

N° d'ordre :

THESE

Pour l'obtention du diplôme de doctorat
UNIVERSITE DJILLALI DE SIDI BEL-ABBES
FACUTLTE SCIENCES DE L'INGENIEUR
SPECIALITE/ SCIENCES DES MATERIAUX

Présenté par Monsieur :
MANKOUR Abdeldjelil

ETUDE DU COMPORTEMENT MECANIQUE D'UNE PTH CIMENTEE

Directeur de Thèse :
Mr. BACHIR BOUIADJRA BEL-ABBES

Soutenu :
Devant la commission d'Examen

JURY

Président :

Mr. BOUTABOUT Benali Professeur Université de sidi Bel-Abbés

Encadreur

Mr. BACHIR BOUIADJRA B. Professeur Université de sidi Bel-Abbés

Examineurs :

M ^{elle} BOUAFIA Farida	MCA	Centre Universitaire d'Ain Témouchent
M ^r . MERDJI Ali	MCA	Université de Mascara
Mr. MECHAB Belaid	MCA	Université de sidi Bel-Abbés
Mr. OUDAD Wahid	MCA	Centre Universitaire d'Ain Témouchent

Résumé

Dans la prothèse totale de hanche (PTH), la fixation des implants s'effectue généralement par le ciment chirurgical constitué essentiellement de polymère (PMMA). L'objet de notre travail est d'étudier une fissure émanant d'un débris d'Os et des microcavités dans les zones pouvant provoquer la rupture du ciment et par conséquent le descellement aseptique de la prothèse. A cet effet, on a modélisé la prothèse par la méthode des éléments finis, en deux dimensions. On constate que le gradient de facteur d'intensité de contraintes le plus élevé est enregistré pour des fissures émanant du débris d'Os et des microcavités dans les zones proximale et distale de la prothèse totale de hanche. Les propriétés mécaniques des implants et le chargement appliqués sont des paramètres dominant afin de minimiser les concentrations des contraintes. La présence de la fissure interfaciale dans la construction du PTH émanant d'une microcavité joue un rôle déterminant qui peut mener à la décohésion des liaisons en ciment, et provoquer le descellement, la zone la plus dangereuse c'est la zone distale car elle présente les facteurs d'intensités de contraintes les plus élevées. Les fissures interfaciales (ciment/os et ciment/implant) sont les positions plus dangereuses spécialement dans la partie intérieure de la zone distale.

Mots Clés : Implant ; Ciment; Cavité ; Débris d'Os ; Fissure ; Contrainte.

ملخص

في جراحة العظام و خاصة التبديل الكامل لمفصل الورك يتم تثبيت الزرع عن طريق الاسمنت الذي يتكون اساسا من البوليمر (PMMA). الهدف من عملنا هو دراسة تأثير الشقوق التي تبدأ من التجاويف و حطام العظام في مختلف المناطق للاسمنت التي تشكل خطرا على انفصال الرابطة بين عظم الفخذ و الزرع. وتحقيقا لهذه الغاية استعملنا المحاكات ذات البعدين و ثلاثية الابعاد. الكسور البيضاوية الشكل التي المنطلقة من حطام العظم هي التي تعطي الاجهاد المرتفع في المنطقة العلوية و السفلى. الصدع البينية المنطلقة من التجاويف بين الزرع و الاسمنت هي الاكثر خطورة في المنطقة الداخلية السفلى من الفخذ. التي تلعب دورا هاما في تفكك الترابط وتضعف دور الاسمنت ويسبب ارتخاء الزرع، المنطقة الأكثر خطورة هي المنطقة السفلى من الورك لأنه يحتوي على كثافة أعلى عوامل الضغوط. وجود صدع بينية التي تبدأ من التجاويف (العظام/ اسمنت / زرع) هي الأكثر خطورة وخصوصا في الجزء الداخلي من منطقة الورك.

الكلمات المفتاحية : زرع. الاسمنت. تجويف. حطام العظام. كسر. اجهاد

Abstract

In total hip prosthesis (PTH), the implants are fixed by the acrylic cement (PMMA). The Object of our work focuses on the effect crack emanating from bone debris and Microcavities in the zones able to cause the cement rupture and consequently the aseptic loosening of the prosthesis. Three and two dimensional finite element analysis models were created in order to determine the most dangerous zones in the cement of femoral stem. The distal and proximal zones give the most values of FIC of crack emanating from bone debris and cavities. The mechanical properties of implants and applied loading are keys parameters in order to minimize the stress concentrations. The presence of the interfacial crack in the femoral construction emanating from a microcavity plays a significant role of the cement connections separation, and the loosening of femoral stem. The distal zone is the most dangerous zone because it presents the highest stress intensity factors. The interfacial cracks (cement/bone and cement/implant) are the most dangerous especially in the distal zone of interior part.

Key words: Implant; Cement; Cavity; Crack; Bone Debris; Stress.

Remerciement

Je remercie **Dieu** qui a éclairé ma route et qui m'a donné la foi et le courage de persévérer en dépit de bon nombre d'obstacles.

Je tiens à exprimer toute ma reconnaissance à Monsieur Boualem SERIER, Professeur à la Faculté des Sciences de l'ingénieur de l'Université Djillali LIABBES de Sidi Belabbes et directeur du laboratoire LMPM.

Je remercie mon Directeur de thèse, Monsieur Belabbes BACHIR-BOUIDJERRA Professeur à l'Université Djillali LIABBES de Sidi Belabbes, pour la confiance qu'il m'a accordée tout au long de ce travail de recherche; qu'il trouve ici le témoignage de ma profonde reconnaissance.

Je tiens à exprimer toute ma reconnaissance à Monsieur BOUTABOUT Benali, Professeur à la Faculté des Sciences de l'ingénieur de l'Université Djillali LIABBES de Sidi Belabbes, qui a bien voulu présider le jury.

Je tiens à exprimer également mes remerciements à Monsieur MECHAB Belaid Maître de conférence A à l'Université Djillali LIABBES de Sidi Belabbes qui a accepté de faire partie du jury.

Je remercie également Monsieur MERDJI Ali, Maître de conférence à l'Université de Mascara qui a accepté d'examiner ce travail.

Je remercie également M^{elle} BOUAFIA Farida Maître de conférence au Centre Universitaire d'Ain Témouchent qui a accepté d'être membre de la commission d'examen de thèse.

Je remercie également Monsieur OUDAD Wahid Maître de conférence au Centre Universitaire d'Ain Témouchent qui a accepté d'être membre de la commission d'examen de thèse.

Mes remerciements s'adressent également à tous ceux qui, m'ont assisté tout au long de ce travail et particulièrement le docteur BOUZIANE Mohamed Mokhtar ainsi que tous les membres du laboratoire de recherche.

Merci à tous ceux qui nous ont inculqué le savoir et sans lesquels nous ne serions pas ce que nous sommes devenus aujourd'hui.

Dédicace

Je dédie ce modeste travail

- A mes très chers parents et à ma femme qui m'ont toujours soutenu.

- A ma très chère Famille,

- A mes très chers professeurs,

- A mes très chers amis.

Mankour Abdeljelil

Sommaire

Introduction Générale	1
-----------------------------	---

Chapitre I : Anatomie de La Prothèse Totale de la Hanche

I.1 – Introduction	4
I.2 - Historique de la prothèse totale de la hanche	4
I.2.1 - Premières tentatives	4
I.2.2 - Arthroplastie par cupule	5
I.2.3 - Prothèse céphalique	6
I.2.4 - Prothèse totale de la hanche	7
I.3 - Définitions de base	9
I.3.1 - La Biomécanique	9
I.4 - Les biomatériaux utilisés comme implants orthopédiques	11
I.4.1 - Les matériaux constituant les PTH	11
I.4.1.1 – Historique	11
I.4.2 - La Hanche	13
I.4.2.1 - Matériaux biologiques de l'articulation de la hanche	13
I.4.2.2- L'Os	13
I.5 Ancrage des Prothèses	15
I.5.1 Types de fixation	15
I.5.2 Prothèses cimentées.	16
I.5.3 Prothèses non cimentées	16
I.6 Dégradation des prothèses totales de hanche	17
I.6.1 Fonctionnement de l'articulation fémorale	17
I.6.2- Les différents régimes de glissement	18
I.6.2.1- Les conditions de glissement	19
I.6.3- Matériaux utilisés	20

I.7- Biomécanique de la hanche	20
I.7.1- Fémur	22
I.7.2- Caractéristiques mécaniques de l'os	25
a. Résistance à la traction	28
b. Résistance à la compression	29
c. Résistance au cisaillement	30
d. Résistance à la flexion	30
e. Résistance à la torsion	31

Chapitre II : Biomatériaux du Prothèse Total de la Hanche

II.1 – Introduction	33
II.2 - Fixation des prothèses	33
II.2.1 - Fixation par ciment	34
II.2.2 - Fixation sans ciment	34
II.3 - Les biomatériaux	34
II.3.1 - La notion de biocompatibilité	35
II.3.1.1 - La biocompatibilité structurale	35
II.3.1.2 - La raideur	36
II.3.2 - La biocompatibilité des surfaces	38
II.3.3 - Composition de la surface des biomatériaux	38
II.3.4 - Résistance à l'usure	39
II.3.5 - Topographie du biomatériau	39
II.4 - Différents types de biomatériaux	42
II.4.1 - Biomatériaux métalliques	42
II.4.1.1 - Les aciers	43
II.4.1.2 - Les alliages à base de cobalt-chrome (Co-Cr)	44
II.4.1.3 - Les alliages en titane.....	45

II.4.2 - Les céramiques	47
II.4.2.1- Les céramiques traditionnelles	47
II.2.2.2 - Les céramiques nouvelles	48
II.4.3 - Le polyéthylène	49
II.5 - Le Ciment Acrylique Osseux	50
II.5.1 – Introduction	50
II.5.1.1 - L'évolution de ciment osseux	52
II.5.2 - Ciment chirurgical	52
II.5.3 - Conditionnement du ciment	53
II.5.4 - Composition du ciment	53
II.5.6 - Propriétés physiques	54
II.5.6.1 - Temps de prise ou de durcissement	54
II.5.6.2 - Chaleur dégagée	54
II.5.6.3 – Viscosité	56
II.5.7 - Porosité	58
II.5.8 - Fissures	58
II.5.9 - Propriétés mécaniques	59
II.5.9.1 - Résistance mécanique statique du ciment	60
II.5.10 - Effets de l'environnement in Vivo sur le ciment acrylique	60
II.5.11 - Caractéristiques du ciment chirurgical	61
II.5.11.1 - Température de polymérisation	61
II.5.11.2 - Contraction de volume	62
II.5.12 - Caractéristiques de manipulation	63
II.5.12.1 - La Phase de mélange	63
II.5.12.2 - La Phase de repos	64
II.5.12.3 - La Phase d'injection	65
II.5.12.4 - La Phase de durcissement	66

II.5.13. Technique opératoire	66
II.5.13.1. Techniques de mise en œuvre du ciment	66
II.5.13.2 - Inconvénients du ciment	67
II.6 - Effet de l'épaisseur du ciment	68
II.7 - Fatigue du ciment osseux	69
II.8 - Fluage du ciment osseux	69
II.9 - Les complications du PTH	70
II.9.1 - Le déboîtement	70
II.9.2 - Descellement total des ATH cimentées	70
II.9.2.1 - Le descellement septique	71
II.9.2.2 - Le descellement aseptique	71
II.9.3 - Débris d'usure et descellement aseptique	71
II.9.4 - Descellement à l'interface ciment/os	73
II.9.5 - Descellement à l'interface implant / ciment	76
II.10 – Conclusion	77

Chapitre III : Analyse d'une Fissure Emanant D'inclusion d'Os

III.1 Introduction	79
III.2 Analyse par Eléments Finis	80
III.2-1 Modèle Géométrique	80
III.2.2 Propriétés des Matériaux.....	82
III.2.3 Conditions Hauts Limites et Chargement	83
III.2.4 Modélisation par Élément Finis et Maillage.....	83
III.3 Résultats et discussions	86
III.3.1 Distribution des contraintes dans le ciment autour du débris de l'os	86
a) Contraintes équivalentes (Von Mises).....	86
III.3.2) Distribution de contraintes dans le débris d'os	88

a) Contrainte équivalente (Von Mises)	90
III.3.3. Comportement de rupture d'une fissure.....	91
III.4 Conclusion	94

Chapitre IV : Fissure initiée d'une microcavité : partie extérieure

IV.1 – Introduction	96
IV.2 - Fissure émanant d'une microcavité	96
IV.2 - analyse par éléments finis	101
IV.2.1 - Géométrie et maillage du modèle	101
IV.3 - Résultats et discussions	103
IV.3- Résultats et discussions	103
IV.3- Résultats et discussions	103
IV.3.1- Microcavité a l'interface implant/ciment	103
IV.3.2 - Microcavité a l'interface Ciment/Os	105
IV.3.3 - Microcavité au milieu du ciment	107
IV.3.4 - Comparaison du FIC selon les positions de la porosité	109
a. - Zone proximale	109
b. Zone médiane	110
c.- zone distale	111

Chapitre V: Fissure initiée d'une microcavité : partie intérieur

V.1 Introduction	115
V.2 - Résultats et discussions	116
V.2.1 - Fissure émanant d'une microcavité à l'interface ciment/os	116
V.2.2 - Fissure émanant d'une microcavité à l'interface ciment/implant	118
V.2.3 - Fissure émanant d'une microcavité au milieu du ciment	120
V.2.4 - Effet de la position de la microcavité	122

a - Zone proximale	122
b - Zone médiane	124
c - Zone distale	126
V-3 Comparaison des FIC des deux parties d'implant fémorale	127
V.4 - Conclusion	129

Chapitre VI: Comportement en Rupture Interfaciale : Cas du Disque Brésilien

VI.1 – Introduction	130
VI.2 - Fissure dans le plan de l'interface	131
VI.2.1 - Aspect des contraintes	131
VI.2.3 - Mode mixte	132
VI-2.4 - Concept énergétique	134
VI-2.4.1 - Taux de restitution d'énergie	134
VI.3 - Simulations et résultats	135
VI.3.1 - Modèle géométrique	135
VI.3.2 - Maillage du modèle	135
VI.3.3 - Résultats et discussions	136
VI.3.4 - Fissure interfaciale pour un couple (titane/ciment)	138
a. Effet du chargement sur le FIC	138
VI.3-5 Effet de la nature des matériaux biomécanique	144
VI.4 Conclusion	145
Conclusion Générale	146

Liste des Figures

Figure I-1 : Prothèse des frères Judet en PMMA	07
Figure I-2 : Prothèse de Moor	07
Figure I-3 : Prothèse de Wiles	08
Figure I-4 : PTH de Huggler et Jacob [24].....	08
Figure I-5 Prothèse de Carlsson [25, 26].....	08
Figure I-6 : Tige droite de Müller	09
Figure I-7 : Eléments constituant une prothèse totale de hanche modulaire	10
Figure I-8 : Implantation d'une prothèse totale de hanche cimentée.....	11
Figure I-9 : Coupe frontale de l'articulation coxo-fémorale [39].....	14
Figure I-10 : Coupe de l'os [42]	15
Figure I-11 : Schéma de l'os cortical et spongieux, Système de Havers.....	16
Figure I-12 : Articulation coxo-fémorale	18
Figure I-13: Evolution du module de la force s'appliquant sur la tête fémorale au cours d'un cycle de marche.....	19
Figure I-14 : Aires de contact nominal et réel pour deux surfaces en contact possédant une ondulation.....	20
Figure I-15 : Représentation schématique du nombre de degré de liberté de l'ATH.....	21
Figure I-16 : Schéma de la balance de Pauwels	22
Figure I-17 : Le fémur peut être comparé à une potence	23
Figure I-18 : Contraintes supportées par le fémur	25
Figure I-19 : Variations diaphysaires des maximales de déformation	26
Figure I-20 : Chargements cycliques de l'os	29
Figure I-21 : Courbes contraintes/déformation du fémur	31
Figure I-22 : Variation de la micro-dureté	32
Figure II-1 : Prosthèse/ciment/Os avec deux interfaces	33
Figure II-2 : Module de Young de différents biomatériaux en fonction de la porosité	37
Figure II-3 : Résistance à la corrosion et réaction tissulaire à différents biomatériaux métalliques	40
Figure II-4 : PTH cimentées	50
Figure II-5 : Ciment acrylique.....	51
Figure II-6 : Schéma le stress dans le ciment en fonction du remplissage médullaire par la tige fémorale.	68
Figure II-7 : Présence de stries sur une fissure dans le ciment osseux	69
FigureII-8 : Réponse viscoélastique des polymères	70

Figure II-9 : Microscopie électronique de balayage (a et d) et photomicrographie (e et f) du ciment.....	72
Figure II-10 : Image radiographique de résorption osseuse autour du manteau de ciment	74
Figure II-11: fissure à l'interface ciment/os	75
Fig.II-12 : Fissure générée lors de la contraction du ciment osseux	77
Figure III.1 : a) Représentation schématique et maillage de la partie fémorale en 3D de la prothèse totale de hanche	81
Fig III.2 Maillage par élément finis: a) model de la prothèse: assemblage os/ciment/implant.	82
Figure III. 3 : Répartition tridimensionnelle de la contrainte équivalente (Von Mises) dans le ciment.....	87
Figure III.4: Répartition tridimensionnelle de la contrainte équivalente (Von Mises) en MPa dans le débris d'os	89
Fig. III.5: Variation du mode I (FIC KI) le long du front de fissure Rectangulaire	93
Fig. III.6: Variation du mode I (FIC KI) le long du front de fissure elliptique	94
Figure IV-1 : Vue de section d'une prothèse totale de hanche	97
Figure IV-2: Macro et micro cavités dans le ciment acrylique.....	98
Fig.IV-3 : Fissure émanant d'une microcavité dans le ciment acrylique.....	99
Figure IV-4: Géométrie du PTH	102
Figure IV-5 : Les différentes positions probables d'une microcavité.....	102
Fig.IV-6 : Maillage du modèle	103
Figure IV-7 : Variation du FIC KI en fonction d'orientation de la fissure a l'interface implant/ciment	105
Figure IV-8 : Variation du FIC KII en fonction d'orientation de la fissure a l'interface implant/ciment.....	105
Figure IV-9: Variation du FIC KI en fonction de l'angle de fissure à l'interface os/ciment....	106
Figure IV-10 variation du FIC KII en fonction de l'angle de fissure à l'interface os/ciment...107	107
Figure IV-11 : Variation du FIC en mode I en fonction de l'orientation de la fissure.....	108
Figure IV-12 : Variation du FIC en mode II en fonction de la position de la fissure.....	109
Fig.IV-13 : Variation du FIC KI en fonction de l'orientation de la fissure.....	110
Figure IV-14 : Variation du FIC KII en fonction de l'orientation de la fissure.....	110
Figure IV-15: Variation du FIC KI en fonction de l'orientation de la fissure.....	111
Figure IV-16 Variation du FIC KII en fonction de l'orientation de la fissure.....	112
Figure IV-17 : Variation du FIC KI en fonction de l'orientation de la fissure pour les différentes Positions.....	113

Figure IV-18 : Variation du FIC KII en fonction de l'orientation de la fissure pour les différentes positions.....	113
Figure V-1 : Différent positions de la microcavité	115
Figure V-2: Variation du FIC KI en fonction d'angle de la fissure à l'interface ciment/os	117
Figure V-3: Variation du FIC KII en fonction d'angle de la fissure à l'interface ciment/os....	117
Figure V-4 : variation du FIC KI en fonction de l'inclinaison de la fissure.....	119
Figure V-5 : variation du FIC KI en fonction de l'inclinaison de la fissure.....	119
Figure V-6 : Variation du FIC en mode I en fonction de la position de la fissure.....	120
Figure V-7 : Variation du FIC en mode II en fonction de la position de la fissure.....	120
Figure V-8 : Variation du FIC en mode I en fonction de la position de la fissure.....	123
Figure V-9 : Variation du FIC en mode II en fonction de la position de la fissure.....	123
Figure V-10 : Variation du SIF KI en fonction d'angle de fissure.....	125
Figure V-11 : Variation du SIF KII en fonction d'angle de fissure.....	125
Figure V-12 : Variation du FIC KI en fonction d'angle de fissure pour différente position de la microcavité.....	126
Figure V-13 : Variation du FIC KII en fonction d'angle de fissure pour différente position de la microcavité.....	127
Figure VI-1 : Fissure interfaciale.....	131
Figure VI-2 : Valeurs admissibles des paramètres de Dundurs pour quelques couples.....	132
Figure VI-3 : Le paramètre de mixité modale ψ , définit l'importance respective des modes I et II à la pointe d'une fissure.....	134
Figure VI-4 : Modèle géométrique du disque Brésilien.....	135
Figure VI-5 Maillage du model et au front de fissure.....	136
Figure VI-6 : Variation de l'énergie normalisée en fonction de la propagation de fissure pour différentes orientations de l'interface.....	136
Figure IV-7 : Variation de l'énergie normalisée en fonction de l'orientation d'interface.....	137
Figure VI-8 : Variation de l'énergie normalisée en fonction de paramètre de mixité.....	138
Figure VI-9 : Variation du KI en fonction de la longueur de fissure.....	139
Figure VI-10 : Variation du KII en fonction de la longueur de fissure.....	139
Figure VI-11 : Variation du KI en fonction de la longueur de fissure	140
Figure VI-12: Variation du KII en fonction de la longueur de fissure.....	140
Figure VI-13 : Variation du KI en fonction de la longueur de fissure.....	141
Figure VI-14 : Variation du KII en fonction de la longueur de fissure.....	141
Figure VI-15 : Variation du KI en fonction de la longueur de fissure pour différent chargement	142
Figure VI-16 : Variation du KII en fonction de la longueur de fissure pour différent chargement	142

Figure VI-17 : Variation du KI en fonction de la longueur de fissure pour différent chargement143

Figure VI-18 : Variation du KII en fonction de la longueur de fissure pour différent chargement143

Figure VI-19 : Variation du FIC KI en fonction de la taille de fissure.....144

Figure VI-20 : Variation du FIC KII en fonction de la taille de fissure.....144

Introduction générale

Chaque année, 500000 personnes en Europe, dont 100000 en **France**, subissent une opération de pose ou de remplacement de Prothèse Totale de Hanche (PTH). Ces chiffres sont en évolution rapide depuis plusieurs années et vont continuer à augmenter dans les prochaines décennies. Le vieillissement de la population est la principale cause à ce phénomène. Pour exemple, le nombre de personne de plus de cinquante ans est amené à doubler entre 1990 et 2020. Ainsi, suivant **Bone and Joint Decade** [1], le nombre de fractures fragiles de la hanche devrait passer de 1,7 million il y a 10 ans à 6,3 millions en 2050. D'autre part, les prothèses étant devenues plus performantes, leur pose devient de plus en plus fréquente. Les améliorations techniques concernent les implants (matériaux et designs adaptés aux différents cas chirurgicaux), mais également les techniques chirurgicales. Ces dernières sont de mieux en mieux maîtrisées en raison du nombre croissant d'actes: la pose de PTH représente à elle seule 2% de l'ensemble des interventions chirurgicales.

