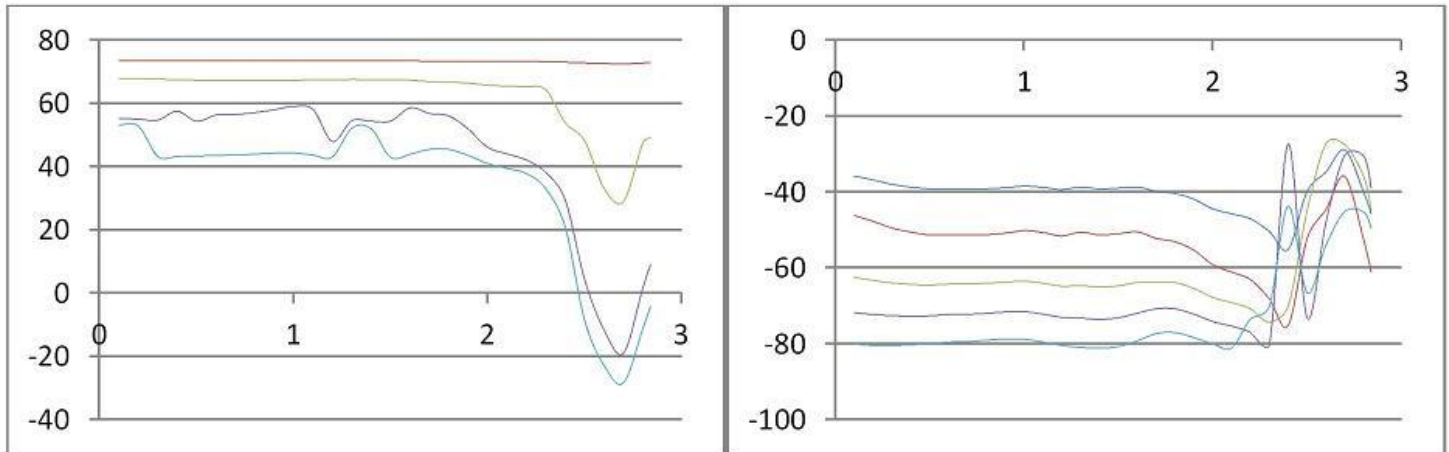
S'asseoir sur une chaise est une activité quotidiennement exercée par le patient. Nous avons montré précédemment qu'un tel exercice peut induire dans le ciment osseux des contraintes, qui au cours du vieillissement de ce liant orthopédique, peut conduire à l'amorçage et à la propagation de fissures par fatigue mécanique. Pour cette raison, nous menons, ici, une étude de la prédiction des angles des chemins de



propagation des cinq fissures initiales (fissure 1, 2, 3, 5 et 6), existantes dans le ciment osseux, et ce pour chaque un des cinq contours, pendant que le patient exerce un cycle complet de l'activité de s'asseoir sur une chaise (fig.6.19a, b, c, d et e). Ces figures indiquent que pour chaque contour, il existe un angle de direction bien défini.

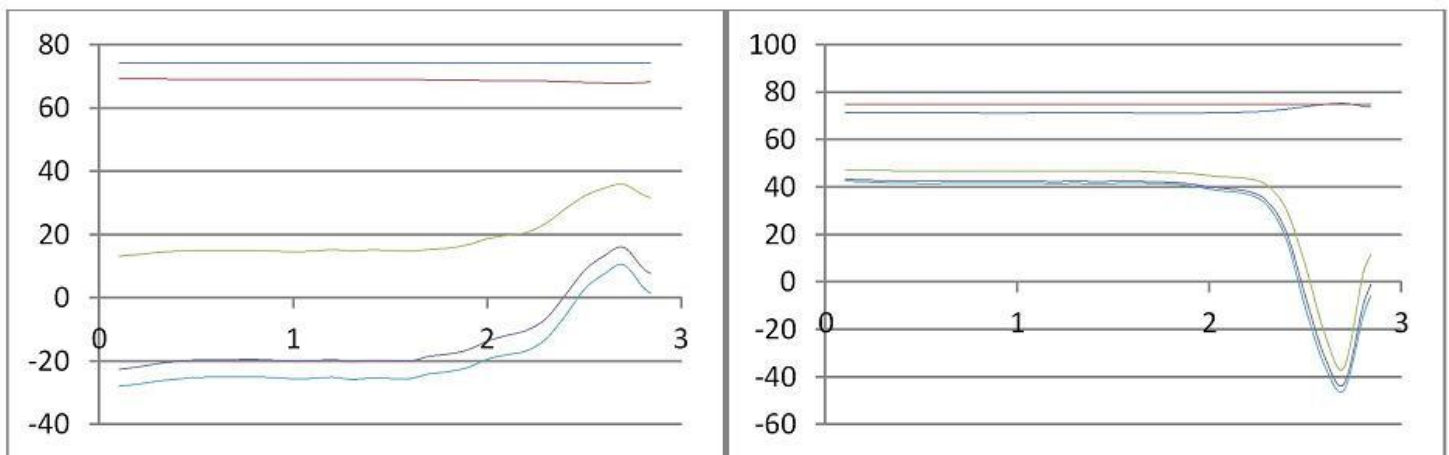
**a) fissure 1**

**b) fissure 2**

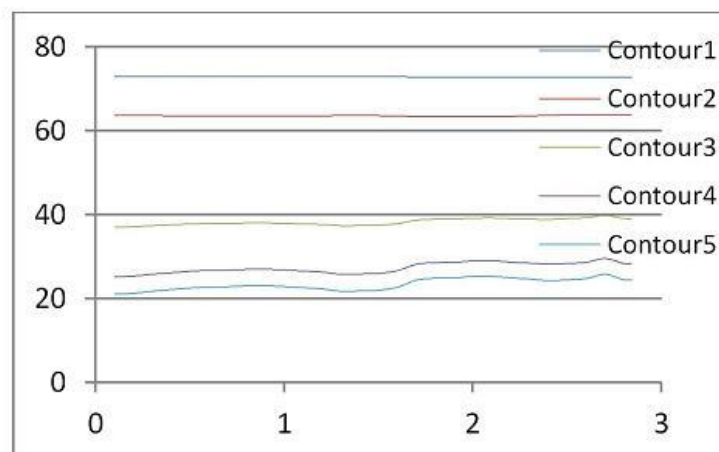


**c) fissure 3**

**d) fissure 5**



**e) fissure 6**



**Figure 6.19 :** Directions de propagation prédites dans chaque contour durant l'activité de s'asseoir sur une chaise.

L'analyse de ces figures montre que les deux premiers contours des fissures,

(fig.6.19a, c, d et e). Quasiment aucune déviation de ces fissures n'est observée tout le long du cycle. A cet effet, l'angle présagé reste invariable durant la pratique de tout le cycle. A partir du troisième contour, les chemins prédits de propagation des fissures, notées 1 et 5, sont comparables (fig.6.19a et d).

Une déviation de ce chemin est observée qu'en fin du cycle. Ces deux pré-fissures présentent pratiquement les mêmes trajectoires de propagation. Les angles de croissance des trois autres fissures 2, 3, 6 diffèrent totalement (fig.6.19b, c et e). Ces figures montrent que ces fronts de fissuration se propagent différemment. La fissure initiale, notée 2, suit un chemin de croissance, dans les premiers instants du cycle, pratiquement inverse à celui de la pré-fissure 5 (fig.6.19b). Une telle discontinuité se propage préférentiellement vers la partie inférieure de zone médiale du ciment osseux. Les angles prédits, propres à chaque contour, dévoilent que la croissance des fissures est non rectiligne et leurs déviations sont progressives d'un contour à son proche voisin.