Un second phénomène important est l'augmentation du nombre de poses de prothèses chez des patients jeunes (moins de 50 ans). En effet, une étude réalisée au **Canada** [2] montre que l'augmentation des opérations chez cette catégorie de patients est de 5% par an sur les dix dernières années, contre 2,7% d'augmentation moyenne sur la même période tous ages confondus. Les chirurgiens français confirment cette augmentation, sans pour autant la chiffrer [3].

Cette tendance, couplée à l'augmentation de la durée de vie, augmente considérablement le nombre potentiel d'opérations de révision ou de réparation des implants originaux. Ce type d'intervention, qui nécessite d'enlever une certaine quantité d'os et de tissus autour de l'implant, présente un risque opératoire (infections, décès) qui augmente considérablement au cours du nombre de révisions.

Ces chiffres soulignent le besoin urgent de développer des matériaux permettant d'accroître la longévité des implants de la hanche. Dans le cas de têtes fémorales, qui est l'application de cette thèse, les exigences principales sont les suivantes:

- Dureté élevée et bon état de surface permettant de bonnes propriétés tribologiques,

- Biocompatibilité du matériau massif et de ses débris d'usure,
- Propriétés mécaniques élevées : résistance à la rupture, à la fatigue et à la propagation des fissures pour diminuer les risques de rupture; module d'Young important et haute résistance en compression pour ne pas se déformer en service
- Bonne stabilité chimique permettant une durée de vie importante en service

L'application plus précisément visée dans un premier temps est la tête fémorale de prothèse de hanche.

Depuis l'avènement et la mise en place des arthroplasties totales de hanche chez l'Homme, l'un des éléments les plus difficiles à maîtriser et entraînant l'échec de l'intervention à plus ou moins long terme est le descellement de la prothèse.

La fixation par le ciment orthopédique crée deux interfaces : (1) ciment/os et (2) ciment/implant. Selon un rapport plus tôt l'incidence de descellement pour les prothèses fémorales étaient à environ 10 et 11% pour ciment/os et ciment/implant interfaces, respectivement. **Jasty** a rapporté que le début de descellement des composants fémoraux cimentés provient de l'interface de prothèse/ciment, particulièrement les pores emprisonnés à l'interface [124].

Par sa nature fragile et ses faibles propriétés mécaniques, le ciment est le maillon faible de la chaîne de transfert de charge implant/ciment/os, c'est lui qui casse le premier en présentant des lisères(des décollements) à l'interface ciment/implant ou des microfissures, lesquelles avec le temps deviennent plus grandes par fatigue, et engendrent la cassure du ciment et la mobilité de l'implant à l'intérieur de l'os ; ce qui se traduit par la fracture du bassin chez le patient [3]. La connaissance du champ de contrainte dans le ciment devient primordiale pour connaître les zones qui subissent de fortes sollicitations, et prévoir les endroits critiques dans le ciment. C'est la l'objet de notre étude dans cet ouvrage.

Le descellement des prothèses articulaires cimentées est un problème majeur en orthopédie, la durée de tenue des implants étant en moyenne limitée à 10 ans. Les origines de ces descellements viennent soit d'une maladie de l'os, soit de l'apparition d'une défaillance mécanique du ciment de fixation (PMMA), ou de l'une des interfaces ciment/prothèse, ou ciment/os. Dans ces derniers cas, la porosité contenue dans les

ciments, due au processus particulier d'autopolymérisation à température/pression ambiante et mélange manuel, semble jouer un rôle important.

La modélisation numérique par la méthode des éléments finis nous permet un gain appréciable de temps, d'informations et de détails sur les phénomènes mécaniques (contraintes, déformations, transfert de charges, facteurs d'intensité de contrainte... etc.) sur les composants de la prothèse totale de hanche.

Le premier chapitre se compose de la revue des connaissances et de la littérature et des objectifs spécifiques de notre étude.

Le second chapitre présente la théorie du PMMA et ces propriétés ainsi que les différents problèmes du descellement de la PTH.

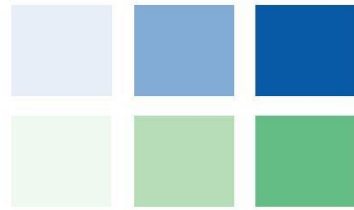
Le troisième chapitre expose les résultats obtenus à l'aide du modèle éléments finis d'une PTH personnalisée d'un modèle réduit pour analyser deux types de fissure (rectangulaire et elliptique) émanant d'un débris d'Os dans le ciment.

Le quatrième chapitre propose une analyse et une discussion des résultats obtenus avec le modèle d'éléments finis l'étude du comportement en rupture des deux interfaces : os/ciment et ciment/implant pour la partie intérieure du PTH.

Le cinquième chapitre est consacré à l'étude du comportement en rupture des deux interfaces : os/ciment et ciment/implant pour la partie extérieure.

Le dernier chapitre se concentre sur les fissures interfaciales qu'on a trouvées précédemment dans notre étude très dangereuses, et cela avec l'utilisation du modèle du disque brésilien, qui est fréquemment utilisé pour analyser les fissures entre deux matériaux et la mixité des deux modes pour la cinématique des fissures.

Enfin, la conclusion de ce projet est présentée et des recommandations pour les travaux futurs sont énoncées.



Chapitre I

Anatomie de La Prothèse Totale de la Hanche

I.1 - Introduction

Le développement des biomatériaux a permis, depuis le milieu du XX^{ème} siècle, d'améliorer l'intégrité et le confort de vie de personnes souffrant de problèmes fonctionnels. A l'initiative de la Société Européenne des Biomateriaux (3-4 mars 1986), un biomatériau a été défini comme suit : 'un matériau non vivant utilisé et conçu pour interagir avec des systèmes biologiques'. Ils peuvent être implantés dans le cadre de la chirurgie orthopédique (prothèses de hanche, de genou), de la chirurgie vasculaire (remplacement de segments artériels) [1].

Une prothèse de hanche est un dispositif articulaire interne qui vise à remplacer l'articulation de la hanche et lui permettre un fonctionnement quasi normal, en tout cas permettant la marche. Elle est une intervention connue depuis de nombreuses années et à l'avantage de donner de bons ou très bons résultats dans plus de 90% des cas après 10 ans. Les progrès techniques ont fait que la durée de vie des prothèses de hanche a considérablement augmenté ces 10 dernières années.

Le choix des différents types de prothèses cimentées ou sans ciment, métalliques ou céramiques, chrome cobalt ou titane, en fonction de l'âge et de l'état osseux ont permis au chirurgien de voir les résultats de leurs patients dépasser les 15 ans, 20 ans voire les 25 ans.

L'arthroplastie totale de la hanche reste une des opérations les plus courantes et elle apporte un incontestable soulagement pour le patient qui souffre d'une arthrose de hanche. Si, pour le spécialiste, l'indication et la réalisation d'un tel geste sont courants, pour le médecin de premier recours, il est parfois difficile de déterminer quand adresser le patient au centre compétent, si le traitement conservateur a une place et jusqu'à quel stade de révolution.

Les progrès des technologies en termes tribologiques et de design des prothèses sont en constante évolution, et le conseil a donné au patient de plus en plus pointu, d'autant que ce dernier a accès à une foule d'informations de qualité non prouvée par le truchement des facilités de connections internet [2].

I.2 - Historique de la prothèse totale de la hanche [3, 4]

I.2.1 - Premières tentatives

Les premières interventions chirurgicales sur la hanche remontent du début du XIX^e siècle. C'est à cette époque qu'une idée a germé : remplacer l'articulation détruite le plus souvent par une infection pyogénique ou tuberculeuse par une endoprothèse. La prothèse totale de la hanche a ouvert la voie au remplacement prothétique d'autres articulations.

Barton réalise à Boston, en 1826, les premières ostéotomies fémorales. En 1885, **Ollier [5]** publia ses travaux sur les différentes ostéotomies réalisables autour de l'articulation de la hanche.

En 1890, **Themistocles Gluck** implanta la première « prothèse de hanche » : c'était une boule en ivoire fixée sur le col du fémur par une vis et une sorte de « colle à os » [6]. En 1903, **Delbet [7]** remplaça la tête fémorale par un implant. En 1915, **Murphy [8]** à Chicago eut l'idée de combiner une ostéotomie et une interposition de tissus mous entre les surfaces osseuses acétabulaire et fémorale. **Hey-Groves [9, 10]**, **Hoffa [11]**, **König [12]** et plusieurs autres chirurgiens [13] tentèrent aussi d'implanter différents matériaux de remplacement de la tête fémorale. Les résultats probants au début se détérioraient rapidement. On en revint aux techniques de résection du siècle précédent [14].

I.2.2 - Arthroplastie par cupule

En 1939, **Smith-Petersen [15]** publiait ses travaux sur un matériau d'interposition plus performant : ayant découvert dans une hanche un fragment de tissu synovial entourant du verre, il supposa que l'implantation d'une cupule de verre sur la tête fémorale provoquerait une prolifération d'un tissu fibrocartilagineux issu l'os sous-jacent et que l'ablation de cette cupule permettrait de laisser une nouvelle articulation congruente.

La première tentative fut effectuée en 1923 : suite à la pose de la cupule, un fibrocartilage se développait de façon parfois impressionnante. L'ablation de la cupule de verre se révéla souvent impossible ou encore inutile. De nouveaux matériaux d'interposition furent testés :

- Fascia lata
- Vessie de porc [16]

- Feuille de métal [6]. En 1902, **Robert Jones** [17] utilisa une feuille d'or.
- Viscaloïde en 1925 abandonnée car trop irritante
- Pyrex en 1933
- Bakélite en 1937
- Vitalliuma

Dans la moitié des cas, les douleurs diminuaient voire disparaissaient. Ce taux de réussite insuffisant et l'impossibilité de corriger des déformations anatomiques comme le raccourcissement eurent raison de cette technique d'arthroplastie par cupule bien qu'elle ait donné une impulsion importante aux développements de prothèses totales articulaires.

I.2.3 - Prothèse céphalique

En 1939, **Bohlmann** [18] implanta chez 3 patients une prothèse de tête fémorale : le montage consistait en une sphère de chrome-cobalt ajustée à un clou à ailettes. La même année, **Haboush** [19] utilisa un dispositif semblable. En 1943 [20, 21], **Moore** et **Bohlmann** implantèrent une mégaprothèse en chrome-cobalt pour remplacer les 30 centimètres proximaux du fémur détruits par une volumineuse tumeur.

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

Au début des années 50, **Moore** mit au point et implanta une prothèse en vitallium avec une tige intramédullaire améliorant la stabilité.

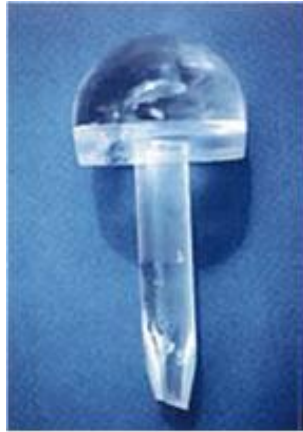


Fig. I-1 : Prothèse des frères **Judet** en PMMA



Fig. I-2 : Prothèse de **Moore**

Concomitamment, **Palmer Eicher** en fait de même, mais avec un implant en acier inoxydable [22]. La tige de **Moore** était fenêtrée pour l'alléger et permettre une repousse osseuse à travers les fenestrations.

L'évolution se faisait souvent vers un descellement : la tige était trop courte, trop fine et il n'existait qu'une taille unique quel que soit le calibre du fémur. En 1961, **Moore** changea le concept de sa prothèse en allongeant la tige. En 1954, Thompson [23] développa le même type de prothèse, mais sans fenestration de la tige.

I.2.4 - Prothèse totale de la hanche

Dans les années 30, **Philip Wiles** [17], a posé six prothèses totales de la hanche à des personnes souffrant de la maladie de Still. Toutes les pièces de la prothèse étaient en métal : une cupule vissée à l'acétabulum et une tête fémorale montée sur une tige dans l'axe du col fémoral, elle-même fixée à une plaque vissée sur la corticale externe sous le grand trochanter. La Seconde Guerre Mondiale l'empêcha de poursuivre ces arthroplasties. A la fin de la Guerre, il présenta un joli succès à long terme. Un des ses cas bilatéraux montrait une excellente fonction à 13 ans de recul.



Fig. I-3 : Prothèse de Wiles

Un peu plus de dix ans après, **Jaenichen-Collison** présente un modèle équivalent à celui de **Wiles**. Ce type de fixation continuera à faire des émules. Deux Suisses, **Huggler** et **Jacob**, s'inspirèrent du concept pour développer une nouvelle prothèse de hanche à la fin des années 70 [24]. L'idée est de conserver un maximum de stock osseux diaphysaire chez des patients jeunes qui nécessiteront une reprise dans le futur.

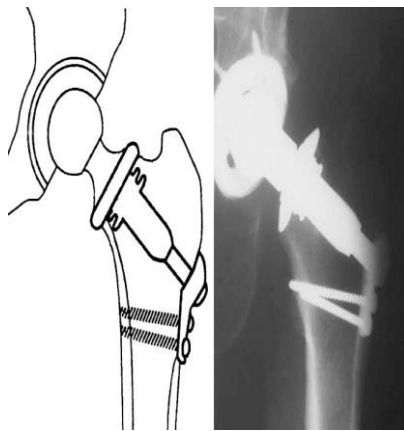


Fig. I-4 : PTH de Huggler et Jacob [24]



Fig. I-5 Prothèse de Carlsson [25, 26]

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



Fig. I-6 : Tige droite de Müller. A droite, modèle 1977 et à gauche, modèle 2007

En 2006, Carlsson [25, 26] présente un nouvel implant en titane permettant une Ostéo-intégration de l'implant, technique déjà utilisée par les dentistes depuis environ 40 ans. La tige est en titane et se visse dans le col. L'instrumentation permet de créer un pas de vis adapté très précisément ne lésant pas la vascularisation de l'os.

I.3 - Définitions de base

I.3.1 - La Biomécanique

La biomécanique est une discipline de la bio-ingénierie, ayant pour but l'application des principes de l'ingénierie et des procédures de conception à la médecine. La biomécanique considère le squelette et les muscles du corps humain comme une structure mécanique capable de subir certains déplacements. Elle comporte l'analyse de la démarche humaine et l'étude des contraintes subies par les tissus et les os au cours 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. Un des premiers développements a été le poumon d'acier (un dispositif permettant la respiration artificielle).

L'ingénierie biomécanique a permis aussi de jeter les bases des études sur les implants et les membres artificiels. Les prothèses de bras, par exemple, actionnées par un petit moteur électrique et commandées par les signaux bioélectriques musculaires ont donné

aux enfants nés sans bras une apparence proche de la normale et une mobilité suffisante pour assurer leur insertion sociale et professionnelle. Utilisation des biomatériaux dans une PTH il existe plusieurs types de prothèse visant à remplacer des articulations : la cheville, le genou, la hanche, le pouce, le poignet, le coude et l'épaule. La hanche et le genou sont les articulations qui sont le plus remplacées. Nous allons nous intéresser uniquement à la prothèse de hanche. 100000 prothèses sont posées, chaque année, en France. Cette opération représente 2 % de toutes les interventions chirurgicales et la principale sur l'appareil locomoteur [27]. 450 modèles différents de PTH sont disponibles sur le marché. Il existe un très grand nombre de combinaisons de matériaux et d'assemblages. Nous avons choisi de présenter, en détails, une prothèse modulaire, non monobloc.

Elle est constituée de quatre parties principales, figure I-7, [28] :

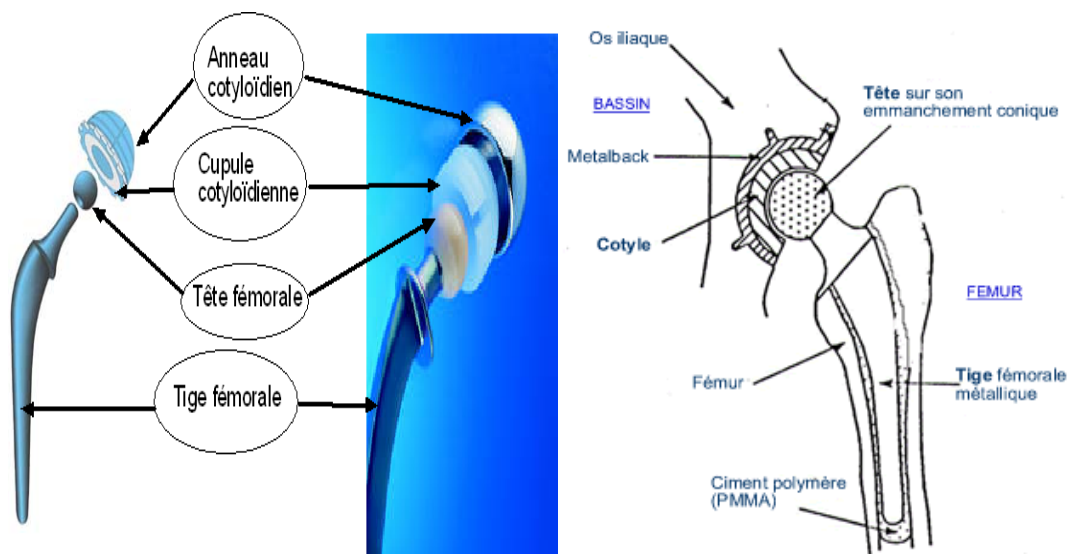


Fig. I-7 : Eléments constituant une prothèse totale de hanche modulaire.

- L'anneau cotyloïdien, en alliage métallique, est fixé dans l'os iliaque du bassin grâce à des vis. Cette fixation peut être assurée par un ajout de ciment chirurgical entre l'os et l'anneau. Il permet l'insertion de la cupule cotyloïdienne qui remplacera l'articulation coxo-fémorale déficiente. Il peut être lisse lorsqu'il est cimenté ou encore rugueux et même strié lorsqu'il est inséré directement au contact de l'os.

- La cupule cotyloïdienne peut être seule insérée dans l'os iliaque si elle est en métal ou en céramique. A l'heure actuelle, elle est principalement réalisée en polyéthylène à très haut poids moléculaire, UHMWPE (Ultra High Molecular Weight PolyEthylene). Cette pièce est d'une importance capitale car elle est impliquée dans le couple de frottement le plus sollicité.
- La tête fémorale prothétique est fixée grâce à un assemblage conique à la tige fémorale. Elle remplace la tête fémorale naturelle et joue le rôle de rotule. Elle est fabriquée en céramique ou en métal. Le principe de modularité permet d'associer une tête sphérique en céramique et une tige fémorale métallique. Etant donné que le frottement le plus important se produit entre la tête fémorale et la cupule, ce principe permet de remplacer uniquement la partie supérieure de la prothèse en cas de dégradation de cette partie. L'explantation de la tige fémorale de l'os est alors évitée. Cette action est, en effet, une opération traumatisante pour le patient.
- La tige fémorale est insérée dans le canal médullaire du fémur. Elle est fabriquée en métal, acier inoxydable, alliage de titane ou de cobalt-chrome. Soit elle est insérée directement dans le fémur, soit elle est insérée avec un ciment chirurgical, à base de PMMA, figure I-8, [29]. D'après [29], la porosité du ciment permet une bonne ostéo-intégration.

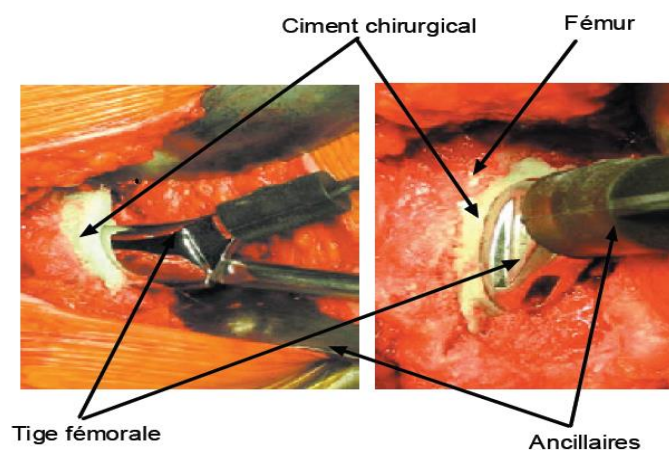


Fig. I-8 : Implantation d'une prothèse totale de hanche cimentée.

I.4 - Les biomatériaux utilisés comme implants orthopédiques

Nous allons nous focaliser sur les implants permettant le remplacement de l'articulation complète coxo-fémorale.

I.4.1 - Les matériaux constituant les PTH

I.4.1.1 - Historique

L'utilisation de biomatériaux n'a été rendue possible qu'une fois la mise au point de techniques de stérilisation et de désinfection efficaces lors des opérations chirurgicales. En effet, les problèmes d'infection sont exacerbés par la présence de biomatériaux. Dans les années 1850, les médecins tentèrent de remplacer l'os fémoral par du bois ou de l'ivoire. On ne s'attardera pas sur le suivi de ces opérations qui ont pratiquement toutes entraîné la mort des patients opérés. L'introduction de l'acier inoxydable dans les années 1930 a permis de réussir la première implantation de prothèse de hanche [30].

Lors de la seconde guerre mondiale, les pilotes d'avion qui, malgré eux, recevaient des fragments de cockpit en polyméthacrylate de méthyle, PMMA, dans leur corps lors d'explosions, ne souffraient pas de réactions allergiques ou de rejet. Il a donc été décidé d'utiliser ce polymère pour le remplacement de cornée ou de fragments d'os [30]. Des études plus poussées de biocompatibilité ont été alors menées et il s'est avéré que le PMMA ne causait pas de réactions cytotoxiques ou allergiques violentes [31, 32].

Deux types de fixation de prothèse de hanche existent à partir des années 1970. Le premier consiste à insérer un implant directement dans l'os fémoral et le second à insérer l'implant avec un ciment chirurgical, un dérivé du PMMA polymérisant in situ, servant d'interface entre l'os spongieux et la surface du matériau. C'est Sir **John Charnley** qui a mis au point le premier protocole de pose de prothèse totale de hanche cimentée [33, 34]. A ce stade, il était donc possible d'insérer une prothèse de hanche en acier inoxydable avec ou sans ciment chirurgical. Par la suite, d'autres matériaux ont été développés pour la construction de prothèses de hanche.

L'utilisation des biomatériaux a suivi la même évolution que l'aéronautique dans le sens où on a cherché à utiliser un matériau mécaniquement plus résistant que l'acier inoxydable, i.e. un alliage de titane, d'aluminium et de vanadium, le Ti-6Al-4V. De plus, le problème de l'acier est qu'il est sensible à la corrosion dans un environnement physiologique [35]. La très bonne résistance à la corrosion de l'alliage de titane lui

confère une excellente biocompatibilité. Cependant il possède de faibles propriétés de résistance au frottement et à la corrosion, ce qui interdit son usage dans les zones articulaires. Ce dernier point et le coût moins élevé de l'acier inoxydable font que ce dernier reste très utilisé pour les tiges cimentées. Un alliage de cobalt et de chrome est aussi utilisé pour fabriquer des prothèses de hanche. Ce matériau est très difficile à forger et à laminier. Dans un premier temps, il a été moulé mais sa structure est apparue très hétérogène. Il a été intéressant, pour obtenir un matériau très homogène permettant d'obtenir un bon état de surface, de le synthétiser par la métallurgie des poudres dans les années 1960 [36]. Ce matériau est aussi utilisé car il possède une plus grande dureté que l'acier inoxydable donc une meilleure résistance à l'usure.

Enfin, les céramiques ne peuvent échapper à cette évolution. Elles sont d'une excellente biocompatibilité. Cependant, la faiblesse de ce matériau est son caractère fragile. Les développements consistent à améliorer les propriétés mécaniques par effet d'alliage. Depuis les années 1970, les céramiques ont été utilisées pour remplacer le métal dans le couple de frottement métal/polyéthylène des prothèses de hanche, au niveau de la jonction tête-cupule. En effet l'usure du polyéthylène est 20 fois inférieure, en frottement, contre des têtes fémorales en alumine, à celle contre des têtes en alliage cobalt-chrome [37, 38].

I.4.2 - La Hanche

I.4.2.1 - Matériaux biologiques de l'articulation de la hanche

Le ligament de la tête fémorale, la capsule articulaire et les muscles ont pour fonction de permettre l'emboîtement de la tête du fémur à l'acetabulum dans le cas où l'articulation naturelle de la hanche est saine et indemne de disfonctionnement. La fonction essentielle de la capsule articulaire est d'une part, d'assurer l'étanchéité de l'articulation et sa fermeture comme le montre la figure I-9 [39].

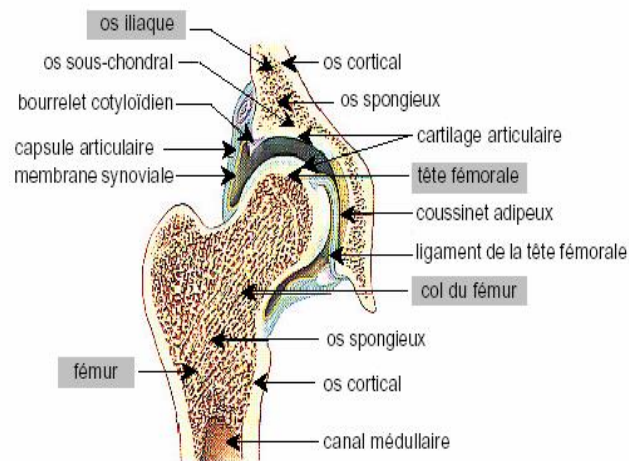


Fig. I-9 : Coupe frontale de l'articulation coxo-fémorale [39].

I.4.2.2- L'Os

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

Une membrane de tissu conjonctif entoure le tissu organique de l'os ; cette membrane est appelée périoste. Elle est richement innervée et vascularisée. Une couche sous-jacente de la membrane est constituée de tissu osseux comparable à de l'ivoire appelé os cortical de densité et de compacité élevées. Cette couche est constituée de cellules fermées ; elle a une structure lamellaire disposée en système de travers. Elle est le siège de contraintes très intenses (Figure I-10 et I-11).

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

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

En effet, pour toute personne normale non malade, l'établissement d'un équilibre fluctuant entre la construction et la destruction osseuse se produit sous l'effet d'une contrainte optimale. Ceci montre que le renouvellement de l'os est régulier. En fonction de l'amplitude de cette contrainte l'os croît ou réduit l'activité métabolique. Un accroissement de la contrainte entraîne une stimulation de la fonction des ostéoblastes conduisant ainsi à une ostéosclérose. Alors qu'une contrainte trop intense produit une stimulation des ostéoclastes et donne naissance à des kystes voire l'endommagement de l'os. Par contre, une réduction de contrainte peut engendrer une ostéoporose qui semble être à l'origine de la réduction de la fonction ostéo-blastique ou à l'augmentation des activités des ostéoblastes. Des travaux [40] ont montré que l'orientation et la distribution de la densité de l'os trabéculaire et l'os cortical jouent le rôle d'opposition aux contraintes supportées par l'os se trouvant sous chargement.

A cet effet, une loi a été développée montrant que c'est la distribution des contraintes (ou déformation) qui détermine le développement de l'os. C'est la raison pour laquelle il est nécessaire, pendant la correction de l'articulation coxo-fémorale, de ne pas changer le schéma des contraintes d'amplitude normale appliquées à la hanche naturelle. Une modification du schéma de contraintes peut être fatale à l'arthroplastie. Une telle modification nécessite un remodelage [41].

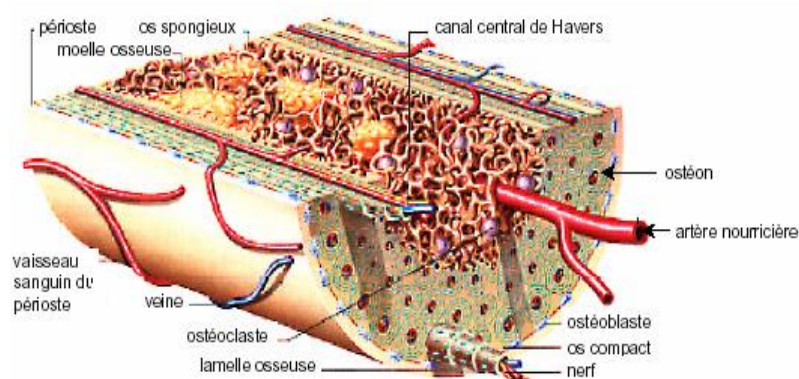


Fig. I-10 : Coupe de l'os [42]

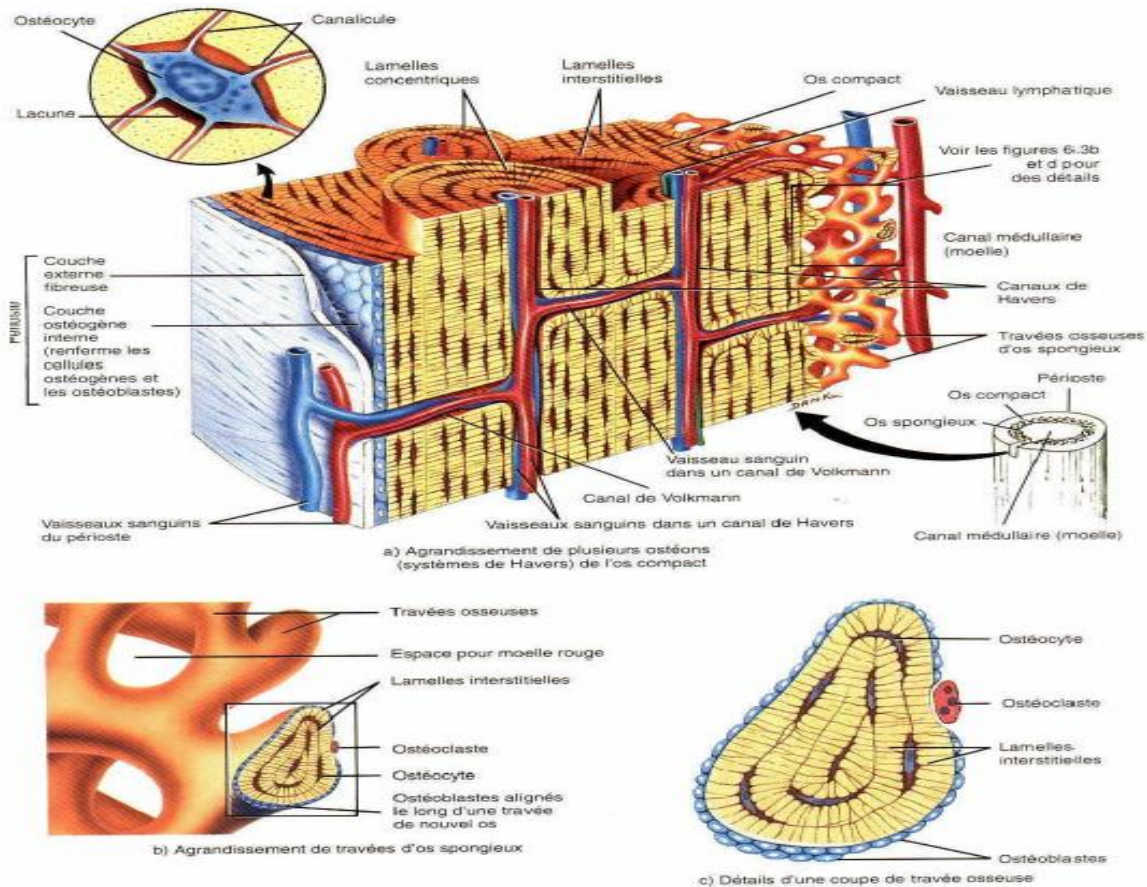


Fig. I-11 : Schéma de l'os cortical et spongieux, Système de **Havers**.

I.5 Ancrage des Prothèses

I.5.1 Types de fixation

Le classement selon le mode fixation des prothèses à l'os permet de détacher trois groupes :

- Les prothèses cimentées : la surface de l'implant sera lisse ou rugueuse.
- Les prothèses non cimentées : l'implant subira un traitement de surface, qu'il soit lisse ou rugueux.
- Les prothèses hybrides : cela peut être le cas de certaines prothèses de hanche, dont la cupule sera non cimentée, et la tige fémorale cimentée.

I.5.2 Prothèses cimentées.

Le ciment chirurgical sera à base de resmes acryliques (poly-méthacrylate de méthyle). L'interface qui va se créer entre l'os et le ciment assurera l'ostéointégration de la prothèse. L'avantage du ciment acrylique est qu'il peut parfois servir de vecteur à une antibiothérapie locale, ce qui diminue le risque d'infection [43]. Cependant, les prothèses cimentées possèdent un risque de descellement. En effet, le vieillissement du ciment va provoquer une usure de celui-ci, qui sera accentuée avec les forces subies par l'implant. Des microfissures peuvent aboutir à une défaillance du ciment qui n'assurera plus sa fonction de liaison. Un espace se créera alors entre l'os et la prothèse qui aboutira au descellement de l'implant.

Ce risque est d'autant plus important lors d'adjonction d'antibiotique, car il fragilise indiscutablement le ciment [44]. De plus, lors de la polymérisation, une réaction exothermique accompagne le durcissement. Celle-ci, d'autant plus importante avec l'épaisseur de ciment, va engendrer un risque d'évaporation du monomère, et de nécrose péri cimentaire [45].

I.5.3 Prothèses non cimentées.

Pour pallier les déficiences des ciments chirurgicaux, la mise en place de prothèses non cimentées a été proposée. Le principe de la fixation sans ciment est d'obtenir un ancrage des implants par repousse osseuse dans les anfractuosités du revêtement de surface [46].

Les revêtements à base d'hydroxyapatite donnent d'excellents résultats. C'est le matériau synthétique le plus proche de l'os. Celui-ci reconnaît dans le revêtement la nature minérale de sa propre structure et croît avec elle.

De plus, par rapport au titane poreux seul, ils permettent une meilleure biocompatibilité, une barrière plus étanche, et les débris émis seront plus facilement éliminés [47].

Cependant, il existe un risque d'usure des pièces prothétiques. En cas de défaillance, la prothèse ne sera plus intégrée. On parlera également de descellement. Il faut donc une vascularisation suffisante pour permettre l'ostéointégration. Ce type de prothèse sera alors parfois contre indiqué dans certaines pathologies, comme la maladie de Paget ou la polyarthrite rhumatoïde [44]. L'adjonction d'antibiotiques ne sera, par conséquent, pas

possible avec ce type de fixation. Leur durée de vie est d'environ 85% à 15 ans, ce qui est un résultat tout à fait comparable avec les prothèses cimentées [48].

Pour les deux types de prothèses, on estime qu'il faut compter une période de deux ans pour que l'ostéo-intégration soit complète [49].

I.6 Dégradation des prothèses totales de hanche

I.6.1 Fonctionnement de l'articulation fémorale

L'articulation de la hanche ou articulation coxo-fémorale est schématisée, figure I-12 [50] ; elle est composée de :

- l'os iliaque qui comporte une cavité hémisphérique appelée cotyle à l'intérieur de laquelle vient se positionner la tête fémorale. Le diamètre de la cotyle est de 40 à 60 mm chez l'adulte pour 25 à 30 mm de profondeur.
- la tête fémorale, supportée par le col du fémur. Elle représente les deux tiers d'une sphère de 40 à 60 mm de diamètre.

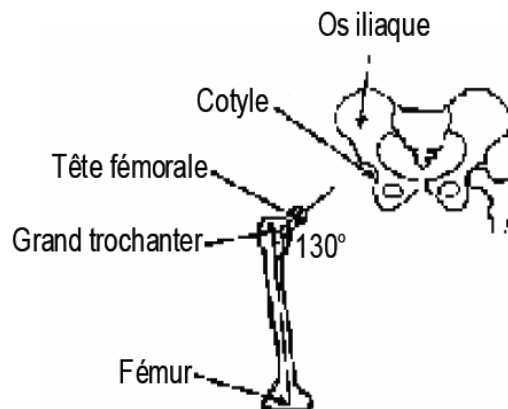


Fig. I-12 : Articulation coxo-fémorale

- le col fémoral, long de 35 à 45 mm, qui fait un angle d'environ 130° par rapport à l'axe fémoral. Une prothèse totale de hanche remplace donc la tête fémorale, le grand trochanter et une partie du fémur. Elle supporte un effort lié au poids du corps et assure la liaison rotule au niveau de la cotyle.

On peut alors se demander quel est le domaine de variations de la valeur de cet effort.

L'évolution de la force s'appliquant sur la tête fémorale, au cours d'un cycle de marche, est représentée sur la figure I.13, [51, 52]. On entend par cycle de marche la durée d'un pas humain. Les phases d'appui talon et appui pointe sur le sol correspondent toutes les deux aux maxima de la courbe. Cette force maximale est environ égale à trois ou quatre fois le poids du corps.

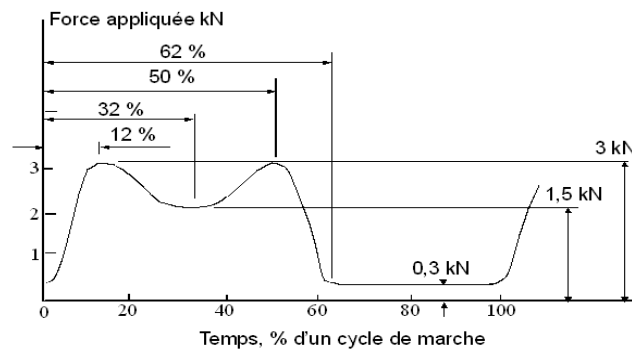


Fig. I-13: Evolution du module de la force s'appliquant sur la tête fémorale au cours d'un cycle de marche

I.6.2- Les différents régimes de glissement

Parallèlement aux travaux de définitions du fretting, une description mécanique précise des sollicitations a été établie [53, 54]. Lorsque deux corps sont en contact sous une sollicitation normale, un champ de pression les maintient collés. Lorsque l'on impose un faible déplacement entre les deux surfaces, l'accommodation élastique produit une distribution de cisaillement. Tant que ce déplacement reste faible, le cisaillement est proportionnel aux déformations et les deux corps ne bougent pas l'un par rapport à l'autre. Si le déplacement augmente, le glissement se déclenche en raison de l'augmentation de la contrainte de cisaillement. Il existe alors différentes zones glissantes.

I.6.2.1- Les conditions de glissement

Nous avons pu voir que le fretting impliquait des déplacements faibles par rapport aux dimensions de la largeur de contact. Pratiquement, le débattement varie de quelques microns à une centaine de microns. Cet ordre de grandeur varie en fonction des caractéristiques mécaniques des matériaux en contact. Une partie du déplacement

imposé est accommodé par des déformations élastiques et/ou plastiques des zones en contact. Ces zones de contact sont liées à la rugosité des surfaces, et en particulier aux aspérités. La force de frottement, force tangentielle, n'est donc pas directement reliée à l'aire apparente de contact, figure I-14, [55].

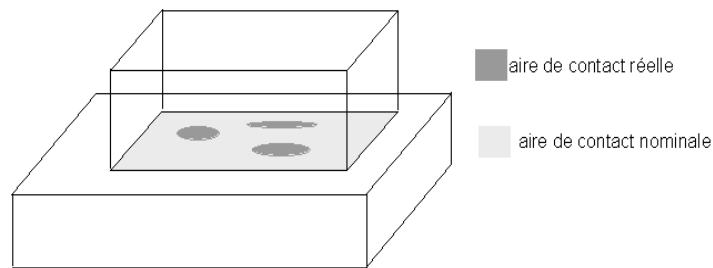


Fig. I-14 : Aires de contact nominal et réel pour deux surfaces en contact possédant une ondulation.

Mindlin [53] a établi, pour un contact sphère-plan idéal, que, tant que la force tangentielle reste inférieure au produit du coefficient de frottement par la force normale, les deux matériaux restent collés. On retrouve alors les résultats d'**Amontons [56]**.

Chaque surface possède des aspérités qui vont subir des déformations plastiques même sous une sollicitation normale faible en raison de leur faible rayon de courbure. Il se forme alors des jonctions adhésives entre l'aspérité et la surface plane. On considère que la surface plane est lisse et de caractéristiques mécaniques supérieures à la surface antagoniste. Lorsque la force tangentielle augmente, l'apparition du glissement correspond alors à une rupture de ces jonctions adhésives. Il en résulte ainsi un comportement macroscopique résultant de toutes ces ruptures microscopiques lorsque deux corps glissent effectivement l'un par rapport à l'autre. Deux régimes semblent alors pouvoir être définis : le régime de glissement partiel et le régime de glissement total [57].