Ce n'est que vers la fin de cycle que ces angles, propres aux quatre derniers contours, prennent d'autres valeurs, définissant ainsi une déviation du chemin de propagation des nouveaux fronts de fissures. Ce comportement est observé dans le cas des cinq pré-fissures (fig.6.19).

## **8- Se lever d'une chaise**

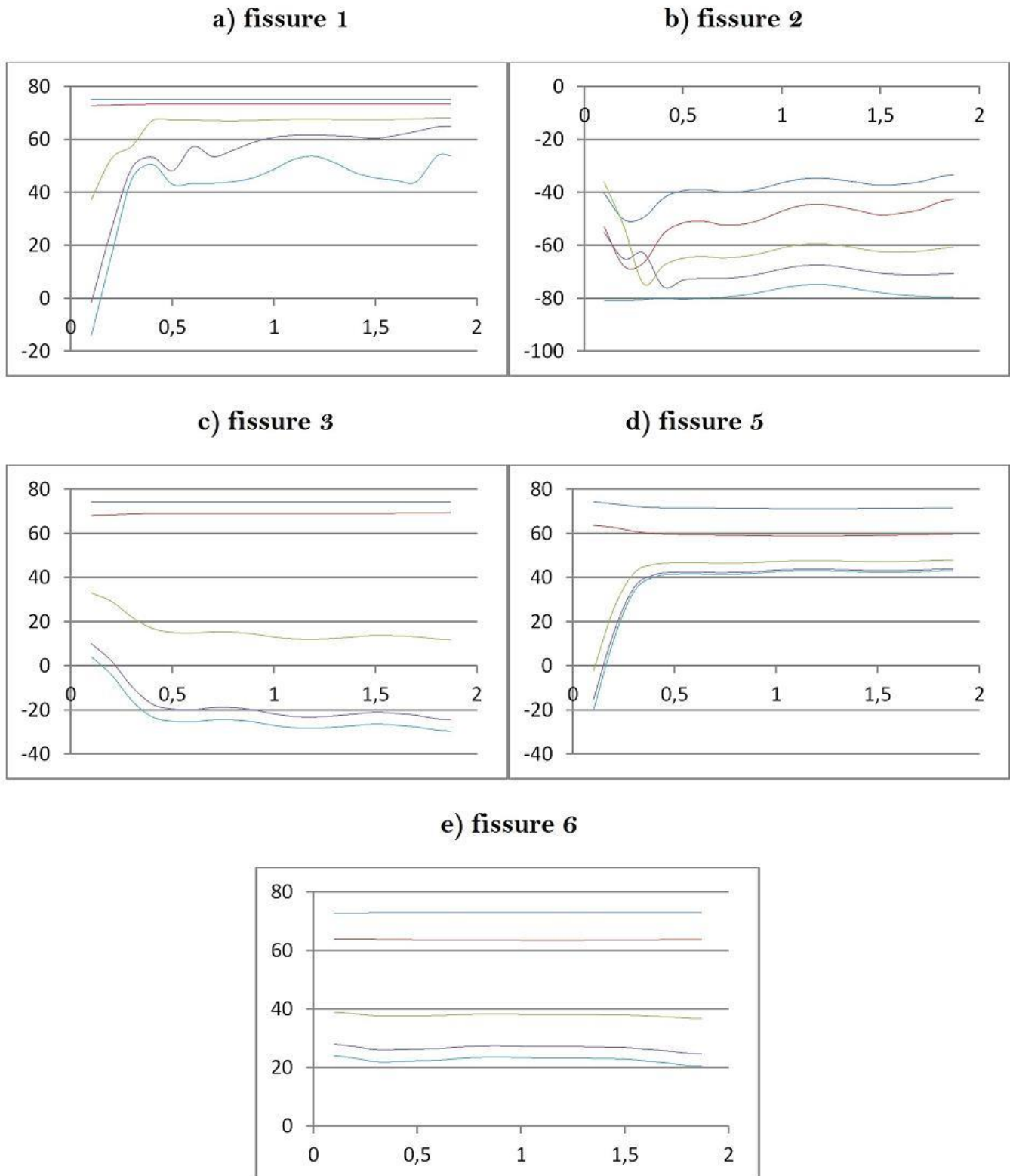
S'asseoir et se lever d'une chaise sont deux activités étroitement liées et ne peuvent être dissociées. Elles appartiennent aux activités les plus couramment exercées par les porteurs de la prothèse totale de hanche et leur pratique induit dans le ciment chirurgical des contraintes pouvant à long termes initier et faire propager des fissures. La dégradation des caractéristiques mécaniques de cet élément et notamment sa ténacité, après quelques années d'utilisation bien avant la durée de vie estimée, est responsable d'un tel comportement.

Les directions de propagation des cinq pré-fissures, notées 1, 2, 3, 5 et 6, relatives aux cinq contours, pendant que le patient se lève d'une chaise sont illustrées dans les figures 6.20a, b, c, d et e. Ces figures illustrent de façon claire un comportement des fissures opposé à celui résultant pendant la pratique de l'activité de s'asseoir sur une chaise. En effet, durant cette activité, la tête fémorale est confrontée aux efforts les plus intenses dans le début du cycle, c'est durant ces premiers moments que le patient fait balancer son poids, et d'une manière progressive de la chaise vers les pieds, la contraction musculaire fait que les efforts sont contractés d'une façon horizontale relativement à l'axe anatomique du fémur.

Ces deux pratiques ne se différencient que par le temps de changement de l'angle présagé de la direction de propagation, les valeurs de ces angles sont pratiquement

comparables (fig.6.19a et 6.20a, fig.6.19b et 6.20b, fig.6.19c et 6.20c, fig.6.19d et 6.20d, fig.6.19e et 6.20e).

Nous notons cependant qu'à chaque contour est associée une direction de propagation bien définie. C'est la variation de l'angle de croissance, pour la même fissure, d'un contour à l'autre qui explique ce changement de trajectoire d'instabilité des cinq pré-fissures.



**Figure 6.20 :** Directions de propagation prédites dans chaque contour durant l'activité de se lever d'une chaise

Ces fissures sont déviées qu'à partir du troisième contour, aux deux premiers contours, leur propagation est quasiment rectiligne tout le long du cycle. Le changement de chemin de croissance s'amorce, pour l'activité de "se lever d'une chaise", au début du cycle, et pour celle de "s'asseoir" sur une chaise à la fin.

### 6.4.3 Facteur d'intensité de contrainte

La détermination du facteur d'intensité de contraintes au front des six fissures de 1mm de taille, a été effectuée dans ce travail, et ce en utilisant la méthode des éléments finis (fig.6.7). Ce critère a été analysé au cours de tout le cycle de toutes les activités que le patient pourra exercer. Rappelons que ce paramètre de rupture est caractéristique de la propagation des fissures.

Le mode de croissance de ces défauts de géométrie rectiligne, est déterminé par ce critère de rupture. La valeur négative de ce dernier indique la stabilité des fissures dans le premier mode de fissuration, (soit la fermeture des fissures dont le  $K_I$  est  $< 0$ ). En mode de cisaillement, modes II et III, ce critère est pris en considération quelle que soit sa valeur même si elle est négative. Rappelons que le ciment osseux présente un comportement mécanique fragile, l'étude de ces critères est comme paramètres de rupture donc tout à fait représentative.

Le comportement de ces pré-fissures est analysé, ici, en termes de variation de facteur d'intensité de contraintes en modes I, II, III pendant que le patient exerce un cycle complet de marche lente (fig. 6.23). Cette figure montre que les pré-fissures, notées 1, 2, 3 et 4, se propagent, sous l'effet de cette activité, en mode mixte (mode I, II et III en même temps). Les deux autres se développent par cisaillement de leurs lèvres en mode mixte II et III.