I.6.3- Matériaux utilisés :

Les matériaux utilisés pour l'élaboration des prothèses doivent être biocompatibles, résister à la corrosion et aux fractures de fatigue du matériel.

- Trois familles de matériaux sont utilisées les métaux, les céramiques et les polymères [58]: Les métaux les plus utilisés sont les aciers inoxydables, les alliages chrome-cobalt et les alliages de titane.
- La tige fémorale des prothèses de hanche est le plus souvent métallique et en particulier en alliage de titane. Cet alliage présente une excellente biocompatibilité, une résistance à la corrosion importante ainsi qu'une résistance mécanique élevée.
- Les céramiques sont généralement de l'alumine et de la zircone.
- Le principal polymère utilisé pour des applications orthopédiques est le polyéthylène haut densité.

Actuellement, il est fréquent d'utiliser la conception et la fabrication assistée par ordinateur (CFAO) pour obtenir des prothèses sur-mesure. Cette technique permet de concevoir des pièces modulaires qui remplaceront uniquement les parties pathologiques de l'articulation [58].

I.7- Biomécanique de la hanche

Le nombre de degré de liberté de la hanche est égal à trois. Ainsi, cette articulation permet trois mouvements (rotations) dans les plans de l'espace (Figure I-15)

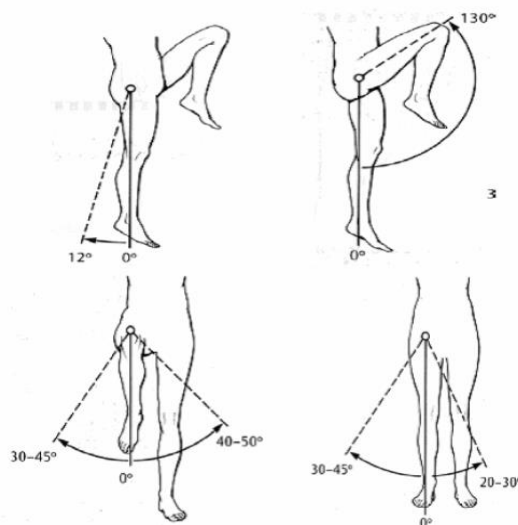


Fig. I-15 : Représentation schématique du nombre de degré de liberté de l'ATH

La force statique qui s'exerce différemment sur la hanche selon que le sujet est en position debout (au repos ou à la marche), en position assise ou en dorsal.

L'équilibre des forces dépend de la position du corps et du plan de référence. **Pauwels** a parfaitement exposé le problème dans le plan frontal, en position verticale et en appui monopodal en l'illustrant, par le fameux et maintenant classique, schéma vectoriel de «balance » (Figure I-15). En station bipodale, bassin horizontal, le poids du corps coïncide avec son centre de gravité. Le système est en équilibre avec une tension égale entre abducteurs et adducteurs.

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

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

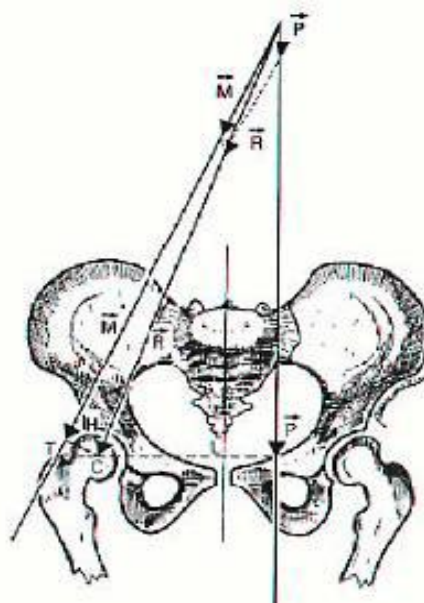


Fig. I-16 : Schéma de la balance de **Pauwels**

I.7.1- Fémur

Il est incontestablement l'os qui a été le mieux étudié. On sait depuis **Pauwells** que la charge qui s'exerce sur la tête fémorale est considérable. En position debout, le poids du corps excentré exerce sur la tête fémorale une charge de près de 300 kg, susceptible d'augmenter en fonction des efforts et des mouvements (Figure I-17).

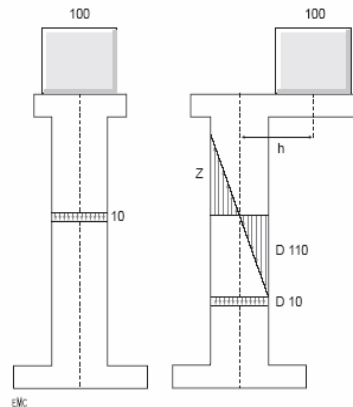


Fig. I-17 : Le fémur peut être comparé à une potence, dont la charge excentrée engendre des contraintes de traction (Z) et des contraintes de compression (D)

Si une charge identique était appliquée dans le grand axe d'une poutre verticale de même dimension, elle produirait des contraintes de compression axiale de moindre intensité [59].

On montant des escaliers, cette charge peut atteindre 5 fois le poids du corps et en marchant rapidement jusqu'à 7.6 fois car dans ce cas les forces d'accélération s'ajoutent à la charge statique.

Bergmann et al [60] reprenant l'expérience de **Rydell** [61] ont publié en 1990 leurs résultats après mise en place in vivo de prothèses de hanche équipées de jauges de contrainte chez deux patients. Les contraintes mesurées étaient pour un sujet de 370 % du corps en montant les escaliers, de 416 % en les descendants et de 369 % en marchant à plat. Pour l'autre sujet, atteint d'une maladie neurologique entraînant des troubles de la marche, ces contraintes étaient respectivement de 552 %, 523 % et 413 %. Les contraintes sur le fémur en dessous du petit trochanter sont donc très élevées.

Blaimont et al. [62, 63] après **Comtet** [64] ont attiré l'attention sur un aspect «mystérieux et paradoxal» de la résistance osseuse : le calcul a abouti à des valeurs qui

sont en contradiction avec les résultats de la mesure expérimentale de la résistance osseuse.

Blaimont a ainsi testé un fémur qui a résisté à une charge céphalique de 900 kg, ce qui correspond à une contrainte en tension de la corticale externe sous le grand trochanter de 22.5 Kgf /mm².

Une éprouvette prélevée au même niveau et testée en tension se fracturait pour une charge de 8.5 kgf /mm². Le fémur aurait dû se fracturer à ce niveau pour une charge céphalique de 340 kgf /mm².

Comtet a observé la même anomalie : une diaphyse radiale soumise expérimentalement à un effort de traction présente une fracture lorsque la charge atteint une valeur qui suppose une contrainte moyenne de 23.5 kgf /mm². Or au niveau où se produit la rupture, la résistance sur éprouvettes isolées n'excède pas 11 kgf/mm².

L'os est donc beaucoup plus résistant que le calcul mathématique et les essais en traction sur éprouvettes isolées ne le laissent supposer. « Ce paradoxe peut s'expliquer soit parce que les bases du calcul mathématiques des contraintes sont erronées dans leur applications à l'os, soit parce que les épreuves de résistance à la traction sont entachées d'erreur ». **Blaimont** a montré que les deux explications s'associaient pour expliquer le paradoxe :

- La dureté de l'os diminue presque linéairement de l'endoste au périoste. Le module d'élasticité est nettement plus élevé au voisinage de l'endoste que dans la zone périoste. La différence est importante ; Comtet trouvait sur le radius un module de 2600 kgf /mm² à proximité de l'endoste, et de 1413 Kgf/mm² sous le périoste. Si la totalité de la section osseuse présentait une égale dureté, les contraintes évolueraient suivant le modèle utilisé pour le calcul mathématique des contraintes. Dans la flexion fémorale, le périoste est plus déformé que l'endoste. Les zones déformées sont donc les plus déformables. Il s'ensuit une tendance à l'égalisation des contraintes (Figure I-17) ;
- **Comtet** a montré que les épreuves de traction sur éprouvettes étaient entachées d'erreurs systématiques par défaut. Elles donnent de la résistance osseuse une idée trop pessimiste.

Les causes d'erreur peuvent neutraliser ou cumuler leurs effets et conduire à des erreurs sur la contrainte de rupture estimées à 60 %. La répartition des contraintes sur le fémur est bien connue depuis les travaux de **Blaimont** [63] en 1968 ; lorsque cet os est mis en charge, la partie externe de l'os subit des contraintes de tension (**T**) alors que sa partie interne subit des contraintes de compression (**C**). « Les deux zones **T** et **C** s'enroulent l'une autour de l'autre, en spirale, du haut en bas de la diaphyse » (Figure I-18).

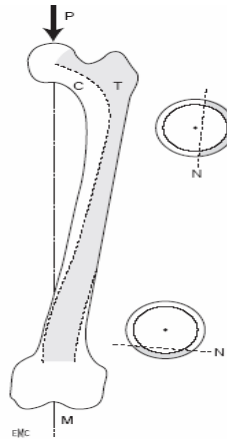


Fig. I-18 : Contraintes supportées par le fémur (d'après **Blaimont**).

Sous l'effet de la charge **P** qui s'exerce sur la tête fémorale, le fémur est soumis à des contraintes de traction **T** et à des contraintes de compression **C**. « Les deux zones **T** et **C** s'enroulent l'une autour de l'autre, en spirale, du haut en bas de la diaphyse ». Le fémur se fléchit sur toute sa hauteur.

Le fémur se fléchit donc sur toute sa hauteur. « Les plus grandes déformations s'observent dans le haut du fémur puis vont en diminuant jusqu'à 20 cm. A partir de ce niveau, les déformations de compression présentent une nouvelle élévation tandis que les déformations de traction continuent de baisser » (Figure I-19).

Les contraintes supportées par le fémur sont importantes, même lorsque le sujet en décubitus soulève simplement le membre du plan du lit; Diehl [65] les a évaluées compte tenu du poids du membre et du bras de levier qui correspond à la distance du centre de gravité au foyer.

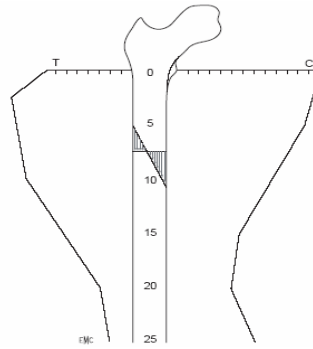


Fig. I-19 : Variations diaphysaires des maximales de déformation. Les grandes déformations s'observent dans le haut du fémur. A chaque niveau, la valeur maximale de la compression (C) excède celle de la traction (T) (d'après Blaimont).

I.7.2- Caractéristiques mécaniques de l'os

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

La première structure de l'os a été mise en évidence en 1866. Elle présentait section frontale de l'extrémité supérieure du fémur [65].

Cette structure a montré que l'os présente une disposition trabéculaire ordonnée. Cette dernière peut être simulée à un comportement d'une grue de type Fiarbain dont les lignes de contraintes maximales sont connues, ces lignes correspondaient au système de travées osseuses. Une formulation a été prononcée selon laquelle l'os doit supporter le maximum de charge possible [66]. L'idée fut acceptée et en 1870 Wolff [67] énonçait sa loi selon laquelle l'os se forme en fonction des contraintes auxquelles il est soumis.

Ce n'est que depuis la deuxième guerre mondiale que les caractéristiques mécaniques de l'os font l'objet de nouveaux travaux.

Pour leur détermination différentes techniques ont été utilisées :

- Tests mécaniques (traction, compression, flexion etc....);
- Technique des «vernis craquelant» par observation des déformations du revêtement d'un os au cours d'un chargement mécanique;
- Jauges de contraintes ;

- Photoélasticité : technique qui utilise les modifications de la diffraction de la lumière dans certains plastiques en fonction des contraintes appliquées. Cette technique souvent utilisée, a encore un intérêt didactique ;
- Modèles mathématiques complexes ;
- Plus récemment, une analyse par éléments finis permettant de prévoir les contraintes dans une structure complexe a été développée. Une étude a montré que cette méthode peut conduire à la connaissance de la répartition des contraintes, de leur état et de leur niveau résultant de l'application d'une force isolée [68]. Elle reste, cependant, très approximative dans des conditions physiologiques, en particulier sur le plan quantitatif ;
- Techniques de microscopie acoustique très performantes pour définir les différents constants élastiques de l'os dans les différents plans de l'espace.

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

- L'os est un matériau composite comportant deux phases, la matrice qui est essentiellement collagène et l'os minéral.
- Le collagène ne présente aucune résistance à la compression, mais une forte résistance à la traction. Une étude a montré que la diminution des propriétés mécaniques de l'os avec l'âge est essentiellement due à des modifications du collagène [69].
- La partie minérale est plus résistante en compression qu'en traction. Le collagène détermine la résistance en traction de l'os, alors que sa résistance en compression est due à son composant minéral. L'arrangement des cristaux d'apatite en petites quantités protège l'os de la propagation de fissures.

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

L'architecture de l'os en anneau est parfaitement adaptée à la résistance aux contraintes.

Les essais cités précédemment ont conduit aux résultats suivants :

- Les caractéristiques mécaniques de l'os dépendent de plusieurs paramètres tels que le mode de conservation, l'humidité, l'orientation du prélèvement etc.... La dessiccation augmente la rigidité de l'os. L'os mort est plus résistant que l'os vivant [70], mais il est plus cassant.
- L'os présente un comportement élastique et suit la loi de Hooke. Il s'allonge proportionnellement à la contrainte en traction.

Dés 1847, **Wertheim** évaluait le module d'élasticité de l'os frais entre 1819 et 2638 kgf/mm². En 1876, **Rauber** [62] l'estimait entre 1982 et 2099 kgf / mm². Jusqu'à une époque très récente, on a considéré que le module d'élasticité de l'os cortical était d'environ 2000 kgf/mm² et celui de l'os spongieux de 650 Kgf /mm².

La structure de l'os étant très complexes conduit ainsi à une forte variation du module de Young d'un point de la corticale à l'autre.

En 1967, une étude a montré que l'os de bœuf présentait un module d'élasticité extrêmement faible d'environ 0.3 Kgf/mm². Au-delà de cette limite, l'os à un comportement anélastique et sa déformation met une dizaine de minutes pour disparaître [59].

En 1978, des travaux ont conduit à un module d'élasticité très bas de l'ordre de 0.8 Kgf/mm² [61] à 1.2 Kgf /mm² [63] (Figure I-20) ;

- A de faibles contraintes inférieures à la limite d'écoulement, l'os présente un comportement élastique linéaire classique (Fig.I-20 A) ;
- A des contraintes supérieures à la limite élastique, les courbes de charge et de décharge coïncident seulement aux niveaux de contrainte maximum et minimum. La figure I-20 B a un aspect de boucle fermée en hystérésis. Ce comportement a été observé en 1976 [63].
- A des contraintes élevées, les courbes de charge et de décharge ne sont plus superposées. Ceci est dû à l'absence de contraintes pendant le processus de décharge. Elle laisse persister une déformation résiduelle et un aspect de boucle ouverte en hystérésis (Fig.I-20 C).

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

Les os de l'enfant ont un module d'élasticité plus faible que ceux de l'adulte et ils sont susceptibles d'absorber plus d'énergie avant de se fracturer [71]. Il existe donc chez l'enfant une large zone de déformation non élastique

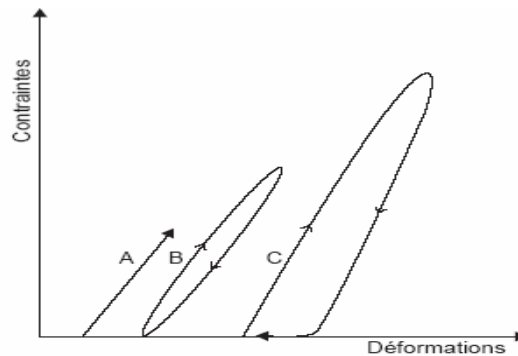


Fig. I-20 : Chargements cycliques de l'os [60, 61].

Le module d'élasticité varie avec le degré de minéralisation de l'os. La contrainte de rupture de l'os cortical tend vers sa limite élastique. Cette contrainte varie entre 9.25 et 12.41 Kgf /mm² [62]. Elle est de l'ordre de 12.5 Kgf /mm² pour le fémur. Elle est estimée en moyenne entre 6.35 et 10.57 kgf /mm² [72]. La contrainte de rupture de l'os cortical se situe donc classiquement aux environs de 10 kgf /mm². Elle est généralement plus importante pour l'os sec.

a. Résistance à la traction

En 1967, certains auteurs ont constaté sur des radius frais une résistance à la traction de 20 kgf /mm² [73]. A titre de comparaison, celle de l'acier est d'environ 100 kgf /mm² ; celle du cuivre de 13, du chêne de 10, du pin de 6 et du béton de 2.

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

$$P = S.K$$

Où : S est la surface de l'os ; K est la contrainte de rupture en traction.

La détermination de la charge à la rupture des os du squelette est donc simple, elle est de 1500 Kg pour l'humérus et de 2300 Kg pour le fémur. Ces valeurs ne représentent en aucun cas la résistance réelle en traction de ces os [73].

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

Une analyse de la déformation osseuse sur une série de fémurs a révélé une déformation à la rupture de 4.6 % (-⁺ 1.2 %) [74].

Des études micromécaniques réalisées sur des ostéons isolés de l'os cortical ont révélé que la loi de comportement «contrainte/déformation» dans les ostéons est très fortement dépendante de l'orientation des paquets de fibres de collagène [74].

b. Résistance à la compression

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

La charge de rupture à la compression de l'humérus est ainsi de 2200 kg, celle du fémur de 3450 Kg avec les mêmes réserves que celles énoncées pour la charge à la rupture en traction.

L'os spongieux présente une très faible résistance à la compression. Elle est de 1 kgf/mm² aux condyles fémoraux et de 2 à 3 kgf/mm² dans certaines zones de l'extrémité supérieure du fémur.

Dans l'ensemble, l'os spongieux est dix fois moins résistant en compression que l'os cortical [75]. C'est en son sein que se produisent les fractures en compression. Cette résistance diminue encore avec l'âge.

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

En 1972, des analyses ont montré que l'os a un comportement plastique en traction mais pas en compression [74]. Pour ces auteurs, la présence d'une zone de déformation plastique en tension est comparable à celle que observée dans les matériaux polymères et correspond à la création de vides. Pour d'autres, elle est due à la formation de microfractures dans l'os corticale. En compression, la loi de comportement reste linéaire, c'est à dire que l'os se rompt brutalement sans déformation plastique apparente (Figure I-21).

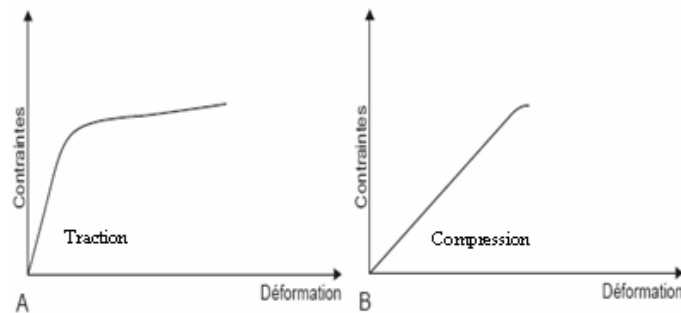


Fig. I-21 : Courbes contraintes/déformation du fémur [74].

c. Résistance au cisaillement

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

d. Résistance à la flexion

La résistance à la flexion de l'os cortical varie de 10 à 20 kgf/mm². Elle augmente avec le moment d'inertie de l'os. Celui-ci croît avec l'accroissement de la distance qui sépare la masse osseuse de l'axe neutre. Ce comportement semble expliquer l'élargissement du canal médullaire du sujet âgé conduisant à une résistance équivalente avec moins de masse osseuse. Ce qui permet également d'expliquer les résultats obtenus à partir de mesures de micro-dureté des diaphyses [76, 77]. Ce paramètre diminue de l'endoste vers le périoste. La partie la plus dure est logiquement la plus éloignée de l'axe neutre (Figure I-22). La dureté diminue presque linéairement de l'endoste au périoste. L'os n'est donc pas un matériau homogène mais son hétérogénéité est organisée.

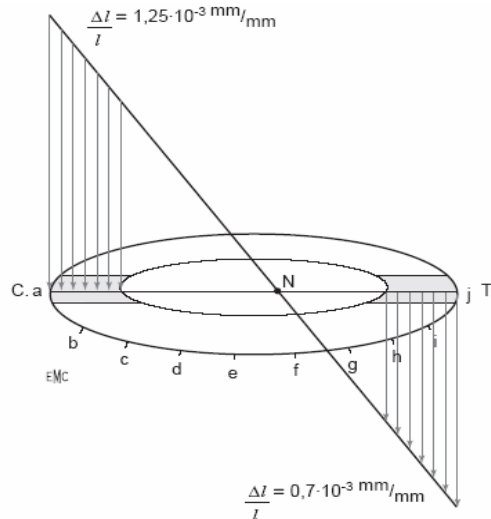
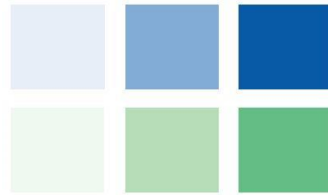


Fig. I-22 : Variation de la micro-dureté [76] ; Charge appliquée : P =100 kg

e. Résistance à la torsion

La résistance à la torsion de l'os varie de 4 à 9.3 kgf /mm², avec une moyenne de 7 kgf /mm² [62]. Ces valeurs sont comparables à celles obtenues à partir d'un os entier (5 à 6 kgf /mm²) par d'autres auteurs [73]. Il attribue cette dispersion des résultats à la présence de micro défauts de surface de l'os. En torsion, la rupture se produit suivant une hélice, conformément à la théorie qui enseigne qu'une sollicitation en torsion est équivalente à une compression s'exerçant à 45°.