Elle illustre également que le mode de croissance, pendant les premiers instants du cycle, prédominant est le mode d'ouverture pour les fissures initiales, notées 1, 2, et 4. C'est de la pré-fissure, notée 3, que les critères de propagation en mode I, II et III sont les plus importants. Au bout de 0.25s de marche lente, la résistance à la fissuration du ciment osseux est franchie. La ténacité de ce composant est atteinte, sa rupture brutale est inévitable.

Ceci montre clairement que la partie proximale du ciment orthopédique est une zone fortement exposée au risque d'amorçage et de propagation de fissures. Le ciment du col fémoral est la partie la plus vulnérable de la prothèse totale de hanche. Les résultats obtenus durant cette analyse montrent que les probabilités d'amorçage des fissures conduisant à un descellement de la prothèse les plus élevés sont dans cette zone du ciment.

La pré-fissure, notée 3, se propage préférentiellement en mode III. Les très faibles valeurs des facteurs d'intensité de contraintes en modes II et III, en têtes des fissures

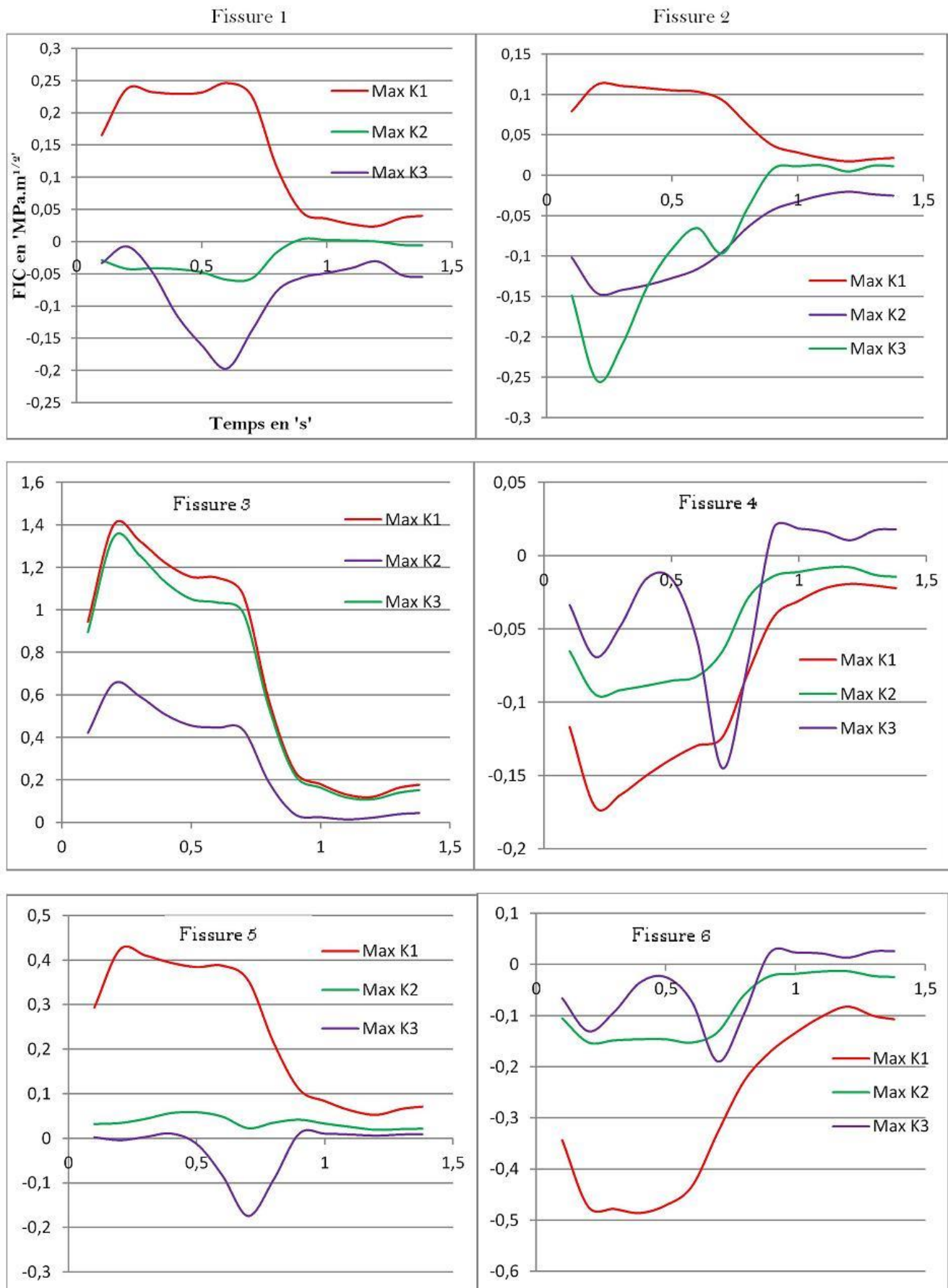


Figure 6.23 : Variation des facteurs d'intensité de contraintes en modes I, II et III des six préfissures pendant un cycle de marche lente

L'analyse du facteur d'intensité de contraintes facilitera la détermination du choix de la direction de propagation la plus probable. En effet, une fissure ne peut se développer que si elle présente, sur ses fronts, une concentration d'énergie mécanique (contrainte) suffisante. La variation de cette énergie, pendant un cycle complet de marche lente, est clairement illustrée sur la figure 6.23. Sur cette variation des facteurs de concentration de contraintes en modes I, II et III se base l'analyse de prédiction de la direction de propagation des pré-fissures.

#### 6.4.4 Prédiction de la direction de la propagation

Cette étude a montré précédemment que la prédiction des directions de propagation de chaque nœud formant le front des pré-fissures, résulte du premier contour. Or, nos résultats illustrent clairement que cette direction diffère d'un contour à l'autre. Autrement dit, à chaque contour correspond une direction de propagation de fissure. A cet effet, la direction la plus probable est celle pour laquelle la valeur facteur d'intensité de contraintes est la plus élevée.

De cette condition d'analyse résulte une prédiction de la direction de propagation de la fissure initiale, notée 1, (fig.6.24). Le choix s'est porté sur cette fissure, car elle se trouve dans la zone la plus sollicitée du ciment orthopédique et présente une instabilité en mode d'ouverture. En effet, vu l'amplitude du  $K_I$  qui est beaucoup plus petite que celle du  $K_{IC}$ , la probabilité de propagation par fatigue de ces pré-défauts de fissuration est élevée. Autrement dit, ces discontinuités peuvent à long terme, bien avant l'achèvement de la durée de vie de la prothèse (estimé de 10 à 15 ans), devenir instables dans le ciment osseux.