Par définition plus un objet est long moins il résiste à la torsion. Ce qui semble expliqué que les os les plus longs sont exposés à des fractures spiroïdales. Plus l'os a un gros diamètre, moins il est vulnérable.



Chapitre II

Biomatériaux du Prothèse Total de la Hanche

II.1 - Introduction

L'implant fémoral cimenté est un composé de la tige fémorale métallique, ancré par un ciment orthopédique à l'os (Figure II-1). L'échec d'un de ces composants peut affecter une fixation stable qui peut conduire au descellement. L'initiation des fissurations est subi sous plusieurs facteurs, mais les investigations précédentes suggèrent que les facteurs les plus importants influençant une fixation réussie de la tige fémorale soient liés à :

- 1) choix du patient [78, 79, 80];
- 2) la géométrie de la tige, géométrie et la finition d'interface ;
- 3) technique chirurgicale [81, 82]. Le chirurgien est responsable du choix des matériaux et de la technique chirurgicale, ce qui doit établir les interfaces solides entre la prothèse/ciment et ciment/os. Si ces interfaces ne sont pas bien établies du le début, le durée de vie de la prothèse totale hanche est douteux.

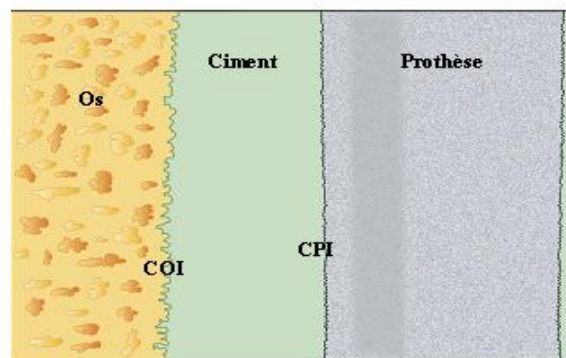


Fig. II-1 : Prothèse/ciment/Os avec deux interfaces : interface du ciment/prothèse (CPI) et Ciment/Os interface (COI)

II.2 - Fixation des prothèses

Les prothèses peuvent être fixées au fémur ou dans le bassin soit par un ciment chirurgical, soit par repousse osseuse secondaire (sans ciment). La fixation par vis des cotyles prothétiques est considérée comme une fixation par repousse secondaire. Les deux techniques donnent des résultats relativement similaires à long terme, et le choix est principalement fonction du praticien [83].

II.2.1 - Fixation par ciment

Le ciment chirurgical est un polymère acrylique qui durcit en une quinzaine de minutes pendant l'intervention, la fixation est immédiatement solide et permet en théorie une charge complète.

Les premières études réalisées sur ce type de fixation montraient à 5 ans environ 20% de descellement prothétique et 30% à 40% à 10 ans [84]. Cependant ce taux diminue à environ 20% pour les prothèses acétabulaire et 7% pour les fémorales dans des études plus récentes sur 15 à 20 ans. Avec l'amélioration des techniques et ciments, certains auteurs arrivent à des résultats proches de 100 % des prothèses non descellées à 10 ans [85, 86].

II-2.2 - Fixation sans ciment

Les prothèses (tige ou cupule) sans ciment, se stabilisent dans un délai de six à douze semaines selon le traitement de leur surface par un phénomène de repousse osseuse [87]. Le principe des revêtements de surface ostéoconducteurs des prothèses est apparu dans les années 1980 [88] : on projette (par une torche à plasma) une couche d'hydroxyapatite qui vient se fixer à la surface des prothèses. L'hydroxyapatite (HA) favorise l'intégration de l'implant et la repousse osseuse [87], et les résultats sont concluants à partir de fines épaisseurs de revêtement (100 µm) [89].

L'efficacité du revêtement de PTH a été démontrée depuis plusieurs années [90], mettant en évidence une très bonne ostéo-intégration sur le long terme (8 ans d'utilisation par les patients).

Avec un recul supérieur à dix ans, les revêtements ostéoconducteurs apparaissent comme le meilleur procédé de fixation des prothèses de hanche, aussi bien au niveau du fémur qu'au niveau de la cotyle. Certaines études montrent que 90% de PTH [91] voire jusqu'à 100% de prothèses fémorales et 97 % de prothèses acétabulaire [92] ne présentent aucun signe de descellement.

Cependant, en marge des revêtements, il a été montré que les implants non revêtus, mais dont la surface était traitée pour être poreuse, pouvaient également induire une repousse osseuse [93, 94] et que la taille de ces pores était importante [95].

II.3 - Les biomatériaux

Les biomatériaux représentent des enjeux économiques et sociaux gigantesques si l'on se réfère, D'une part au marché mondial estimé à plus de 25 milliards d'euros par an [96] et d'autre part, à la population concernée (Tableau II-1). En effet, leurs champs d'applications sont nombreux : ophtalmologie, odontologie, chirurgie orthopédique, chirurgie cardio-vasculaire, et sont appelés à se développer du fait, en particulier, de l'allongement de la durée de vie et de l'exigence de plus en plus grande d'une bonne qualité de vie.

Application	Population concernée
Prothèses de hanche	80 000
Prothèses de genou	30 000
Hémodialyses	15 000
Valves cardiaques	9 000
Prothèses vasculaires	15 000
Stimulateurs cardiaques	40 000
Lentilles de contact	1 200 000
Implants oculaires	140 000

Tableau II-1 : Applications des biomatériaux en France par année.

II.3.1 - La notion de biocompatibilité

Inhérente à l'aspect de contact, la notion de biocompatibilité est essentielle dans le domaine des biomatériaux. Il peut être intéressant de distinguer la biocompatibilité structurale et celle des surfaces bien que ces deux notions soient souvent intimement liées.

II.3.1.1 - La biocompatibilité structurale

La biocompatibilité structurale résulte d'une adéquation entre toutes les propriétés de la structure du matériau et les systèmes biologiques. Si la forme de l'implant apparaît comme un critère évident, son obtention peut nécessiter un processus particulier (forgeage ou coulée des métaux, conditions de frittage des céramiques, paramètres d'injection des polymères.) susceptible d'influencer les caractéristiques mécaniques du matériau (raideur, résistance mécanique et résistance à la fatigue).

II.3.1.2 - La raideur

Définie comme le produit du moment d'inertie I et du module de Young E (la valeur de I étant imposée par la forme de l'implant pour un matériau donné), est un paramètre déterminant lors du choix d'un biomatériau. En effet, à l'interface biomatériau/os, le transfert des contraintes occasionne localement leurs modifications à la fois quantitativement et qualitativement. Or, il a été montré que les ostéoblastes se trouvant en traction stimulent la production de calcium et favorisent ainsi l'ostéointégration, alors qu'à l'inverse, celles situées en compression meurent et par conséquent ramollissent la structure osseuse. Un tel phénomène, dû à la différence entre les modules d'élasticité E des implants massifs et de l'os (Tableau II-2), peut avoir comme conséquence le « déchaussement » de l'implant. C'est pourquoi, afin d'éviter une telle fin, il convient d'abaisser le module E de l'implant à celui de l'os (concept d'iso-élasticité), ou au moins de développer une continuité d'élasticité de l'implant vers l'os (figure II-2). A ce jour, une des méthodes les plus utilisées reste le développement de surfaces poreuses à l'interface implant massif/os [97], le module E [98] des céramiques et des métaux (Figure II-2) variant avec la porosité p selon :

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

Par ailleurs, l'amélioration de la résistance mécanique est l'objet de nombreux travaux afin de développer des matériaux présentant à la fois un faible module d'élasticité et une résistance élevée (Low Modulus – High Strength alloys).

Aussi, dans le cas d'un implant osseux sous fortes contraintes (par exemple une prothèse de hanche), les contraintes s'exerçant sur l'implant ne sont pas, en règle générale, ni uniformes ni uniquement statiques mais aussi dynamiques. Il est donc important de considérer la résistance à la fatigue R_f de l'implant, celle-ci devant être maximale afin d'augmenter la longévité de l'implant.

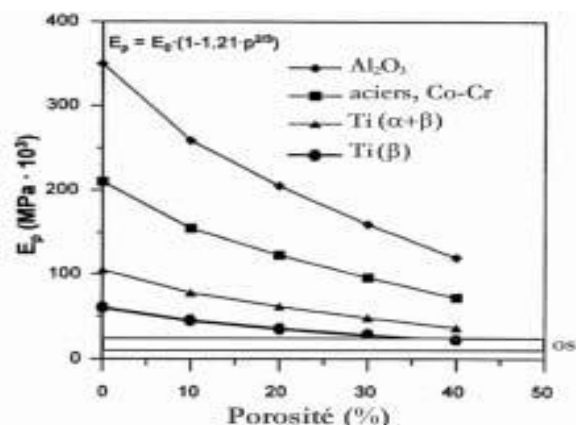


Fig. II-2 : Module de Young de différents biomatériaux en fonction de la porosité

Dans le cas d'un implant osseux sous fortes contraintes (cas d'une prothèse de hanche), les contraintes s'exerçant sur l'implant ne sont d'une manière générale ni uniformes ni uniquement statiques mais également dynamiques du fait de la mobilité du patient et par conséquent, il est nécessaire de prendre en considération la résistance à la fatigue R_f de l'implant, celle-ci doit être optimale afin d'accroître la durabilité de l'implant. La prise en considération de l'ensemble de ces caractéristiques mécaniques nécessite la détermination du rapport $R_f/2$. Les valeurs regroupées sur le tableau II-2 montrent que le Titane et ses alliages sont les mieux adaptés par rapport aux autres biomatériaux métalliques et céramiques.

Biomatériaux	R_f (Mpa) (en flexion)	$E \times 10^3$ (Mpa)	$(R_f/E) \times 10^{-3}$
Os cortical	-	20	-
FeCrNiMo (316L)	250	210	1,2
Co-29Cr-5Mo, coulé	300	200	1,5
CoNiCr, forgé	500	220	2,3
Alliages de Ti ($\alpha+\beta$)	550	105	5,2
Ti	200	100	1,8
Ta	200	200	1,3
Al_2O_3	0/400 (en compression)	380	0/1,05
ZrO_2	0/450 (en compression)	170	0/2,6

Hydroxyapatite (HAP)	30-170(en compression)	-	-
PMMA	30	25	1,2
UHMWPE	16	1,2	13,3

Tableau II-2 : Caractéristiques mécaniques de différents biomatériaux.

II.3.2 - La biocompatibilité des surfaces

La biocompatibilité des surfaces sous-entend la compatibilité, du point de vue topographique et biochimique, entre le biomatériau et les cellules environnantes. En d'autres termes, elle définit la capacité de la surface de l'implant à favoriser ou empêcher l'adhésion et le développement cellulaire. Cette notion d'adhésion [99], c'est la condition de l'ostéointégration, qui recouvre différents phénomènes qui demeurent le sujet de nombreuses recherches [100]. De manière synthétique, il apparaît qu'une phase rapide de liaisons non spécifiques entre les cellules et le matériau (liaisons ioniques ou de type van der Waals) précède une phase d'adhésion plus lente impliquant diverses protéines (protéines de la matrice extracellulaire d'une part, et protéines du cytosquelette d'autre part) qui par leur interaction, induisent l'expression de nouvelles protéines qui favorisent l'ancrage définitif des cellules. Du point de vue du biomatériau, l'expérience a révélé [101] que le développement cellulaire était influencé, outre les caractéristiques biomécaniques déjà développées, par différents paramètres physico-chimiques comme la composition, la résistance à l'usure, la topographie et la résistance à la corrosion.

II.3.3 - Composition de la surface des biomatériaux

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

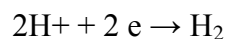
II.3.4 - Résistance à l'usure

La résistance à l'usure doit être optimale pour résister à toute formation de débris lors de la friction des deux matériaux (implant et os) de résistances mécaniques différentes [102]. Dans le cas d'une prothèse totale de hanche métal-polymère, pour des raisons d'usure le support en polytétrafluoroéthylène a été remplacé par un matériau polymère plus résistant le polyéthylène UHMWPE [103]. Les biomatériaux métalliques sont durcis superficiellement par la technique du remallage ou encore par le revêtement d'un composé à base de Titane plus dur tel que (TiN, TiC, TiC_xN_y ...)

II.3.5 - Topographie du biomatériau

Elle doit être adaptée au développement des cellules environnantes [104]. Elle est généralement évaluée à l'aide de mesures de rugosité (notamment par la microscopie à force atomique) qui mettent en évidence les déviations plus ou moins régulières de la forme des surfaces par rapport à une surface idéalement lisse.

D'un point de vue chimique, l'interaction d'un corps étranger avec les tissus peut se manifester par différents phénomènes [105] (réaction de corrosion, hydrolyse du produit de corrosion, formation de complexes organométalliques) dont la succession catastrophique peut conduire au rejet. Dans l'eau ou les liquides physiologiques, **la corrosion** intervient comme un processus électrochimique où une oxydation, i.e. une perte d'électrons par le métal Me, est couplée à une réduction, i.e. un gain d'électron par l'électrolyte. Chimiquement, ces échanges, qui n'ont lieu qu'à la surface du matériau, se traduisent par les équations d'oxydoréduction suivantes, la réaction de réduction impliquée (de l'oxygène ou du proton) dépendant des conditions de pH, de pression partielle d'oxygène et de potentiel électrique :



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

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

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

Tableau II-3 : Potentiel normal E^0 à 25°C (en V/au potentiel de l'électrode au calomel saturée ECS) [106].

La résistance à la polymérisation est un paramètre déterminant pour l'évaluation de la corrosion. Il est défini comme étant inversement proportionnel au courant de la corrosion. Les valeurs de la résistance à la polymérisation des biomatériaux les plus utilisés montrent le comportement en corrosion de certains métaux (rapport de 1 à 10^4 entre le Titane et le cobalt (figure II-3).

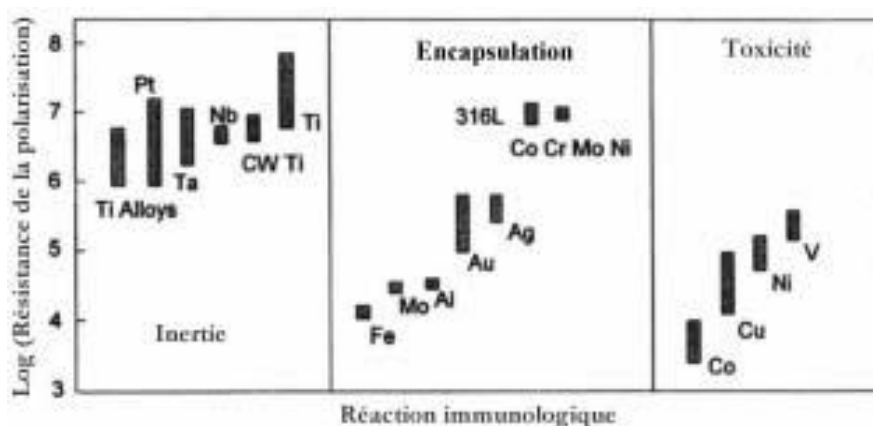


Fig. II-3 : Résistance à la corrosion et réaction tissulaire à différents biomatériaux métalliques [107]

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

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

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

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

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

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

- Les matériaux biocompatibles qui libèrent des ions toxiques entraînant une réaction immunitaire (allergie, inflammation, nécrose, rejet) ; c'est le cas du vanadium et du nickel ;

- Les matériaux biocompatibles ou biotolérés qui sont piégés ou emprisonnés dans un cocon de tissu conjonctif sécrété par les cellules afin de les isoler du reste de l'organisme. Le cocon de protection n'étant pas parfaitement étanche, des échanges peuvent continuer entre la surface des matériaux et les fluides biologiques (cas des aciers inoxydables) ;
- Les matériaux bioinertes qui ne libèrent pas d'ions ou de composés toxiques et ne conduisent à aucun endommagement du tissu environnant et ne participent pas au processus aux phénomènes intervenant aux interfaces (cas du titane et ces alliages). Les matériaux bioactifs qui en réagissant avec leur environnement biologique favorisent l'adhésion ou la croissance cellulaire, c'est le cas des matériaux ostéoconducteurs comme l'hydroxyapatite qui favorise la croissance osseuse.

II.4 - Différents types de biomatériaux

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

II.4.1 - Biomatériaux métalliques

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

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

II.4.1.1 - Les aciers

Les aciers sont des alliages fer-carbone. Le fer est très peu à l'état pur utilisé et il est d'ailleurs extrêmement difficile de l'élaborer sans qu'il ne soit allié à d'autres éléments. De par ses faibles propriétés mécaniques le fer est utilisé très rarement à l'état pur.

L'amélioration de ces propriétés nécessite l'ajoute d'autres éléments.

Les aciers sont donc de alliages fer-carbone dont l'élément principal est le fer. La concentration en élément d'addition n'excède jamais 2,5%.

- Les aciers inoxydables

Les éléments d'alliages peuvent être divers, on retiendra principalement :

- Le molybdène qui joue un rôle primordial dans la résistance à la corrosion par piqûres.

Toutefois, il est nécessaire que cette teneur soit au minimum de 2 %, certains considérant que la teneur optimale est de 4 %;

Le chrome qui va également jouer un rôle essentiel sur le plan de la corrosion. En effet, le chrome à l'air ou en milieu oxydant, permet la formation d'un film invisible, d'oxyde de chrome : c'est le phénomène de passivation. Cet oxyde de chrome très peu corrodable va donc protéger l'acier contre les agressions extérieures.

Un taux de chrome de 12 % minimum est nécessaire pour engendrer ce film de passivation et pour donner à l'acier, complémentairement au molybdène, son caractère inoxydable;

- Pour améliorer certaines caractéristiques, d'autres éléments peuvent être ajoutés; c'est le cas du nickel, qui avec des proportions de 10 à 14% permet d'obtenir une amélioration des performances mécaniques sans amener de fragilisation.

Les aciers inoxydables qui ont été retenus dans les applications de l'orthopédie ont fait l'objet de normes « **ISO** » et « **AFNOR** ». Il existe trois nuances d'aciers inoxydables différenciés par le taux de carbone, de nickel et de molybdène.

L'acier à plus forte teneur en carbone-nuance convient mieux à la réalisation d'implants chirurgicaux temporaires car ses caractéristiques mécaniques sont supérieures.

Par contre sa résistance à la corrosion est inférieure à celle des aciers à faible teneur en carbone. Ces dernières sont destinées a la fabrication des implants permanents. On notera

pour ces aciers une teneur en Cr de 16 à 19%, de molybdène 2 à 3,5% et de nickel 12 à 16%, Ces aciers présentent des caractéristiques mécaniques :

- Une charges de rupture un peu faible ;
- Une limite d'élasticité assez éloignée de la charge de rupture, ce qui est un facteur favorable pour les plaques d'ostéosynthèse. Cela permet d'obtenir une certaine ductilité, d'où la possibilité de déformer les plaques en per-opératoire. Mais cette limite d'élasticité basse représente un inconvénient non négligeable pour les implants fémoraux de hanche, compte tenu de la possibilité de déformations permanentes pour des sollicitations mécaniques relativement faibles ;
- Une résistance faible à la corrosion sous tension.

Il faut cependant noter que cet alliage peut, grâce à un écrouissage, augmenter cette limite d'élasticité.

En ce qui concerne les technologies de mise en forme, les aciers inoxydables peuvent être mis en forme par forgeage, technologie beaucoup plus faible que la micro fusion [108].

II.4.1.2 - Les alliages à base de cobalt-chrome (Co-Cr)

Cet alliage stellite présente 26.5 à 30 % de chrome, 4.5 à 7 % de molybdène, 2.5 % de nickel, le reste représentant le cobalt, soit 64 % environ. Il présente une dureté élevée, ce qui lui a permis d'être utilisé, pour ses premières applications, dans le domaine de l'usure et du frottement, soit sous forme de revêtement, soit sous forme de pièces massives. Les premières applications dans le domaine médical ont été réalisées dans l'art dentaire. En orthopédie, c'est l'américain **Habousch** qui a utilisé le premier ce matériau pour la fabrication d'un implant fémoral de prothèse de hanche. Cet alliage présente :

- Un taux élevé en carbone, qui lui donne un point de fusion basse, ce qui facilite sa mise en forme par microfusion ou coulage , seule technologie utilisable ;
- Une résistance à la corrosion meilleure, en particulier pour la résistance à la corrosion sous tension. Cette meilleure tenue en corrosion lui permet d'avoir une biotolérance nettement améliorée par rapport à l'inoxidable;

- Une charge de rupture également meilleur que l'acier inoxydable , sa limite d'élasticité est très proche de la charge de rupture, ce qui évite tout risque de déformation permanente ;
- Une résistance en fatigue faible ce qui a amené un taux de ruptures non négligeable d'implant fémoraux ;
- un module d'élasticité élevé : 200000 MPa , aussi élevé que le module d'élasticité de l'aciers inoxydable ce qui pose un certain nombre de problème lors de l'utilisation de ce matériau pour l'implant fémoral , au niveau de la transmission et de la répartition des contraintes . en effet, l'os cortical et le méthacrylate de méthyle présente des modules d'élasticité très inférieurs 3000 MPa pour le méthacrylate et 25000 MPa pour l'os corticale ;
- une très grande dureté inférieure à celle de l'aluminium mais très supérieure à celle de l'acier inoxydable d'ou de meilleures performances sur le plan de l'usure et du frottement [109].

II.4.1.3 - Les alliages en Titane

Une résistance à toutes les formes de corrosion, une excellente biotolérance, des caractéristiques mécaniques élevées ont fait de ces alliages des matériaux désormais indiscutés dans l'orthopédie, en particulier comme implant fémoral pour les prothèses totales de hanche.

Les deux principaux minerais de titane sont le rutile qui est un bioxyde de titane et l'ilménite qui est un titane de fer. Des gisements importants existent aux **U.S.A.**, au

Canada, en **Norvège**, en **U.R.S.S.**, aux **Indes**, en **Australie**...

Pour la fabrication du titane métal, il est nécessaire de passer par les phases suivantes :

- Oxydation du minerai pour l'obtention du bioxyde de titane ;
- Chloruration du bioxyde de titane pour obtenir du tétrachlorure de titane ;
- Réduction du tétrachlorure de titane pour obtenir ce qu'on appelle l'éponge de titane.

Compte tenu que le titane présente une grande réactivité chimique à haute température et une très grande affinité pour la plupart des éléments, en particulier pour les gaz, il est nécessaire d'effectuer toutes les opérations sous vide ou sous gaz inerte. L'éponge de titane subira donc une fusion sous vide qui permettra d'obtenir un lingot.

Dans le domaine médical, l'expérimentation du titane a démarré en 1965 aux **U.S.A.**, en **Grande-Bretagne**, en **U.R.S.S** et a montré une excellente biocompatibilité ainsi qu'une résistance à la corrosion parfaite. A cette époque, il fut de fabrication délicate et encore peu reproductible. De plus, les principales nuances disponibles à cette époque étaient des titanes non alliés dont les caractéristiques mécaniques étaient insuffisantes.

C'est en 1971 qu'en **France** des études ont été reprises pour expérimenter un alliage de titane à 6 % d'aluminium et 4 % de vanadium.

Le titane, grâce au phénomène de passivation, est recouvert d'un film protecteur d'oxyde de titane qui lui assure une résistance à la corrosion tout à fait remarquable. Ce film de passivation peut être renforcé par une couche d'oxyde de titane généré par oxydation anodique, Cet alliage présente un ensemble de caractéristiques qui a permis son utilisation dans le domaine médical et en particulier dans les prothèses ostéo-articulaires:

- Une excellente biocompatibilité renforcée par la couche d'oxyde de titane;
- Une charge de rupture élevée : 1185 MPa et une limite élastique proche de la charge de rupture : 1050 MPa, qui évite tout problème de déformation permanente dans le cas de contraintes élevées ;
- Un module d'élasticité bas de 110000 MPa. 2 fois inférieur à celui des autres alliages décrits plus haut, qui le rapproche du module d'élasticité de l'os cortical qui est de l'ordre de 25000 MPa. De ce fait l'élasticité est deux fois supérieur à celle des autres matériaux métalliques biotolérés d'ou meilleure transmission et répartition des contraintes à l'os.

L'alliage de titane est aujourd'hui sans conteste la meilleure solution pour tous les implants diaphysaires, en particulier l'implant fémoral de hanche qui subit des sollicitations mécaniques élevées.

D'autres biomatériaux métalliques pourraient dans l'avenir présenter un intérêt pour l'orthopédie, c'est le cas du zirconium, et du niobium. Ils présentent tous deux une excellente biotolérance, comme l'ont démontré des implantations en chirurgie maxillo-

facial et implantologie dentaire. Cependant des progrès au niveau des alliages sont encore nécessaires pour rivaliser avec les alliages de titane [110].

II.4.2 - Les céramiques

Les céramiques, « vieille technique, jeune science » [111]. Depuis l'époque où l'homme s'aperçut que le feu pouvait modifier les propriétés de l'argile, silicate d'aluminium hydraté, la céramique n'a cessé de se développer. L'art de la céramique a eu un développement parallèle à celui du feu.

Aujourd'hui encore, pour le non-spécialiste, les céramiques ne sont que de très vieilles techniques, fort peu évolutives. La réalité est en fait tout autre. Si la céramique ou plutôt les céramiques traditionnelles ont bénéficié de l'appoint des progrès dus aux techniques et technologies modernes, on a vu en outre apparaître des « céramiques nouvelles ».

Ces nouveaux matériaux se présentent sous formes diverses : sous forme d'oxydes.

Oxyde d'aluminium Al_2O_3 , oxyde de zirconium ZrO_2 , sous forme de carbures, carbure de silicium SiC; sous forme de nitrures, bromures, fluorures. Ces matériaux sont utilisés dans les domaines les plus variés; aérospatiaux, microélectronique, moteur à turbines, valve cardiaques...et prothèses articulaires. La science des céramiques a permis également de mettre au point de nouvelles textures: composites céramiques avec des fibres variées : association matériau métallique et matériau céramique : les céramo-métalliques ou cermets; verre à cristallisation contrôlée : les vitro-céramiques.

II.4.2.1- Les céramiques traditionnelles

Si les matériaux métalliques présentent une structure cristallisée, les matériaux céramiques traditionnels sont soit vitreux (non cristallisés), soit vitro-cristallins et présentent toujours une porosité qui est plus ou moins importante selon le matériau.

Parmi les céramiques traditionnelles, on trouve :

a) Les produits de terre cuite : On obtient ces matériaux à partir de produits naturels, dont l'argile, auxquels sont ajoutés des fondants pour permettre la cohésion. Le fondant le plus généralement utilisé est le feldspath.

b) Les porcelaines : Ce sont des produits vitrifiés étanches qui présentent de bonnes propriétés mécaniques. Constitués par une phase vitreuse enrobant des cristaux de natures différentes, ces matériaux s'obtiennent à partir de matières de base où l'on distingue 3 groupes :

- Les argiles et kaolins (40 à 50 %), silicates d'aluminium et alumino-silicates. Ils représentent la phase plastique ;
- Le quartz (35 à 45 %), il représente l'ossature ;
- Les feldspaths (15 à 20 %), alumino-silicates. Ils constituent le fondant qui abaisse le point de fusion du quartz.

II.2.2.2 - Les céramiques nouvelles

Ces céramiques constituent une classe de matériaux aux propriétés remarquables :

- Très haute résistance à toutes les formes de corrosion ;
- Haute résistance à l'usure et au frottement ;
- Bonnes résistances mécaniques.

L'ensemble de ces propriétés les destine à l'application où l'emploi des matériaux traditionnels, tels que les métaux ou les alliages métalliques, serait insuffisamment performant pour certains cahiers des charges.

Toutefois, il faut noter que ces céramiques ont leur défaut : l'absence de déformation élastique, elle-même très réduite ; Diverses solutions ont été apportées afin de corriger cette fragilité : diminution de la taille des défauts critiques, en particulier les pores, ou bien selon une approche différente, solution permettant d'augmenter la ténacité (K_{IC}) de ces matériaux.

De cette famille de céramiques nouvelles, nous présenterons les plus importantes : les oxydes et notamment l'oxyde d'aluminium, les carbures, et enfin les composites céramique/céramique et les composites à dispersodes, produits de l'évolution la plus récente.

II.4.3 - Le polyéthylène

C'est un polymère linéaire quel que soit le procédé de fabrication. Deux procédés de fabrication conduisent à deux polymères linéaires sensiblement différents.

- Procédé à haute pression fournissant le polyéthylène basse densité PEBD : Taux de cristallinité : 60 à 70 % ; Densité < 0.92

- Procédé à basse pression ou procédé Ziegler fournissant des polyéthylènes à haute densité. Ce procédé à basse pression (< 50 bars) nécessite l'utilisation de catalyseurs. Le polyéthylène obtenu par ce dernier procédé présente des chaînes macromoléculaires linéaires plus facilement cristallisables d'où une densité plus élevée. C'est le polyéthylène haute densité PEHD dont la densité $d > 0.958$. il est possible d'obtenir un polyéthylène encore plus dense, c'est le polyéthylène UHMW (ultra high weight).

Le PEHD et le PE UHMW ont un module d'élasticité plus élevé que le PE basse densité.

Ils sont donc moins souples et leur allongement à la rupture est plus faible.

Il faut également signaler que les polyéthylènes présentent des propriétés mécaniques améliorées si les macromolécules ont été orientées dans le sens de l'effort.

Avantages du PE UHMW : Grande inertie chimique ; Bonne biotolérance sous forme d'implants et sous forme de fines particules ; Bonne propriétés mécaniques ; Bonne aptitude au frottement.

Inconvénients : Sensible à la fissuration sous contrainte ; Résistance à l'usure faible ; Dégradation par vieillissement.

Utilisation :

Après les échecs du polytétrafluoroéthylènes, du polyacétal, c'est le polyéthylène de haut poids moléculaire qui est aujourd'hui le polymère utilisé pour la fabrication de multiples composants de frottement dans les prothèses de hanche, genou, coude...

Le polyéthylène a fait l'objet de nombreuses recherches pour améliorer ses caractéristiques. On citera le polyéthylène avec incorporation de fibres de carbone qui améliorent sa résistance au fluage ; le polyéthylène réticulé par rayonnements ionisants avec greffage de polytétrafluoroéthylène qui devrait améliorer à l'usure et au fluage.

II.5 - Le Ciment Acrylique Osseux

II.5.1 - Introduction

La majorité des prothèses posées sont cimentées, c'est à dire que la fixation de la prothèse fémorale et cotyloïdienne est assurée par du ciment (Figure II-4). [112]



Fig. II-4 : PTH cimentées [112]

L'histoire des ciments modernes a commencé avec l'invention d'Otto Röhm dans le début du 20^{ème} siècle de polyméthacrylate de méthyle (PMMA), un matériau solide avec une bonne biocompatibilité.

Dans les années 1960 **Sir John Charnley** a commencé à utiliser le ciment osseux chez de nombreux patients pour la fixation à la fois du fémur et de la cotyle. Avant la fin de la décennie, **Buchholz** est venu avec l'idée d'ajouter un antibiotique pour le ciment pour réduire l'incidence de l'infection.

Le ciment chirurgical est un polymère acrylique. Il est introduit dans les cavités osseuses à l'état pâteux avant l'insertion des prothèses (Figure II-5). Il durcira par polymérisation en 10 minutes environ, ancrant ainsi les composants prothétiques au squelette.

Ce moyen de fixation immédiatement solide, autorise rapidement la marche sans limitation de charge.



Fig.II-5 : Ciment acrylique. [113]

Cette technique a l'avantage d'assurer une stabilité immédiate et parfaite de l'implant, donc de reprendre l'appui et la marche immédiatement et sans douleur. A long terme, le ciment perd ses qualités mécaniques, et les descellements peuvent apparaître imposant une reprise chirurgicale. La reprise comporte l'ablation de la prothèse, du ciment, et la mise en place d'une nouvelle prothèse. Les prothèses cimentées sont actuellement celles qui ont le recul le plus long avec les meilleurs résultats.

La technique de cimentation est plus déterminante pour le résultat que ne l'est le choix de l'implant. Ces techniques modernes de cimentation visent à améliorer la fixation mécanique entre l'os et le ciment de façon à créer une interface durable dès le temps opératoire. L'augmentation de la profondeur de pénétration du ciment accroît la résistance de l'interface os/ciment. Cette interpénétration du ciment ne dépend pas seulement d'une préparation méticuleuse de l'os en préservant notamment du spongieux solide, mais aussi du lavage et du mode d'injection du ciment. Une préparation rigoureuse du lit osseux par un matériel de lavage pulsé, l'utilisation d'un obturateur centromédullaire et d'une pressurisation proximale (pressurisation du ciment) réduisent chacun approximativement la probabilité de révision de 20 %. Le recours à un système de lavage pulsé est considéré comme de première importance pour optimiser la pénétration osseuse du ciment, et pour réduire le risque d'embolie graisseuse. Son utilisation devrait être rendue obligatoire pour toute arthroplastie totale de hanche. [114]

II.5.1.1 - L'évolution de ciment osseux

1902	Première synthèse de PMMA par O. Röhm
1936	La première production industrielle de PMMA
1939	Études sur l'homme sur les défauts du crâne
1940	Polymérisation de PMMA devient possible à la température ambiante
1943	Frères Judet développé prothèse de hanche avec le PMMA
1949	Remplissage des défauts spinaux (Idelberger)
1955	Sir John Charnley utilise du ciment PMMA en remplacement de la hanche; fémur et l'implant cotyle est fixé par du ciment osseux
1959	
1970	Buchholz utilisé ciment osseux PMMA avec la gentamicine; E. Merck commence la commercialisation du ciment osseux.
~	
1990	Concentrez-vous sur la technique de cimentation dans les publications du commerce
2000	1 millions d'implants fixés avec du ciment osseux dans le monde entier

II.5.2 - Ciment chirurgical

Les ciments à base de résine acrylique pour os actuellement utilisés en chirurgie orthopédique sont du type PMMA (polyméthylméthacrylate) auto-durcissant à polymérisation rapide. Ils sont indiqués pour le scellement de prothèses dans l'os vivant au cours d'arthroplasties partielles ou totales de la hanche, du genou ou d'autres articulations. Ces ciments n'ont pas de propriétés adhésives. Leur utilisation repose sur un verrouillage mécanique étroit entre la surface irrégulière de l'os et du ciment, de même qu'entre celle de la prothèse et du PMMA. [115]

Le succès d'une arthroplastie dépend en grande partie de la manière dont le ciment acrylique de qualité chirurgicale PMMA est préparé et utilisé pour fixer les composants de la prothèse. La préparation du ciment est aussi importante que celle de l'os receveur ou que le choix de l'implant. [114]

II.5.3 - Conditionnement du ciment

Les ciments sont proposés sous la forme de deux composants individuels, stériles et pré mesurés, fournis en emballages unitaires [116], à mélanger au bloc opératoire au moment de l'implantation de chaque pièce prothétique :

- La poudre pré-polymérisée de PMMA, sous la forme de microbilles dont la taille est de l'ordre de quelques dizaines de microns et diffère selon les formulations, conditionnée en sachets ou en flacons de 40 g environ pour 1 dose,
- Le monomère liquide MMA, présenté en ampoules de 20 ml environ pour 1 dose, le ratio poudre / liquide étant approximativement de 2/1 pour tous les ciments.

La présentation sous cette forme, permet de réduire les effets négatifs, liés au seul monomère liquide, accompagnant la polymérisation in vivo du ciment acrylique qui sont : Une forte élévation de la température du ciment ; Des variations de volume du ciment ; La libération du monomère, toxique et volatil, n'ayant pas réagi. La polymérisation n'est jamais complète. Il a été montré qu'il subsiste 2 à 5 % de monomère résiduel dans le ciment et que 1 à 2 % pénètrent progressivement dans les tissus. Le relargage du monomère résiduel se produit pendant la préparation du ciment, sa prise et jusqu'à la fin de la polymérisation, soit environ 30 jours après sa mise en place in vivo.

II.5.4 - Composition du ciment

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

- La poudre : Poly-méthyle-méthacrylate (PMMA) 90% ; Peroxyde de benzoyle (initiateur ou catalyseur) 2 à 3% ; BaSO₄ ou ZrO₂ (produit de contraste) 4 à 8%.
- Le liquide : Méthyle-méthacrylate MMA (monomère) 83% (ou 98% en l'absence d'agent de liaison) ; Co-monomère : butyle-méthacrylate (agent de liaison) 15% ; Diméthyle-para-toluidine (activateur) 2 à 3% ; Hydroquinone (stabilisant ou inhibiteur) 50-100 ppm.

L'hydroquinone agit comme stabilisant du monomère qui, en son absence, polymériserait à la lumière ou à la chaleur. Peu de temps après le mélange des deux composants, l'activateur (di-méthyle-para-toluidine) décompose le catalyseur (peroxyde de benzoyle) et

initie des radicaux libres qui déclenchent la polymérisation du monomère. La masse pâteuse qui se forme progressivement enrobe les billes pré-polymérisées dans une matrice de PMMA. La dureté du composé obtenu devient maximale un peu avant que la température maximale de polymérisation soit atteinte.

Le monomère et les additifs (peroxyde de benzoyle, di-méthyle-para-toluidine, hydroquinone) sont des substances potentiellement toxiques.

II.5.6 - Propriétés physiques

II.5.6.1 - Temps de prise ou de durcissement

C'est l'intervalle de temps compris entre le début du mélange des composants et le durcissement du ciment, lorsque celui-ci a atteint une température se situant à mi-chemin entre la température ambiante et la température maximale. D'abord liquide, puis gel plus ou moins pâteux, le ciment devient solide en polymérisant [112]. La phase de repos qui suit la fin du mélange est nécessaire à la libération des radicaux libres qui permettent la polymérisation.

La phase de gel prend fin lorsque le ciment « ne colle plus aux doigts ». Commence alors la phase de travail, ou de mise en œuvre, du ciment qui est la plus intéressante du point de vue chirurgical. C'est celle que l'on aura tendance à vouloir allonger pour permettre la mise en place du ciment et l'insertion de la prothèse in vivo.

Le temps de prise varie d'une formulation commerciale à une autre en fonction de sa composition chimique. Mais il varie essentiellement avec la température ambiante : celle de la salle d'opération. Chaque fabricant préconise dans sa notice d'emploi du ciment chirurgical un minutage précis pour chacune des phases en fonction de la température ambiante afin d'optimiser la manipulation et les performances du ciment.

II.5.6.2 - Chaleur dégagée

Le processus de polymérisation s'accompagne d'un fort dégagement de chaleur (13,28 Kcal/mole, soit approximativement 132,8 cal/g) proportionnel à la masse de monomère engagée dans la réaction. L'exothermicité de la réaction présente un double risque :

biologique, par la nécrose des tissus avoisinants, et mécanique par la dilatation des bulles éventuellement incluses dans le ciment qui en augmente ainsi la porosité.

La température à l'interface os/ciment est fonction :

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

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

Le paramètre le plus important pour disperser la chaleur à l'interface est la conductivité de l'os alors que le refroidissement vasculaire n'a qu'une influence marginale sur la température à l'interface os/ciment.

Des études ont montrés que le risque de nécrose thermique osseuse est fonction de la conductivité thermique des matériaux constitutifs de la prothèse : il est plus élevé lors de la fixation d'un implant en polyéthylène, par exemple une cupule, que dans une fixation intra-médullaire utilisant un implant métallique.

L'exothermicité de la réaction dépend du rapport surface / volume du ciment, c'est-à-dire que la chaleur dégagée est moindre pour un même volume de ciment s'il est étalé et de faible épaisseur.

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

II.5.6.3 - Viscosité

La viscosité est un paramètre physique caractérisant la résistance d'un fluide à la déformation. Un matériau présentant une viscosité basse est considéré comme fluide, alors qu'une viscosité élevée traduit une consistance plus pâteuse. Sur un point de vue strictement scientifique, tout solide présente une caractéristique de viscosité : le verre par exemple, a un comportement visqueux, mais à un très haut niveau de viscosité.

La viscosité des ciments osseux est déterminée essentiellement par la composition chimique et par le ratio poudre/liquide. Ces aspects ne doivent jamais être changés en opératoire dans le but de modifier la viscosité. En cas de variation des paramètres originaux, ce n'est pas seulement la viscosité qui serait modifiée, mais également d'autres caractéristiques comme la résistance mécanique, les caractéristiques de polymérisation, le taux résiduel de monomères, etc... Il existe cependant une manière de modifier la viscosité sans influencer sur les autres paramètres : la réfrigération préalable du ciment. La rapidité de la réaction chimique, et en même temps la viscosité sont dépendantes de la température. Une température réduite implique un ralentissement de la réaction chimique et une réduction de la viscosité du ciment. La réfrigération préalable, surtout pour les ciments à haute viscosité a été rendue nécessaire par l'utilisation de systèmes de mélange pour ciment. Il s'agissait de rendre ces ciments plus faciles à manipuler avec ces systèmes, et aussi d'en améliorer la qualité en réduisant leur porosité. Il faut cependant garder en mémoire que la réfrigération préalable retarde la phase de manipulation et de durcissement du ciment.

Les ciments osseux sont généralement divisés en deux catégories : les ciments à haute viscosité, et ceux à basse viscosité. Les ciments représentatifs de la première catégorie sont Palacos, Palamed, CMW1, et Simplex P. La seconde catégorie est représentée par Osteopal, Palacos BV, CMW 3, et Sulfix. Il n'existe cependant pas de définition précise de la « haute » ou de la « basse » viscosité, aussi certains ciments sont parfois présentés comme étant de viscosité « moyenne ».

Quand les ciments ont été introduits en chirurgie orthopédique par **Sir John Charnley**, le ciment était appliqué manuellement. Cette méthode requérait des ciments à haute viscosité. Les ciments à basse viscosité, qui ont été développés plus tard, présentent le principal avantage de pouvoir être injectés avec une seringue. Il faut cependant mentionner que les résultats cliniques démontrent de meilleurs taux de survie pour les implants fixés avec des

ciments à haute viscosité par rapport à ceux fixés avec des ciments à basse viscosité. Ces résultats sont issus des Registres Nationaux Suédois et Norvégien d'Arthroplastie de Hanche. Sur la base de ces résultats probants, les ciments à basse viscosité ne sont plus utilisés en Suède dans la chirurgie de hanche standard. La différence de résultat entre ces ciments n'est pas encore bien comprise. Une des raisons pourrait être le non respect des consignes de manipulation, particulièrement le respect du timing de la phase de travail.