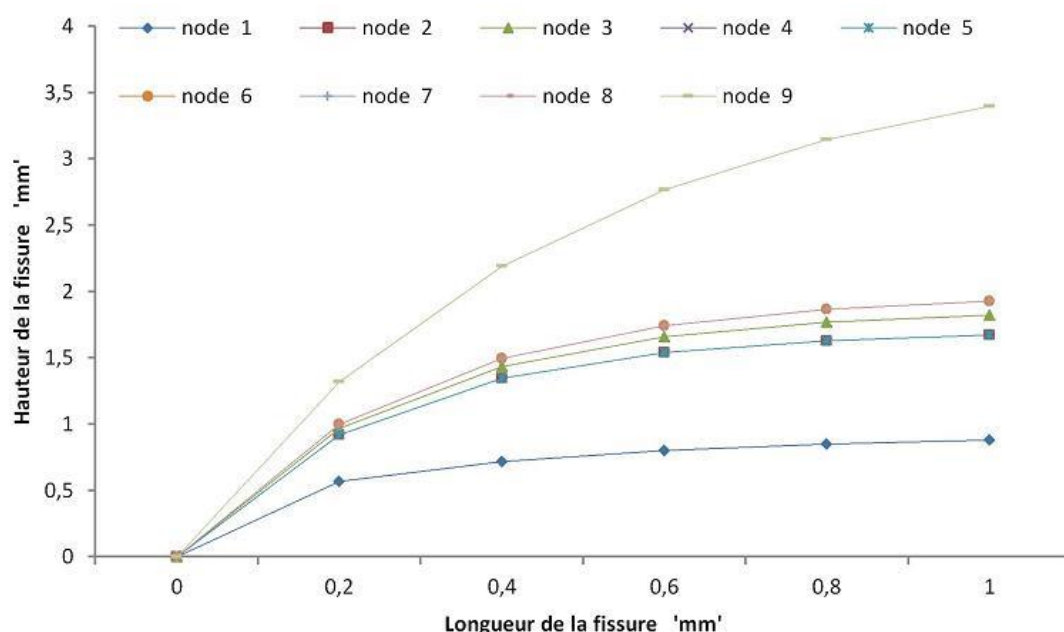
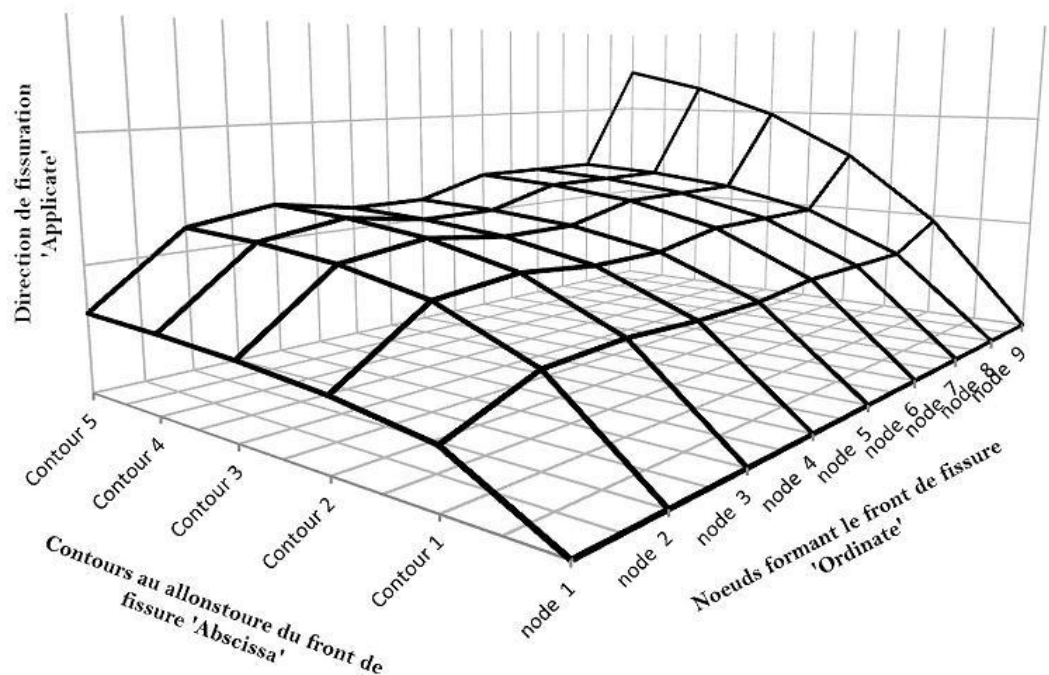


Figure 6.24 : Représentation de la propagation bidimensionnelle de la fissure, notée 2, en chaque nœud pendant un cycle de marche lente.

La nature du ciment orthopédique favorise la propagation de cette fissure initialement stable par fatigue mécanique. De cette fissure initiale résultent des valeurs moyennement élevées du facteur d'intensité de contraintes en mode I les plus élevées après celles de la fissure 3 ou la ténacité du ciment est largement atteinte. Les résultats obtenus sont illustrés sur la figure 6.24 montrent que les neufs nœuds, formant le front de fissuration, ne se propagent pas dans la même direction.

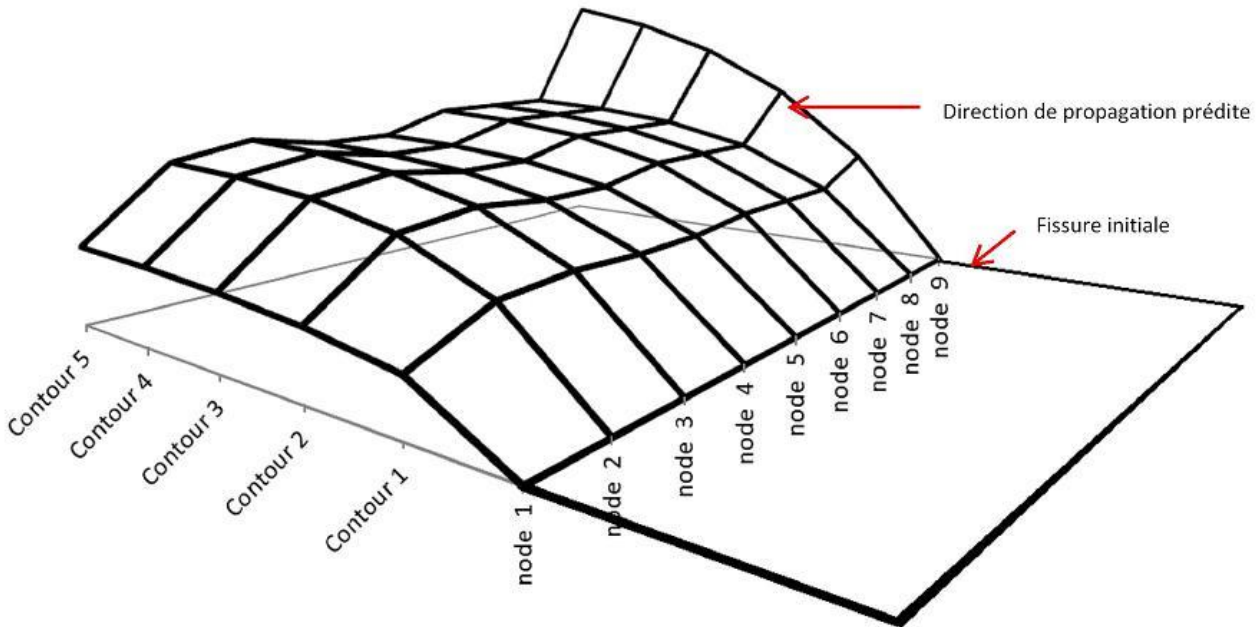
L'angle prédit du chemin de croissance de cette fissure est d'autant plus important d'un nœud à son proche voisin. Pour le premier contour, le comportement des nœuds notés 2 à 8, l'angle de la direction de propagation prédit est quasiment le même. Pour les autres contours, un faible écart d'angle  $\alpha$  est observé pour ces nœuds. Il semble que l'interaction entre les premiers nœuds proches voisins est responsable d'un tel comportement. L'angle prédit de la direction de propagation du neuvième nœud est beaucoup plus important que les autres nœuds.

L'écartement du dernier nœud, noté 9, de la trajectoire, par rapport au premier, noté 1, est de plus en plus important du premier au cinquième contour. Ce comportement est clairement illustré sur la figure 6.25. Cette dernière indique que les nœuds extrêmes, présentant plus de liberté par rapports aux autres nœuds (2 – 8), car ils ne sont influencés que par un nœud voisin, par contre les autres sont liés avec les deux nœuds voisins, ce qui fait que la direction de propagation des nœuds notés 1 et 9 est différente des autres et présente une trajectoire dont la déviation est d'autant plus accentuée du contour 1 au contour 5.



**Figure 6.25 :** Représentation tridimensionnelle de la direction de propagation de la préfissure, notée 2, pendant un cycle de marche lente.