Alors que les ciments à basse viscosité réclament d'être utilisés dans un timing précis, les ciments à haute viscosité sont beaucoup plus "tolérants".

La viscosité des ciments comporte quelques conséquences pratiques. En ce qui concerne la phase de mélange, un ciment à basse viscosité semble avoir quelques avantages car le mélange est plus facile et plus pratique. Au premier abord la mise en place du ciment à basse viscosité semble plus facile. Le ciment osseux est souvent considéré comme une colle assurant un lien entre l'os et l'implant. Pourtant le ciment osseux doit plutôt être considéré comme un mastic. Il n'y a aucun lien chimique ou biologique avec l'os. La fixation du ciment à l'os spongieux est basée sur une interpénétration mécanique. Certaines études ont établi qu'une forme de viscosité est nécessaire pour que le ciment puisse résister à la pression vasculaire dans le lit osseux. Sans quoi du sang pourrait se mélanger au ciment, entraînant des laminations ou des inclusions de poches sanguines dans le ciment avec un effet forcément péjoratif sur sa stabilité mécanique.

Certaines indications particulières, comme les vertébroplasties, ont besoin de ciments à basse viscosité. Dans ces indications le ciment est introduit au travers d'une aiguille très fine, ce qui ne serait pas possible avec des ciments à haute viscosité.

D'un point de vue scientifique il n'est pas correct de décrire le comportement d'un ciment en fonction de sa viscosité. Les ciments osseux doivent être présentés comme des substances viscoélastiques. Car au delà du comportement visqueux comme un liquide. Les ciments osseux présentent des propriétés élastiques comme un matériau solide et élastique, même à l'état pâteux. Durant le processus de polymérisation la portion visqueuse diminue tandis que la portion élastique augmente. Ce processus a quelques conséquences pratiques : le ciment osseux est lent à « couler ». Afin d'obtenir une bonne pénétration du ciment dans l'os spongieux, condition nécessaire à la fixation durable de l'implant, il faut appliquer une pression constante (phase de pressurisation selon les techniques modernes de cimentation).

II.5.7 - Porosité

On distingue trois types de porosités :

- La porosité gazeuse : l'air emprisonné lors du mélange des constituants du ciment a tendance à s'échapper lors de la polymérisation. Ces bulles d'air sont toujours parfaitement régulières, à peu près sphériques. Les monomères de méthylméthacrylate sont très volatils et s'évaporent à une température plus basse que celle de la prise du ciment. Le diamètre de ces cavités varie du millimètre à quelques micromètres : les macro-bulles doivent être attribuées à de l'air enfermé dans les échantillons au moment du mélange alors que les champs de petites bulles sont plus vraisemblablement liés à l'ébullition du monomère ;
- La porosité par vide ou retrait : ce type de porosité est lié au phénomène de retrait lors de la polymérisation in vivo. Il est à l'origine de cavités à surface intérieure boursouflée où l'on voit apparaître des sphères réalisant des empreintes en relief, correspondant à des billes de pré-polymère, à l'intérieur de la cavité. Dans un certain nombre de cas, ces cavités sont moins régulières et peuvent initialiser les fissures dont le point de départ correspond vraisemblablement au phénomène de retrait ;
- La porosité par inclusion de sang, de tissus mous ou osseux au cours du cimentage de l'implant.

La porosité semble être un facteur déterminant des performances mécaniques du ciment. **Merck** affirme qu'elle affecte essentiellement la résistance à la traction, qui est déjà un point faible du ciment, et à la fatigue, ce qui compromet son efficacité à long terme.

Le Plexiglas (PMMA fabriqué industriellement) est préparé sans la moindre porosité.

Pourtant, ce matériau est beaucoup moins performant lors des tests de fatigue que le PMMA de qualité chirurgicale.

La porosité dans le ciment chirurgical présente l'avantage d'arrêter les fissurations, à la différence du Plexiglas où la moindre fissure peut se propager dans le matériau sans limite.

II.5.8 - Fissures

Trois types de fissures peuvent être identifiés sur des échantillons expérimentaux :

- Les fissures initiées sur des vides qui sont pratiquement toujours des cavités à surface intérieure boursouflée. Il est probable que, de ce fait, elles se forment en même temps que

ces cavités lors du retrait. Elles ont tendance à relier entre elles plusieurs cavités, comme si la fissure s'arrêtait dans une cavité ;

- Les fissures ouvertes en arc de cercle initiées à partir d'une bille prépolymérisée. La fréquence de ces fissures augmente lorsque l'on modifie les proportions du mélange par excès de monomère par rapport au polymère, certaines billes prépolymérisées restant ainsi non collées au reste du ciment ;

- Les fissures ouvertes en arc de cercle totalement indépendantes des vides et des billes se terminant par une entaille à grand rayon de courbure. Elles sont présentes en l'absence de toute contrainte. **Pernod** et **Hernigou** affirment qu'étant donné leur forme, elles proviennent sans doute d'un déchirement dû au retrait et aux contraintes internes lors de la polymérisation du ciment, alors que celui-ci n'a pas encore durci.

II.5.9 - Propriétés mécaniques

Les ciments actuellement commercialisés ont sensiblement les mêmes performances mécaniques. Les différences qui peuvent apparaître dans la littérature sont surtout le fait de variations dans les techniques de mesure. Malgré les efforts de normalisation réalisés depuis quelques années, ceux-ci concernent surtout les fabricants. Les équipes de recherche proposent souvent des tests adaptés à l'amélioration qu'elles souhaitent apporter au ciment, rendant ainsi la comparaison des résultats difficile [117]. Parfois, des détails importants concernant la préparation des éprouvettes et la procédure d'essai ne sont pas rapportées. Par ailleurs, les tests réalisés en laboratoire reflètent plus l'effet d'un type de sollicitation (compression, flexion) qu'une combinaison d'actions à laquelle le ciment est soumis lors des activités du patient, comme la marche par exemple.

Les valeurs moyennes habituellement publiées sont de l'ordre de : Module d'Young 2 000 à 2 300 MPa. Résistance à la rupture : en traction 25 MPa ; au cisaillement 40 MPa ; en flexion 50 MPa ; en compression 80 MPa. Allongement à la rupture 5%. Résistance à la fatigue à 10 cycles 14 MPa [114]

Le PMMA étant par nature un matériau viscoélastique, les valeurs présentées ne peuvent être comparées qu'en fonction du temps, c'est-à-dire pour des propriétés statiques en fonction des conditions de test (vitesse de déformation). Les propriétés viscoélastiques des

ciments sont peu connues et le comportement à la fracture du matériau pour différentes vitesses de déformation et différents cas de charge a été peu étudié.

II.5.9.1 - Résistance mécanique statique du ciment

Dans la vie de tous les jours, le ciment osseux d'un implant fémoral cimenté est soumis constamment à des chargements combinés relativement complexes. Pour cette raison, il est nécessaire de définir certaines propriétés mécaniques à l'aide de plusieurs types de tests. Le tableau II.4 rapporte les propriétés en tension, compression, flexion et cisaillement du ciment osseux.

Propriétés		valeur
Résistance ultime	Tension (UTS)	24 - 49 MPa
	Compression	73 - 117 MPa
	Flexion (Fs)	50 - 125 MPa
	Cisaillement (USS)	32-69 MPa
Déformation a la rupture	Tension ($\epsilon_{\max 1}$)	0.86 - 2.49 %
Module d'élasticité	Tension (E_t)	1.6 - 4.1 GPa
	Compression (E_c)	1.9 - 3.2 GPa

Tableau II.4 : Quelques propriétés mécaniques du ciment osseuses

Le ciment osseux est un matériau fragile ou quasi-fragile : les essais de tractions réalisés sur des échantillons le confinement, car une relation linéaire existe entre la contrainte ultime (UTS), le module d'élasticité (E_t) et la déformation à la rupture ($\epsilon_{\max 1}$) [118].

II.5.10 - Effets de l'environnement in Vivo sur le ciment acrylique

Il est possible que des réactions entre les tissus environnants et les constituants du ciment empêchent une liaison complète des billes pré-polymérisées avec le monomère. Il existe en effet une grande affinité entre le MMA et les graisses de la moelle osseuse qui «extraient» le monomère qui ne s'est pas encore lié aux billes pré-polymérisées à la surface du ciment,

privant ainsi celle-ci d'une partie de sa matrice. Des billes isolées peuvent être observées sur une épaisseur d'environ 50 à 120 μm . L'oxygène, les acides aminés et le sucre sont connus pour être des inhibiteurs de la polymérisation du MMA. Ces substances réduisent la vitesse de polymérisation ainsi que le poids moléculaire moyen du polymère résultant, parce qu'elles interrompent la croissance des chaînes de polymère et diminuent ainsi le taux de polymérisation.

Jaffee et al ont conservé des échantillons de ciment pour os dans du sérum bovin pendant plus de 2 ans et n'ont constaté aucune détérioration dans le comportement statique ou en fatigue - compression du ciment. La conservation d'éprouvettes dans de l'eau augmente le WOF (Work of Fracture) avec le temps. Défini comme le travail requis pour propager une fissure dans un matériau, le WOF mesure la résistance à la fracture due à l'accroissement d'une fissure et caractérise le comportement dynamique à la fracture du ciment. Cette augmentation du WOF a été attribuée à l'effet plastifiant dû à la pénétration de l'eau dans le ciment. Les sels physiologiques ne semblent donc pas avoir d'effet sur le comportement à la fracture du ciment. La conservation d'éprouvettes de ciment dans des lipides augmente également la valeur du WOF, mais dans une moindre mesure que lorsque le milieu de conservation est de l'eau. Le monomère étant un puissant solvant des lipides, Hailey et al estiment que l'interaction monomère – lipides est responsable de ces valeurs de WOF.

La conservation du ciment pour os à des températures physiologiques par comparaison à des températures de laboratoire a une grande influence sur les modifications chimiques du ciment après durcissement et sur son comportement à la fracture. Des échantillons de ciment conservés à l'air à la température du laboratoire ont des valeurs de WOF plus élevées de 25% que celles d'éprouvettes conservées à l'air et à la température du corps. Cette diminution a été attribuée à la déperdition du monomère résiduel, qui est connu pour avoir un effet plastifiant sur le PMMA. A 37°C, la mobilité plus grande du monomère a un effet général plus important sur le WOF que la mobilité accrue du milieu de conservation.

II.5.11 - Caractéristiques du ciment chirurgical

II.5.11.1 - Température de polymérisation

La polymérisation du MMA est une réaction exothermique. Ce qui signifie qu'il se dégage une chaleur équivalente à 57 kJ par mole de MMA (une mole de MMA correspondant à

approximativement 100 g) et qu'il en résulte un accroissement de température dans le ciment pendant sa phase de durcissement. Cette exothermie varie en fonction de la composition chimique du ciment, du ratio poudre/liquide, et du radio-opacifiant [119].

La température maximum in vitro, selon la norme ISO-5833 dont dépendent les ciments osseux acryliques, oscille entre 60 et 80°C. Ce pic maximum, bien que de courte durée, a longtemps été considéré comme la cause principale de descellements d'implants en causant une nécrose osseuse. Mais la température réelle in vivo est très inférieure à ces valeurs. Des évaluations cliniques ont permis de mesurer des températures maxima comprises entre 40 et 46°C à l'interface ciment-os. Les températures supérieures ne sont mesurables que quand l'épaisseur du manteau de ciment excède 3mm. Les mesures in vivo restent inférieures en raison des épaisseurs réduites du ciment, de la vascularisation périphérique, et des échanges thermiques avec l'implant et les tissus vitaux. Afin que la température de réaction exothermique ne dépasse la température de coagulation protéinique, il est conseillé de mettre en application une technique chirurgicale adéquate, et notamment en préservant de l'os spongieux, permettant ainsi l'échange thermique avec les fluides circulatoires et la large surface de contact de l'implant.

II.5.11.2 - Contraction de volume

La phase de polymérisation supposant la conversion d'un nombre important de molécules de monomère en un nombre plus réduit de molécules de polymère, il apparaît un phénomène de contraction du volume de ciment pendant le durcissement. L'explication de ce phénomène provient de la distance moléculaire qui tend à se réduire entre les molécules de monomère libres avant polymérisation, et la distance moléculaire des molécules reliées aux chaînes de polymères. Le méthylmétacrylate (MMA) pur présente un rapport de contraction d'à peu près 21%. Ce qui signifie que la polymérisation de 100ml de MMA se transforme en 79 ml de polyméthylmétacrylate (PMMA) solide. En utilisant une poudre pré-polymérisée, le MMA contenu dans les ciments normalement disponibles se réduit d'environ un tiers de sa masse totale. De sorte que la contraction théorique de volume des ciments osseux varie entre 6 et 7%. Mais en pratique la contraction réelle est inférieure en raison des inclusions d'air dans la pâte en préparation. Ceci est très compréhensible puisque les bulles d'air ne se contracteront pas sous l'effet de la polymérisation. En conséquence le rapport de contraction d'un ciment préparé manuellement sera inférieur au

rapport de compression d'un ciment préparé sous vide, puisque ce dernier ne devrait pas contenir de bulles d'air.

II.5.12 - Caractéristiques de manipulation

Le mélange définitif et l'injection du ciment sont réalisés pendant l'intervention chirurgicale par le chirurgien et son équipe. Pour cette raison les caractéristiques de manipulation revêtent une importance toute pratique.

D'une façon générale les caractéristiques de manipulation des ciments sont principalement déterminées par la composition de la poudre et du liquide. Mais il reste possible pour l'équipe de bloc d'agir partiellement sur ces caractéristiques en modifiant dans une certaine mesure la procédure de préparation, comme cela va être démontré ci-dessous.

Les caractéristiques de manipulation sont généralement divisées en quatre temps : La phase de mélange ; La phase de repos ; La phase d'injection (phase de travail) ; La phase de durcissement

II.5.12.1 - La Phase de mélange

La phase de mélange doit permettre d'obtenir une pâte homogène à partir des deux composants : poudre et liquide. Il faut noter que les phases de mélange peuvent être différentes selon le type de ciment choisi. Certaines notices de préparation du ciment indiquent qu'il faut ajouter le liquide à la poudre, alors que d'autres indiquent une procédure inverse. La raison pour cette opposition est à rechercher dans la composition chimique des différents ciments et dans leurs aspects physiques. Les instructions fournies par le fabricant doivent être strictement respectées si l'on souhaite optimiser les qualités du matériau.

Les différences de composition de chaque ciment expliquent aussi les différences de comportement lors de la phase de mélange. Certains ciments sont immédiatement lisses et liquides alors que d'autres se comportent d'abord comme du sable mouillé, puis prennent une texture lisse et liquide après un certain temps. Pour éviter tout problème pendant la manipulation, le chirurgien doit être familiarisé avec le comportement du ciment utilisé.

Au début de l'utilisation des ciments osseux, la procédure standard de mélange était la préparation manuelle dans un bol. Il a été démontré que cette manière de faire résultait en une variation importante de la qualité du ciment obtenu, fonction de la personne qui exécute la phase de mélange. L'homogénéité du mélange par rapport à sa porosité, en particulier, variait de façon importante. Il n'est donc pas possible de considérer ce type de préparation manuelle comme une procédure de référence. De plus, comme le ciment était préparé à l'air libre, le personnel de bloc était exposé de manière relativement importante aux vapeurs de monomère.

Il a été démontré que l'exposition réduite aux vapeurs de monomère ne présentait pas de toxicité réelle pour le personnel de bloc, mais on ne peut néanmoins recommander une exposition prolongée à ces vapeurs qui serait due à une utilisation intensive de ciments osseux. .

Plusieurs études ont été réalisées afin de déterminer une procédure optimale de mélange : mélange mécanique, vibration, centrifugation... Mais c'est finalement la mise au point de système de préparation sous vide qui a permis d'obtenir une qualité constante et reproductible, en même temps qu'une réduction significative de l'exposition au monomère.

Mais le point le plus critique reste la porosité du matériau. Un nombre important d'études in vitro ont mis en évidence une corrélation directe entre une porosité réduite et l'accroissement de la stabilité mécanique.

Dans le Registre Suédois d'Arthroplastie de Hanche, le registre qui répertorie le plus grand nombre de cas au monde, il a été démontré que la préparation sous vide du ciment permettait d'obtenir de meilleurs résultats cliniques à long terme par rapport à une préparation manuelle simple. Ces résultats nous obligent à considérer la préparation sous vide du ciment comme un point important des techniques modernes de cimentation. Pour les mêmes raisons, et en plus de la réduction des vapeurs de monomère, les systèmes de préparation sous vide du ciment définissent désormais la procédure standard type de préparation du ciment dans des pays comme la Suède et la Norvège.

II.5.12.2 - La Phase de repos

Après avoir mis en contact la poudre de polymère et le liquide de monomère, il se produit habituellement une dissolution partielle de la poudre acrylique dans le liquide et un

gonflement de ces particules. A cet instant le ciment colle encore au gant du manipulateur, et le ciment ne peut pas encore être manipulé par l'opérateur si la préparation et l'injection sont faites manuellement.

Dans les techniques de cimentation modernes, le ciment n'est plus mis en place manuellement, mais avec un matériel d'injection ou une seringue. Il n'y a plus de contact direct entre les gants du chirurgien et le ciment, de sorte que l'adhérence au gant n'est plus une mesure significative. Mais un autre aspect doit être pris en considération : celui de la viscosité du ciment. La plupart des ciments disponibles réclament un temps de repos avant d'atteindre le niveau de viscosité requis pour la mise en place. Pour cette raison le temps de repos doit être également respecté avec les systèmes de préparation et d'injection modernes.

II.5.12.3 - La Phase d'injection

La phase d'injection est le temps opératoire pendant lequel le ciment et l'implant peuvent être mis en place sur le patient. Pendant cette phase la viscosité du ciment doit être suffisamment haute pour résister à la pression vasculaire du patient, mais en même temps doit être suffisamment basse pour que le ciment interpénètre efficacement les alvéoles spongieuses, condition essentielle à la stabilité du ciment dans l'os.

La méthode initiale de mise en place consistait à pousser le ciment avec le pouce. Le canal médullaire distal n'était pas obturé, et le lit osseux était rarement nettoyé avant la mise en place des composants. L'expérience maintenant longue de l'utilisation des ciments osseux, complétée par les enseignements des Registres Scandinaves, nous ont permis d'objectiver d'autres facteurs essentiels à l'amélioration à long terme de la stabilité des implants de hanche.

Ces facteurs sont résumés dans le terme Technique Moderne de Cimentation.

- L'Injection Rétrograde du ciment à l'aide d'une canule longue a démontré nettement ses avantages,
- Il est recommandé d'utiliser des obturateurs diaphysaires et des dispositifs de pressurisation,

- Il est recommandé de nettoyer méticuleusement le lit osseux à l'aide de dispositifs de lavage pulsé, afin d'améliorer l'inter pénétration du ciment dans l'os, et de réduire les risques d'embolie graisseuse.

II.5.12.4 - La Phase de durcissement

Pendant la phase de durcissement se produit la polymérisation finale de ce qui était du monomère. Le ciment se durcit. A la fin de la phase de travail la viscosité du ciment devient trop élevée pour permettre l'introduction de l'implant. Mais il faut rappeler que même à cet instant le ciment continue à avoir un certain comportement visqueux. Ce qui veut dire que le ciment peut encore se déformer sous la charge et modifier sa congruence à l'implant. Il est donc recommandé d'attendre la fin du processus jusqu'au durcissement final du ciment. L'état de durcissement doit être vérifié sur le patient ; le durcissement de l'échantillon habituellement conservé ne doit être qu'indicatif, et en aucun cas une preuve du durcissement final du ciment dans le patient.

II.5.13. Technique opératoire

II.5.13.1. Techniques de mise en œuvre du ciment

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

- Un ancrage mécanique solide du ciment dans l'os assurant la stabilité primaire de la prothèse en empêchant tout mouvement à l'interface ciment - os (techniques de deuxième génération),
- Une amélioration de la résistance à long terme des ciments acryliques par diminution de la porosité et amélioration de la pressurisation du ciment lors de sa mise en place (techniques de troisième génération).

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

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

-D'un système d'irrigation permettant de maintenir asséché le site receveur et d'améliorer ainsi l'ancrage du ciment dans l'os.

-D'un bouchon à l'extrémité distale du canal fémoral permettant d'augmenter la pression du ciment dans la cavité osseuse lors de son injection.

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

Dans le cimentage de troisième génération, la diminution de la porosité est recherchée par :
Le mélange sous vide du ciment ; La centrifugation du ciment avant son application ; La diminution de la température par refroidissement préalable des constituants du ciment.