La propagation des fissures est analysée pour chaque nœud à partir du front de la fissure, en fait, chaque nœud à sa propre direction de propagation qui est légèrement différente de celle du nœud de voisinage. La direction de propagation des fissures correspondante à chaque nœud est indiquée sur la figure 6.24, et les intersections des lignes de contour avec ces directions sont marquées par un point.



**Figure 6.26 :** Prédiction de la direction de propagation de la pré-fissure, notée 5, sous fatigue mécanique.

La prédiction de la propagation des fissures est clairement illustrée à la figure 6.25 et 6.26, où elles montrent que la direction de propagation des fissures est pratiquement stable dans les nœuds qui ne sont pas en contact avec la zone non fissurée dans la direction de propagation. Le champ de contrainte local dans cette zone peut conduire au changement de la trajectoire de propagation en affectant l'amplitude des facteurs d'intensité de contraintes. Cette affectation conduit à l'apparition d'une nouvelle direction de propagation dans les nœuds extrêmes du nouveau front de fissure.

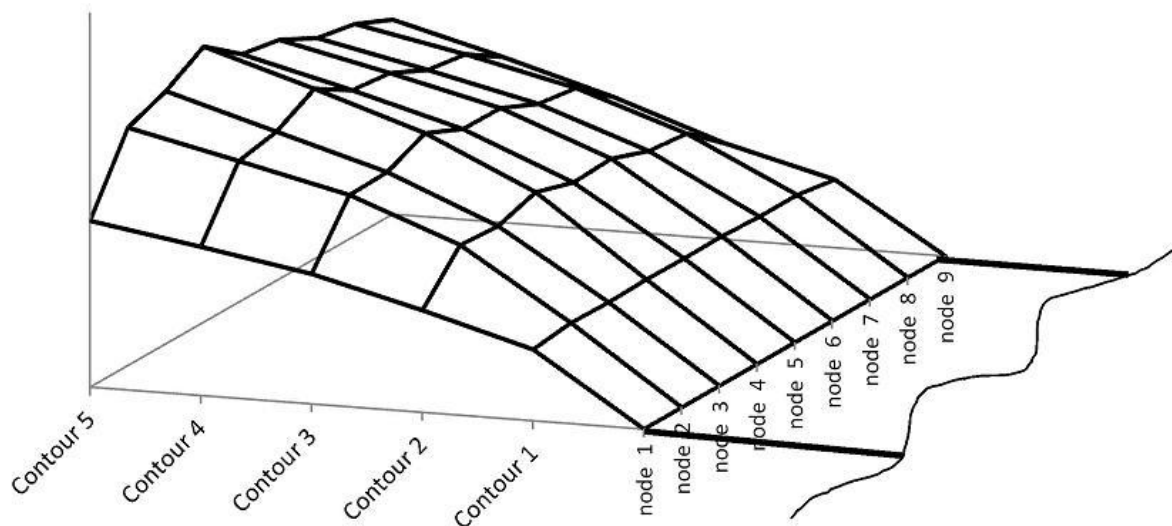
La direction finale de propagation de la pré-fissure, notée 5, est compilée sur la figure 6.26. Sur cette dernière sont montrées à la fois les deux fissures initiales et l'allure de la propagation que la fissure notée 2 peut emprunter. Rappelons que le choix s'est porté sur cette fissure, car elle présente, après la fissure 3, une grande magnitude du facteur d'intensité de contraintes, et ce en mode d'ouverture. Après un certain nombre de cycles de marche lente, la direction réelle de propagation des fissures peut être légèrement différente de celle prédite, car les propriétés du ciment sont généralement affectées par le vieillissement et la fatigue.



## 6.5 Détermination de propagations des fissures

Comme il a été indiqué précédemment, le ciment orthopédique présente un comportement fragile caractérisé par de faibles propriétés mécaniques et particulièrement une très faible résistance à la fissuration. Son facteur d'intensité de contrainte critique, en mode d'ouverture, est égal au moyenne à l'unité. Lors de l'analyse de la prédiction de la direction de propagation, nos résultats ont montré qu'en tête de la fissure, notée 3, le facteur d'intensité de contraintes, en mode d'ouverture, a atteint une magnitude montrant sa propagation brutale. Suite à cette constatation, une analyse de la direction de propagation issue de la simulation numérique a été menée. Cette dernière prend en considération le chemin de propagation durant le premier cycle de l'activité (marche lente), contrairement aux cas précédents où la prédiction de la direction de croissance de la fissure, la plus instable, présentant le critère de rupture en mode I le plus élevé, a été analysée en termes de fatigue, c'est à dire après  $n$  cycles d'activité.

La direction de propagation prédite de cette fissure est illustrée dans la figure 6.27. Une telle fissure se propagera inévitablement dans les premiers cycles et conduira à la rupture brutale du ciment suivant l'épaisseur pour atteindre l'os spongieux dans un premier temps. Ensuite et par déviation, elle se propagera le long de l'interface et conduit au descellement de la prothèse totale de hanche.



**Figure 6.27 :** Prédiction de la direction de propagation de la fissure N° 3.

Sur la figure 6.27 est illustrée la prédiction de la direction de propagation de la fissure, notée 3, pour les cinq contours. Cette figure montre que les directions de

fissurations prédites relatives aux neuf nœuds et cinq contours sont pratiquement peu différentes. Cette petite différence semble être due à l'interaction des nœuds proches voisins centraux formant le front de fissuration. Pour une telle fissure, les directions de propagations présentent quasiment un même comportement au niveau des deux nœuds extrêmes. Autrement dit, cette fissure montre un changement de direction de propagation considérable dans ces deux bouts du front de fissure comparativement à ceux du centre. Cette modification est essentiellement due au comportement de chaque nœud par rapport à son proche voisin et particulièrement de ceux des deux extrémités du front de la fissure.

# **Conclusion générale**

## Conclusion générale

Au cours de cette thèse, nous avons mené une recherche sur le ciment orthopédique, et plus précisément sur l'expansion de sa durée de vie. Ce travail nous a permis de tirer les conclusions suivantes :

- Les contraintes, induites dans le ciment du col fémoral lors de la marche lente, sont fortement localisées sur deux zones diamétralement opposées correspondantes aux zones frontale et postérieure. L'intensité de ces contraintes est directement liée à l'incrément du temps. Elles atteignent un niveau maximum dès l'amorçage du cycle, et chutent considérablement durant les derniers instants de ce cycle.

- Ces deux zones du ciment sous fortes contraintes ont été observées quelle que soit la nature de l'activité exercée par le porteur de la prothèse totale de hanche. Ces activités sollicitent différemment ces deux parties. Le niveau des contraintes, engendrées par certaines activités exercées accidentellement, telles que le trébuchement, la chute des escaliers etc..., induisent des contraintes de très forte amplitude;

- La contrainte équivalente de Von Mises, engendrée dans le ciment du col fémoral pendant que le patient marche lentement, présente la même allure le long du ciment avec une intensité différente au cours du temps d'exercice d'un cycle complet;

- Les étendus des zones du ciment osseux sous contraintes sont étroitement liés à la nature de l'activité exercée par le patient. La taille de ces zones sont d'autant plus importantes que le porteur de l'articulation artificielle pratique des exercices pouvant solliciter plus énergétiquement le ciment du col fémoral. La chute des escaliers ou la marche avec une masse équirépartie entre les mains induisent des zones sous contraintes environ deux fois plus étendues que lorsque le patient conduit une bicyclette. Par rapport à la marche normale, ou à la marche rapide, la marche lente génère dans le ciment des contraintes plus intenses dans des zones plus larges. Ces zones sous contraintes peuvent, en fonction de la nature des activités, atteindre les zones médianes. Ces activités favorisent les zones sous compression au détriment de celle en tension;

- Les contraintes, engendrées dans la partie médiane du ciment osseux, restent pratiquement homogène pendant l'exercice d'un cycle complet d'une activité. Leur niveau croît lorsque le patient exerce des mouvements plus intenses, telle par exemple la chute des escaliers, la marche avec une masse à la main, ou faire du footing;

- Les contraintes, produites dans l'os pendant que le patient effectue des activités tolérées ou non accidentelles ou exagérées, sollicitent plus fortement la partie

médiane de ce tissu vivant. C'est exactement dans sa zone centrale que l'os est soumis à des contraintes les plus élevées ;

- Plusieurs activités (en addition à celles non recommandées par les chirurgiens traumatologues) doivent être proscrites vu le danger imminent qu'elles présentent sur les porteurs de la prothèse totale de hanche à savoir le descellement de l'implant prothétique ;

- La pratique de certaines activités par ces patients telles que le jogging (courir à une vitesse modérée), marcher en portant un poids de 10Kg et surtout se trébucher peut conduire à une détérioration des propriétés mécaniques du ciment orthopédique ou au mieux à l'accélération de ce processus, et ce pour un ciment récemment installé. Un ancien ciment orthopédique ne peut faire face aux contraintes engendrées par ce genre d'activités ;

- L'activité de la marche lente à titre d'exemple, engendre une amplitude de contraintes estimées à une augmentation de 18% par rapport à l'activité de la marche normale et de 25% par rapport à la marche rapide, cependant marcher rapidement peut mener à des trébuchements, ce qui rend la marche normale la marche idéale pour les patients porteurs des prothèses totales de hanche ;

- Le cyclisme peut être exercée par les patients porteurs de prothèse totale de hanche à conditions qu'il soit pratiqué dans des conditions idéales et après consultation des médecins traitants, car le problème majeur de cette activité est la chute du vélo ce qui écarte la possibilité d'utiliser une bicyclette dans les rues. Par contre un vélo statique et après réglage de position de la puissance 150w environs et du banc selon les dimensions anatomiques du patient, peut être utilisé par ces patients ;

- La réponse biomécanique du ciment dépend exclusivement des interactions interfaciales ciment-os cortical fémoral. Le modèle, présentant des zones de contact direct entre ces deux éléments de la prothèse, engendre dans le ciment du col fémoral des efforts environ quatre fois plus forts que ceux résultants du modèle à contact indirect. Les zones proximale et distale présente une sensibilité à la nature du contact (direct ou indirect). Contrairement à ces deux zones, le comportement mécanique de la partie médiane semble ne pas dépendre de la nature du contact;

- La nature des matériaux constituant les particules de renforcements fait augmenter, en addition à la résistance à la rupture ( $\sigma_r$ ), la dureté du ciment renforcé.

- Le gain de raideur due au renforcement, fait apparaitre une résistance additionnelle aux déformations transmises par l'implant prothétique et par l'os fémoral, et provoque une distribution inéquilibrée des charges mécaniques, et une hausse indésirable des amplitudes des contraintes au niveau de ce matériau renforcé.

- D'une façon générale, à l'exception de quelques activités « marche normale et rapide » (cas de la fissure 6), montée et descente des escaliers (cas de la fissure 3), pédaler, s'asseoir et se lever d'une chaise (cas de la fissure 2), l'angle de la direction des propagations des cinq préfissures est généralement le plus élevé dans les deux premiers contours. Les angles de propagation prédits changent d'un contour à son premier proche voisin. La déviation de ces fissures est observée dès le troisième contour pratiquement pour tous les nouveaux fronts de fissuration quel que soit leur site d'amorçage. Les changements de chemin de propagation observés sont caractéristiques d'une croissance non rectiligne de ces fronts de fissures;

- Une même préfissure, pour une même activité, présente de différentes directions de propagations. Ces directions varient d'un contour à l'autre. Généralement, les trajectoires, propres aux deux premiers contours, ne changent pratiquement pas le long du cycle. Du premier contour au second, les fissures se propagent de façon rectiligne. Les changements de chemins de propagation n'interviennent qu'à partir du troisième contour. Pour une même activité, ces chemins, définis par des angles, varient avec le temps de l'exercice du cycle;

- Les valeurs négatives, relatives aux cinq contours, sont caractéristiques d'une propagation en sens contraire à la direction initiale des préfissures. Les nouveaux fronts de fissuration de certaines fissures initiales se propagent préférentiellement selon des trajectoires dirigées vers le bas du plan de référence (plan transverse (fig.1.1)). Ce comportement est étroitement lié à la nature de l'activité pratiquée par le patient et aux sites d'amorçage des préfissures;

- Pendant l'exercice de n'importe quelle activité, chaque pic d'effort coïncide avec une variation importante de la direction de propagation des nouveaux fronts de fissures. Ces derniers changent, durant le cycle d'activité, la trajectoire de croissance;

- Chaque préfissure, en fonction de la nature de l'activité exercée et de celle du contour, présente des directions de propagation différentes. Pendant la pratique de la même activité, certaines directions sont stables et rectilignes, alors que d'autres subissent un changement de trajectoire trop marqué. Le développement de telles fissures se fait essentiellement par déviation;

- Le mode des propagations des fissures amorcées initialement dans le ciment osseux est étroitement lié au site de localisation de ces défauts de fissuration. Pour chaque fissure il existe un mode de croissance prépondérant;

- Les préfissures, notées 1, 2, 3 et 5, pendant que le patient marche lentement, se propagent en mode mixte I, II et III. Ces fissures sont instables, en mode d'ouverture dès l'amorçage du cycle et se stabilisent durant les derniers instants de ce cycle. la fissure 3 est plus instable en mode I et III. En mode I, la résistance à la fissuration est

franchie. Cette forte instabilité est observée dans les premiers instants du cycle de marche lente;

- La fissure 5, de par la valeur du facteur d'intensité de contraintes en mode d'ouverture, peut présenter un risque de propagation à long termes;

- Les fissures, notées 4 et 6, sont les plus stables en modes II et III. en mode d'ouvertures les contraintes localisées dans ces zones du ciment agissent comme des contraintes de fermeture de ces fissures;

- La prédiction des angles de direction de propagation des cinq fissures amorcées initialement dans de différentes parties du ciment osseux est étroitement liée aux sites de fissuration, aux nœuds du front de fissuration et à leurs contours et du temps d'exercice d'un cycle complet d'activité. Au-delà du deuxième contour, la trajectoire de propagation de ces pré-fissures, suit un chemin dévié. Le front de fissuration central, composé par les nœuds centraux, présente un chemin de croissance prédit différent de celui des nœuds des deux extrémités du nouveau front de fissures. A ces derniers correspond des angles de direction de propagation prédits les plus importants.

## Références bibliographiques

- 1 - **Best, S.M., Porter, A.E., Thian, E.S., and Huang, J.**, Bioceramics (2008.): Past, présent and for the future. Journal of the European Ceramic Society 28, 7, 1319-27.
- 2 - **Barinov, S.M.**,(2010) : Calcium phosphate-based ceramic and composite materials for medicine. Russian Chemical Reviews 79, 13-29.
- 3 - **CHARNLEY J., Halley DK** (1975) : Rate of wear in total hip replacement: 170-179.
- 4 - **DAMBREVILLE A.** (1995): Etude comparative de deux séries de prothèses totales de hanche hydroxyapatite versus titane poreux :159-165
- 5 - **BESNIER J.-P. Editions Anthos** (1995) : Dictionnaire d'anatomie locomotrice.
- 6 - **DERBYSHIRE B., FISHER J., DOWSON D., HARDAKER C., BRUMMITT K.** (1994) : Comparative study of the wear of UHMWPE with zirconia ceramic and stainless steel femoral heads in artificial hip joints : 229-236.
- 7 - **GACON G.** (1998) : A propos des tiges fémorales cimentées en alliage de titane. 24-27.
- 8 - **HEINDEL R., Cales B.** (1992) : Radioactivity of zirconia ceramics used for femoral heads.
- 9 - **LE MOUËL S., ALLAIN J., PIDET O., de CLAVIERE G., Goutallier D.** (1997) : Premiers résultats alarmants du couple Zyrcon/polyéthylène dans les prothèses totales de hanche: 44.
- 10 - **Le Mouël S., Allain J., Goutallier D.** (1998) : Analyse actuarielle à 10 ans d'une cohorte de 156 prothèses totales de hanche cimentées à couple de frottement alumine/polyéthylène : 338-345.
- 11 - **LE ROUGE S., HUK O., YAHIA L.H., WITVOET J., SEDEL L.** (1997) Ceramic-ceramic and metal polyethylene total hip replacements : 135-139.
- 12 - **BENJAMIN J. B., GIE G. A., LEE A. J. C., LING R. S. M., VILZ R. Z.** (1987): Cementing technique, and the effects of bleeding : 102-115.
- 13 - **BALLARD T. W., CALLAGHAN J. J., SULLIVAN P. M., JOHNSTON R. C.** (1992): The results of improved cementing techniques for total hip arthroplasty : 159-164.



- 14 - **CHARNLEY J.** (1989) : Low friction arthroplasty of the hip. Theory and practice.
- 15 - **LEROUGE S., HUK O., YAHIA L'H., WITVOET J., SEDEL L.** (1998) : Ceramic -ceramic and metal-polyethylene total hip replacements. Comparison of pseudomembranes after loosening : 135-139.
- 16 - **LEVAI J. P., BOISGARD S.** : Techniques pour optimiser les propriétés du ciment chirurgical. Actualités en biomatériaux. Romillat, Paris, 1996. Vol. 3, 199-209.
- 17 - **LEWIS G., AUSTIN G. E.** (1994) : Mechanical properties of vacuum-mixed acrylic bonecement, Vol. 5, 307-314.
- 18 - **LEWIS G.** : Properties of acrylic bone cement. State of the art review. Journal of Biomedical Materials Research, 1997:155-182.
- 19 - **LING R. S. LEE J. C. M.**: Porosity reduction in acrylic cement is clinically irrelevant : 1998 249-253.
- 20 - **BERGMANN G., GRAICHEN F., ROHLMANN A.** : Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. Journal of Biomechanics, 1993, Vol. 26, 969-990.
- 21 - **BERGMANN G., GRAICHEN F., ROHLMANN A., VERDONSHOT N., VAN LENTHE G. H.** (2000): Frictional heating in and around total hip implants.
- 22 - **BROWN S. A., BARGAR W. L.** (1994) : The influence of temperature and specimen size on the flexural properties of PMMA bone cement : 123.
- 23 - **BERGMANN G., DEURETZBACHER G., HELLER M., GRAICHEN F., ROHLMANN A., STRAUSS J., DUDA G. N.** : Hip contact forces and gait patterns from routine activities : 859-871.
- 24 - **BERGER R. A., JACOBS J. J., QUIGLEY L. R., ROSENBERG A. G., GALANTE J. O.** (1997) : Primary cementless acetabular reconstruction : 216-225.
- 25 - **Schoenfeld RC. Conova S. Rittschof D. Ganem B.** : Cytotoxic, antifouling bromotyramines: a synthetic study on simple marine natural products and their analogues. Bioorg Med Chem Lett (2002)12:823-825
- 26 - **BERRY D. J., HARMSSEN W. S., ILSTRUP D. M.** (1998) : The natural history of debonding of the femoral component from the cement and its effect on long-term survival of Charnley total hip replacements : 715-721.

- 27 - **BESONG A. A., TIPPER J. L., INGHAM E., STONE M. H., WROBLEWSKI B. M., FISHER J.** : Quantitative comparison of wear debris from UHMWPE that has and has not been sterilized by gamma irradiation. *The Journal of Bone and Joint Surgery* : 340-344.
- 28 - **BHAMBRI S. K., GILBERTSON L. N.** (1997) Micro mechanisms of fatigue crack initiation and propagation in bone cements : 233-237.
- 29 - **BISHOP N. E., FERGUSON S., TEPIC S.** (1996) : Porosity reduction in bone cement at the cement-stem interface : 349-356.
- 30 - **BLANQUAERT D.** (1987) : Les céramiques et céramo-métalliques *in* *Biomécanique orthopédique* : 82-93.
- 31 - **BLOEBAUM R. D., ZOU L., BACHUS K. N., SHEA K. G., HOFMANN A. A., DUNN H. K.** (1997) Analysis of particles in acetabular components from patients with osteolysis. 109.
- 32 - **BOMBELLI R.** (1982): Classification and pathogenesis. The role of osteotomy as a consequent therapy.
- 33 - **BONNOMET F., VOGT F., GLEYZE P., SCHVINGT E., KEMPF J.-F.** (1993): Concept du ciment armé : étude clinique, anatomopathologique, expérimentale et radiographique.
- 34 - **BONNOMET F., VANHILLE W., LEFEBVRE Y., CLAVERT P., GICQUEL P., KEMPF J.-F.** (2001) : Echec d'une armature métallique grillagée pour le scellement acétabulaire : 144-155.
- 35 - **BONNOMET F., CLAVERT P., GICQUEL P., LEFEBVRE Y., KEMPF J.-F.** (2001) : Reconstruction par greffe et anneau de soutien des descellements acétabulaires aseptiques avec perte de substance osseuse sévère : 135-146.
- 36 - **BRAGDON C. R., JASTY M., KAWATE K., McGRORY B. J., ELDER J. R., LOWENSTEIN J., HARRIS W. H.** : Wear of retrieved cemented polyethylene acetabula with alumina femoral heads : 119-120.
- 37 - **PEDERSON, D.R., DAVY, D.T., KOTZAR, G.M., HEIPLE, PEDERSEN, D.R GOLDBERG, V.M., (1994).** Comparison of hip joint force calculations measured in the same patient 192-199.
- 38 - **DAMBREVILLE A., P.LAUTRIDOU** (1996) : Les cotyles impactés. 217-222.
- 39 - **SCZEPANSKI TL, GROSS MT, DUNCAN PW, CHANDLER JM.** (1991): Effect of contraction type, angular velocity, and arc of motion on EMG ratio 256-62.

- 40 - **LLOYD, D. G., & BESIER, T. F.** (2003). An emg-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *Journal of Biomechanics*, 36, 765-776.
- 41 - **Weaver JK., Chalmers J.**, Cancellous bone: its strength and changes with aging and an evaluation of some methods for measuring its mineral content. *J Bone Joint Surg Am* 1966; 48: 289-298.
- 42 - **Bohner, M. & Baroud, G.** : Injectability of calcium phosphate hydraulic pastes. *Biomaterials* 2005 .vol.26 (13): 1553-1563.
- 43 - **Sinha, R. K., Kim, S.-Y., & Rubash, H. E.**, "Long-stem cemented calcar replacement arthroplasty for proximal femoral bone loss\* 1 ". *The Journal of Arthroplasty*. Vol. 19, n° 2, 2004. P. 141-150.
- 44 - **Sutherland C. J., Wilde A. H., Borden L. S., Marks K. E.**, A ten-year follow-up of one hundred consecutive Müller curved-stem total hip replacement arthroplasties. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1982, Vol. 64-A, N° 7, 983-990.
- 45 - **Joshi M. G., Advani S. G., Miller F., Santare M. H.**, Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding. *Journal of Biomechanics*, Vol.33,2000, 1655-1662.
- 46 - **Ginebra, M.-P., Canal, C., Espanol, M., Pastorino, D., and Montufar, E.B.**, Calcium phosphate cements as drug delivery materials. *Advanced Drug Delivery Reviews* 64, 12, 1090-110,2012.
- 47 - **Bonvin, Alexis.**, Evaluation et suivi radiologique de la prothèse Elite Plus <sup>TM</sup>. Thèse de doctorat, Univ. Genève, 2009, no. Méd. 10578.
- 48 - **Chen, K.-K., Low, K.-L., Sharif Zein, S.H., et AL.**, Reinforcement of calcium phosphate cement with multi-walled carbon nanotubes and bovine sérum albumin for injectable bone substitute applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 4, 3, 331-9, 2011.
- 48 - **Khairoun, I., Billon, A., Daculsi, G., Merle, C., and Bouler, J.-M.**, Improvement of porosity of a CaP cement by incorporation of biodegradable polymer microspheres. *Key Engineering Materials* 284-286, 192-132, 2005.
- 49 - **Girod Fullana, S., Ternet, H., Freche, M., Lacout, J.L., and Rodriguez, F.**, Controlled release properties and final macroporosity of a pectin microspheres-calcium phosphate composite bone cement. *Acta Biomaterialia* 6, 6, 2294-300, 2010.
- 50 - **Habraken, W.J.E.M., Liao, H.B., Zhang, Z., et AL.**, In vivo degradation of calcium phosphate cement incorporated into biodegradable microspheres. *Acta Biomaterialia* 6,6, 2200-11,2010.

- 51 - **Lewis, G.**, Injectable bone cements for use in vertebroplasty and kyphoplasty: state-of-the-art review. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B: Applied biomaterials* 76, 2, 456-68, 2006.
- 52 - **Alves, H.L.R., Dos Santos, L. A., and Bergmann, C.P.**, Injectability evaluation of tricalcium phosphate bone cement. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 19, 5, 2241-6, 2008.
- 53 - **Chen, K.-K., Low, K.-L., Sharif Zein, S.H., et AL.**, Reinforcement of calcium phosphate cement with multi-walled carbon nanotubes and bovine serum albumin for injectable bone substitute applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 4, 3, 331-9, 2011.
- 54 - **Neira, I.S., Kolen'Ko, Y.V., Kommareddy, K.P.**, Manjubala, I., Yoshimura, M., and Guitian, F., Reinforcing of a calcium phosphate cement with hydroxyapatite crystals of various morphologies. *ACS applied materials & interfaces* 2, 11, 3276-84, 2010.
- 55 - **OOMS, E.M., VERDONSCHOT, N., WOLKE, J.G.C., ET AL.** Enhancement of initial stability of press-fit femoral stems using injectable calcium phosphate cement: an in vitro study in dog bones. *Biomaterials* 25, 17, 3887-94.
- 56 - **Contantin, A.**, Appareil locomoteur - Physiologie du tissu osseux. Cours, Université de Toulouse, 2013,1-20.
- 57 - **Schmidt R.**, Comportement des matériaux dans les milieux biologiques. *Traité des matériaux, Presses Polytechniques et Universitaires Romandes* 7 (1999).
- 58 - **Hillerborg, A., M. Modeer, and P. E. Petersson**, Analysis of Crack Formation and Crack Growth in Concrete by Means of Fracture Mechanics and Finite Elements, *Cement and Concrete Research*, vol. 6, pp. 773-782, 1976.
- 59 - Marieb, E.N. And Hoehn, K., *Human Anatomy & Physiology*. Pearson. 2006.
- 60 - **SPECHT R.** (1996) : Bone cements : history and general properties, 219-226.
- 61 - **AHMED A. M., PAK W., BURKE D. L., MILLER J.** (1982) : Transient and residual stresses and displacements in self-curing bone cement. 21-27.
- 62 - **Wagoner Johnson, A.J. and Herschler, B. A.**, A review of the mechanical behavior of CaP and CaP/polymer composites for applications in bone replacement and repair. *Acta Biomaterialia* 7, 1, 16-30, 2011.

- 63 - **Heymann, D. and Lepreux S.**, (2008)Le tissu osseux, in Histologie - Bases fondamentales, OmniScience.
- 64 - **Benouis Ali, Boulenouar Abdelkader, Benseddiq Noureddine and Serier Boualem**, (2015) : Numerical analysis of crack propagation in cement PMMA: application of SED approach, Structural Engineering and Mechanics, Vol. 55, No.1 .
- 65 - **Zouambi Leila.**, Effet d'interaction des cavités sur le comportement du ciment orthopédique de la partie acétabulaire d'une prothèse totale de hanche, PhD thesis sidi Bel-Abbés technology university 2013.
- 66 - **Khairoun, I., Billon, A., Daculsi, G., Merle, C., and Bouler, J.-M.**, Improvement of porosity of a CaP cement by incorporation of biodegradable polymer microspheres. Key Engineering Materials 284-286, 192-132, 2005.
- 67 - **Bouziane Mohamed Mokhtar.**, Effets des micro-défauts dans le ciment orthopédique sur le comportement mécanique dans la partie fémorale de la PTH, PhD thesis sidi Bel-Abbés technology university, 2010.
- 68 - **Masson,E.**, Imagerie musculo-squelettique : Pathologies générales. 2005:AnneCotten. 795.
- 69 - **Benouis, Ali., Serier Boualem and, Benbarek, Smail**, Influence of porosity on the behavior of cement orthopedic of total hip prosthesis, Adv. Biomech. Appl., 2(1), 1-10, (2015).
- 70 - **Benbarek Smail.**, Effets des défauts et micro-défauts sur le comportement en rupture de ciment orthopédique des prothèses totales de hanches, PhD thesis sidi Bel-Abbés technology university, 2008.
- 71 - **Benbarek, Smail., Bachir Bouiadjra, Bel Abbas., Bouziane, Mohamed El Mokhtar., Achour, Tarik., Serier, Boualem.**, Numerical analysis of the crack growth path in the cement mantle of the reconstructed acetabulum, Materials Science and Engineering 2013,
- 72 - **D. CHAREF**, The mechanical behavior of total hip prosthesis under dynamic loading, PhD thesis sidi Bel-Abbés technology university, 2008
- 73 - **D. CHAREF and B. SERIER.** : Effects of dynamic loading on the mechanical behavior of total hip prosthesis. Journals of the Japan Society of Mechanical Engineers 2015 -D-15-00115.
- 74 - **D. CHAREF and B. SERIER.** : Prediction of crack propagation direction in the cemented total hip prosthesis. Mechanics and Mechanical Engineering 2017 Vol. 21, No. 3 (2017) 703-716.

75 - **F. Erdogan and G. C. Sih** : On the Crack Extension in Plates Under Plane Loading and Transverse Shear', J. Basic Engineering 1963 85(4), 519-525

76 - **SK Maiti, RA Smith** :Comparison of the criteria for mixed mode brittle fracture based on the preinstability stress-strain field Part I: Slit and elliptical cracks under uniaxial tensile loading International Journal of Fracture 1983 Vol.23.4 pp. 281-295

77 - **M.A. Hussain, S.L. Pu and J. Underwood**, : ASTM-STP-560 1974 2-28.

78 - **K. Palaniswamy and W.G. Knauss**, : On the Problem of Crack Extension in Brittle Solids under General Loading, Graduate Aeronautical Laboratories, California Institute of Technology 1974, Pasadena Report SM pp.74-8.

79 - **N. Hayashi, S. Nemat-Nasser, L.M. Keer**, : Stress Analysis Of A Kinked Crack Initiating From A Rigid Line Inclusion. Part II: Direction Of Propagation, Mechanics Of Materials 1984 Vol. 3,2 PP 147-156.

80 - **<https://www.wikipedia.org>**

81 - **Logiciel orthopedic loads.**

82 - **Larry L. Hench**: Bioceramics: from concept to clinic. Journal of American ceramics society 1991 Vol.74.7 pp. 1487-510.