II.5.13.2 - Inconvénients du ciment

Si le ciment chirurgical remplit ses fonctions de transfert du poids du corps et des charges de service de la prothèse à l'os de manière satisfaisante en raison de ses nombreuses propriétés, il est toutefois reconnu qu'il possède un certain nombre d'inconvénients dont les six principaux sont les suivants :

-Le ciment est supposé jouer un rôle dans la nécrose thermique osseuse et affecter localement la circulation sanguine, avoir une prédisposition à la formation d'une membrane fibreuse à l'interface os/ciment. Ces phénomènes ont été attribués à la température de polymérisation élevée au centre du manteau de ciment in vivo. Cette température dépend de la formulation;

- Le ciment est supposé prendre part à la nécrose chimique de l'os attribuée au relargage du monomère liquide MMA n'ayant pas réagi avant la polymérisation du ciment dans le lit osseux ;

- Le troisième problème est le retrait du ciment au cours de la polymérisation.

- Il existe un contraste important entre la rigidité du ciment et l'élasticité de l'acétabulum.

- Le manteau de ciment ainsi que les interfaces os – ciment et implant - ciment ont été identifiés comme étant les 3 zones de faiblesse du système os – ciment – prothèse.

- Les particules de ciment produites peuvent interagir avec les tissus environnants, suscitant en réponse la formation de tissus inflammatoires péri-prothétiques avec constitution de granulomes et augmentant la destruction osseuse.

L'analyse de ciments explantés lors d'arthroplasties de révision a mis en évidence des fissures ou des fractures qui pourraient être le témoin de la vulnérabilité de ce composant.

Ces fissures et ces hétérogénéités restent cependant difficiles à interpréter, compte - tenu du fait que les ciments préparés en laboratoire et en l'absence de toute charge mécanique présentent déjà des hétérogénéités (vides, fissures).

II.6 - Effet de l'épaisseur du ciment

L'épaisseur du manteau de ciment est également un facteur important. Selon Noble [120], l'épaisseur optimale du manteau de ciment dans la partie proximale du fémur est de 3 à 6 (mm). Le stress dans le ciment peut être diminué de 50 à 90 % en contrôlant la géométrie du manteau. **Sarmiento** et **Gruen** [121] ont montré que l'incidence de l'enfoncement et la résorption du calcar augmentent significativement lorsque le manteau proximal devenait plus fin que 2 (mm). **Ebramzadeh** [122] publie des résultats équivalents avec une meilleure survie pour les implants dont le manteau de ciment est de 2 à 5 (mm) dans la région proximale et médiale du fémur que les implants dont le manteau est plus fin ou plus épais.

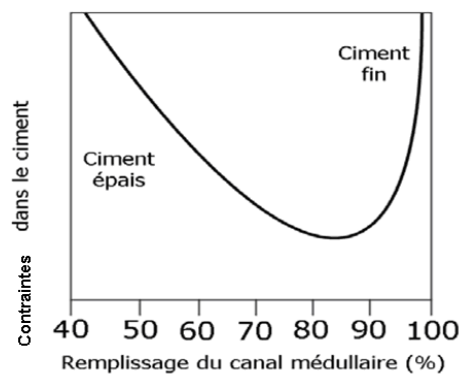


Fig. II-6 : Schéma de contraintes dans le ciment en fonction du remplissage médullaire par la tige fémorale [120].

II.7 - Fatigue du ciment osseux

Les forces transmises dans l'articulation de la hanche sont en quasi-totalité de type cyclique. En effet, il ne suffit qu'à penser à l'une des activités quotidiennes la plus banale qui soit, la marche, pour en arriver à cette évidence. Ceci explique en bonne partie le fait que la cause la plus fréquente du descellement aseptique de l'implant fémoral soit l'accumulation de dommage en fatigue dans le ciment (Huiskes, 1993) [123].

Dans une étude menée par Jasty [124], la présence de petites fissures dans le ciment osseux a été observée sur des spécimens vieux de seulement 5 ans. Les stries présentes sur les surfaces de rupture (figure II-7) démontrent bien que les fissures se sont propagées par le phénomène de fatigue plutôt que par une simple surcharge.

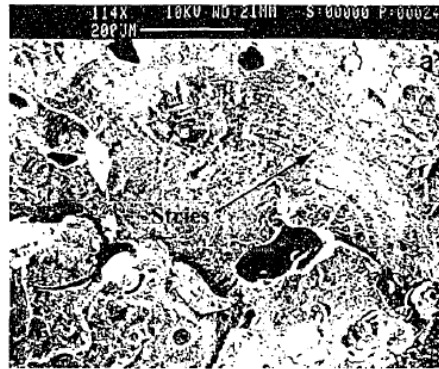


Fig. II-7 : Présence de stries sur une fissure dans le ciment osseux [124]

II.8 - Fluage du ciment osseux

Le ciment osseux possède un comportement viscoélastique tout comme l'ensemble des polymères et ce comportement est à la base même du fluage et/ou de la relaxation des contraintes du ciment. Le fluage se produit lorsque pour une contrainte donnée, la déformation augmente avec le temps (figure II.8-a) tandis que pour la relaxation des contraintes, la contrainte diminue lors de l'application d'une déformation constante (figure II.8-b).

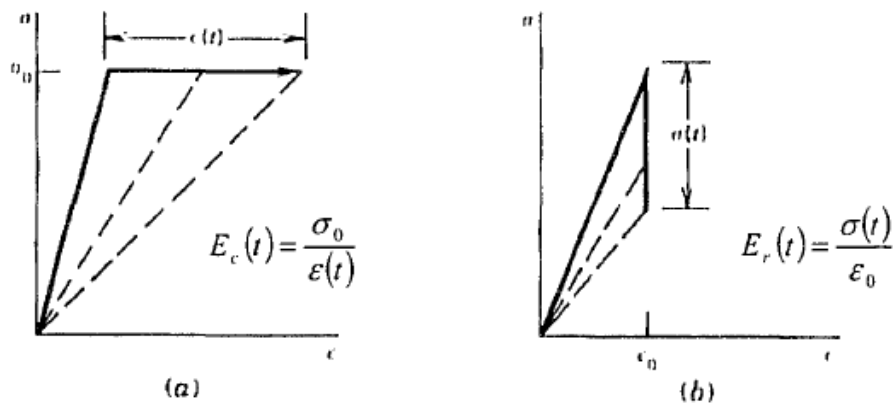


Fig.II-8 : Réponse viscoélastique des polymères (a) au fluage et (b) à la relaxation des contraintes [126]

Yetkinler et Litsky [125] ont mesuré la relaxation des contraintes d'un ciment osseux (Simplex® P) mélangé à la main sous diverses grandeurs de déformations initiales constantes. Les observations réalisées amènent à conclure que la majorité de la relaxation se produit plutôt rapidement après l'application de la déformation (entre 0 et 15 heures sur une période de mesure totale de 100 heures). Aussi, plus la déformation initiale appliquée est grande, plus la relaxation des contraintes est importante.

II.9 - Les complications du PTH

II.9.1 - Le déboîtement

Une complication courante est la luxation de la tête de la prothèse hors de la cotyle prothétique [127]. Ce déboîtement peut concerner jusqu'à 5% des prothèses sur une vingtaine d'années [128]. Souvent ce phénomène est récurrent [129] et impose une nouvelle intervention chirurgicale du patient.

II.9.2 - Descellement total des ATH cimentées

Le processus de descellement d'une ATH cimentée débute par le descellement de l'interface ciment/implant [124, 130, 131]. Ce descellement se produit lorsque les contraintes à l'interface atteignent la résistance en tension et en cisaillement en statique ou

en fatigue de l'interface ciment-implant [132]. Le descellement de cette interface se fait progressivement dans le temps et non de manière immédiate [132, 133].

Suite au descellement de l'interface ciment-implant, le frottement entre l'implant et le ciment crée des débris de ciment [134]. Des fissures radiales et circonférentielles se créent à l'interface ciment-implant causées par le chargement répétitif auquel le ciment est soumis [130]. Ces fissures détériorent le ciment à cette interface et créent aussi des débris de ciment qui immigrent vers l'interface ciment-os en se faisant un chemin à travers les fissures radiales qui se propagent jusqu'à l'interface ciment-os. Une fois que les débris de ciment atteignent l'interface ciment-os, une réaction biologique de l'os aux particules de ciment se produit. Des tissus mous se développent à l'interface ciment-os suite à cette réaction et l'os se résorbe graduellement [130].

II.9.2.1 - Le descellement septique

Les cas d'infections menant au descellement prothétique sont rares (2% en moyenne) [135, 136, 137] mais souvent graves [138, 139]. Il existe également des cas encore plus rares, mais tout de même répertoriés, d'échecs de prothèse dus à des phénomènes allergiques (métalloses) [140] ou à des métastases cancéreuses [141]. Dans tous les cas le descellement est mis en évidence radiologiquement et montre une forte résorption osseuse à l'interface os/implant.

II.9.2.2 - Le descellement aseptique

II.9.3 - Débris d'usure et descellement aseptique

Le descellement aseptique est un processus non infectieux par lequel la tige de la prothèse se désolidarise du fût fémoral. De nombreuses études, cliniques rétrospectives et expérimentales, ont été conduites sur la physiopathologie et l'incidence de ce phénomène afin d'améliorer la qualité des implants.

Ce descellement peut se produire à deux niveaux :

- à l'interface ciment/os [142, 143, 144, 145]
- à l'interface implant/ciment [146, 147, 148, 149]

La présence d'un liquide (eau, sang par exemple) entre le ciment et la prothèse lors de l'implantation peut conduire une interface ciment/prothèse incomplète (absence de contact ciment/prothèse à certains endroits) [150]. Une liaison complète de l'interface ciment/prothèse réduit de 42 % l'amplitude de tension antéropostérieure, tandis que le ciment des faces médio/latérales et verticales subit des contraintes réduites de 21 % et 17 % Respectivement [151]

Le descellement aseptique des prothèses est la cause d'échec majeure d'implants pour les prothèses de la hanche. Le taux d'échec peut atteindre 20% [152] à 25% [153, 154] selon les études et que l'on considère séparément ou non les parties acétabulaire et fémorales.

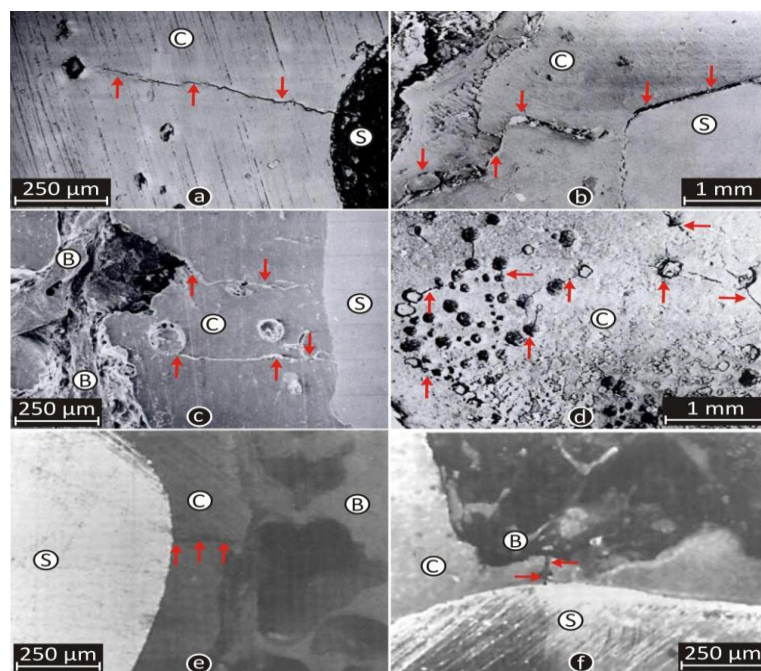


Fig.II-9 : Microscopie électronique de balayage (a et d) et photomicrographie (e et f) les images du ciment fend dans des spécimens d'autopsie; le font de ciment (a, b, e et f) et lucency (b) causé à l'interface d'une tige fémorale; fissures de ciment émergeant de l'interface et les pores d'os-ciment (b et c); ciment diffus fendant à microcavités en ciment distal (d) [124, 155]. B = os, C = le ciment, S = tige, les flèches rouges indiquent des fissures.

Pour les tiges shape-closed, la fissuration est significative, puisque il permet la pénétration des débris à l'os, qui provoque la résorption d'os (osteolysis) et la formation du tissu doux. Cet événement peut être moins significatif lorsque la force est prés des tiges, parce que

l'affaissement de la tige assure l'interface d'os-ciment des restes des débris d'usage, excepté dans la partie proximale de l'arthroplastie. Osteolysis est en effet un événement peu fréquent pour ces tiges [156, 157, 158]. Par conséquent, pour les tiges force-fermées, l'affaissement ne peut être considéré comme nuisible [159]. En plus, la croissance des fissures et de la résorption d'os sont éventuellement applicable qui peuvent causé par la suite une perte de support, par l'accélération de la fissuration du ciment, et résulte de prothèse un grand descellement de l'implant (figure II.9) [124].

L'épaisseur et la perfection du ciment acrylique est identifiée comme un élément clés pour la longévité de l'implant [124, 155]. Une épaisseur inférieure de (1mm) du ciment a été particulièrement identifié vulnérable à la formation de fissure [155]. Dans beaucoup de cas, les secteurs où le ciment est mince ou inconsistant ne peuvent pas être visible sur les radiographies, alors que la fissuration ou la décohésion du ciment ne peuvent pas être visibles jusqu'à ce qu'elles soient substantielle [160, 161]. Ces résultats soutiennent l'argument pour la rapidité de la révision si la résorption d'os ou la dégradation du tissu doux doit être évité, particulièrement pour de jeunes patients [159].

II.9.4 - Descellement à l'interface ciment/os

D'origine **mécanique et biologique**, il serait lié à l'activité pro-inflammatoire des débris d'usure des biomatériaux (métal, polyéthylène, ciment). Le titane est particulièrement incriminé puisqu'il s'agit du biomatériau le plus sensible à l'usure [162, 163, 164, 165, 166, 167, 168, 169, 170, 171, 172].

Les débris sont formés pour la plupart à l'interface tête-cupule acétabulaire, et aggravent l'usure des deux parties. Ces particules provoquent une réaction à corps étranger.

Tant qu'elles sont peu nombreuses elles sont phagocytées par les macrophages ou les cellules polynucléées de la pseudo-capsule articulaire [173]. Lorsque la capacité de ces cellules est dépassée, les débris circulent alors avec les courants de fluides.

Lors de la mise en place d'une prothèse cimentée, les dégâts mécaniques, chimiques et thermiques occasionnés conduisent à la formation d'une membrane à l'interface ciment-os [174]. Cette membrane, lors des cycles de marche serait capable, par effet de pompe, de véhiculer fluides et petites particules, notamment débris d'usure, voire de permettre leur

stockage dans des défauts ou fissures du manteau de ciment. La phagocytose des débris est A ors réalisée par les cellules de cette membrane.

Où qu'ils se trouvent, ces débris provoquent donc une réaction inflammatoire se traduisant par [174, 163, 164, 169, 170, 175]:

- l'afflux de cellules (macrophages en majorité pour la phagocytose des débris, mais aussi fibroblastes et histiocytes)

- la libération locale par ces cellules de médiateurs de l'inflammation (PGE₂, IL1, IL6, TNF_α) stimulant la différenciation des ostéoblastes en ostéoclastes qui détruisent la trame minérale de l'os.
- enfin la libération, par les fibroblastes, d'enzymes (collagénases) qui hydrolysent la matrice organique du tissu osseux.

Il en résulte une résorption osseuse autour de l'implant (à l'interface ciment - os) (figure II-10). Les micromouvements de l'implant aggravent le phénomène : ils génèrent des micro-fragmentations du ciment, de nouveaux produits d'usure (de métal et de polyméthylmétacrylate) et favorisent la circulation des fluides et des particules dans les anfractuosités du ciment et à l'interface de ce dernier avec l'os. A terme, la prothèse se descelle à l'interface ciment/os.



Fig.II-10 : Image radiographique de résorption osseuse autour du manteau de ciment, noter la présence d'un fin liseré radio transparent entre l'os cortical et le manteau (flèches blanches) (Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse).

Les particules métalliques libérées par corrosion notamment à l'interface tête-col des prothèses modulaires peuvent migrer de la même manière que les débris d'usure. Elles ont elles aussi un rôle pro-inflammatoire qui accentue le phénomène de résorption osseuse [176].

La nature du biomatériau de constitution de l'implant (donc sa capacité à produire des débris d'usure et de corrosion) ne serait pas l'unique responsable du descellement aseptique à l'interface ciment-os. D'autres causes, liées à la technique chirurgicale, sont suspectées :

- Une mauvaise préparation de l'os avant la pose du ciment [177, 178]
- Un saignement endosté excessif lors de la pose du ciment [177, 179]
- La qualité du manteau et la solidité de l'interface ciment-os, donc la technique de mise en place du ciment (première ou deuxième génération) [180, 181, 182, 183, 184].

L'interface ciment/os a été impliquée dans le processus de descellement aseptique dû à l'observation des fissures prés-charger initialement, la fissuration par fatigue et résorption de trabécules à cet endroit [185]. Les études expérimentales ont caractérisé le transfert des charges au mécanisme dans l'os spongieux interdigité avec le ciment en changeant des cas de chargement aux spécimens cubiques et en mesurant le déplacement résultant [186, 187, 188, 189, 190, 191]. Des spécimens sont préparés typiquement en implantant une tige dans un fémur de cadavre avec le ciment. Après, en sectionnant pour obtenir des spécimens rectangulaires contenant quatre régions : le bloc du ciment, l'os trabéculaire interdigité avec le ciment, l'ampleur de pénétration de ciment, et os cortical (figure II.11).

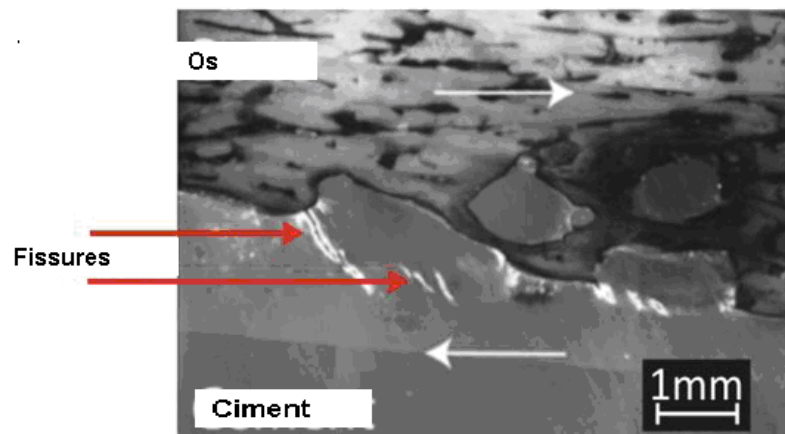


Fig.II-11: fissure a l'interface ciment/os

Race et Al. [188] ont déterminé le module élastique de tension (2.1 - 2.8 GPa) et le module élastique de compression (2.3 - 3.0 GPa) de l'os spongieux vertébral interdigité avec le ciment orthopédique. Les valeurs élastiques de modules étaient généralement inférieures aux modules du ciment pur (2.8 MPa). C'est parce que le ciment ne colle pas

chimiquement sur l'os, signifiant que le transfert de charge se produit par le couplage mécanique seulement (compression et frottement d'interface). Le glissement entre le ciment et l'os réduit considérablement le module élastique du composé au-dessous de celui du ciment pur. Le mécanisme de transfert de charge explique probablement également la différence dans les modules élastiques de compression et de tension [188].

Les analyses expérimentaux ont déterminé la réponse des spécimens du ciment/os sous un chargement de fatigue de tension [187] et de cisaillement [186, 190]. Le procédé d'échec consisté en trois phases : une phase initiale élevée de taux de contrainte, suivie d'un processus stable d'accumulation de contrainte, finissant dans l'échec rapide. Pour les deux modes de chargement la majorité de contrainte s'est produite en raison de la décohésion de l'os et le ciment et le glissement relatif, résultant un manque de liaison chimique entre le ciment et l'os. Tandis qu'aucun endommagement n'était trouvé dans les trabécules, il y avait d'évidence de ciment fendu aux interfaces d'os accompagnant le procédé d'échec [190]. Suite à ceci, **Leung** et al. [192] ont enregistré le déclenchement de fissure à l'interface avec des trabécules dans des spécimens de fatigue de courbure de quatre-point avec l'émission acoustique surveillant, et vérifié la présence des dommages dans les balayages μ CT. Sur le chargement de tension de fatigue, Kim et al. [187] ont rapporté des micro-mouvements d'os/ciment dans l'ordre de 50 à 150 μ m sous le chargement de fatigue, qui peut être toléré par le corps sans formation de tissu fibreux [193].

II.9.5 - Descellement à l'interface implant/ciment

Cette modalité de descellement serait purement d'origine **mécanique**. Les micromouvements de l'implant soumis à des forces de rotation, et à des moments de flexion lors de la marche favoriseraient les fractures du ciment [194], l'abrasion et le polissage de la tige (2) ainsi que la formation de particules d'usure du manteau de ciment [195, 147, 168, 148, 196] (figure II.12). Il en résulterait un élargissement progressif de l'interstice entre la tige et le manteau jusqu'au descellement complet de l'implant.

Au cours de ce processus, l'élargissement de l'interstice implant-ciment favorise la circulation de fluides provenant de l'articulation. Ces fluides peuvent véhiculer les divers débris et s'insinuer dans les fissures du manteau jusqu'à ses éventuels défauts. Ceci peut provoquer des plages de lyse localisées, notamment à l'extrémité de la tige lorsque celle-ci

est positionnée en varus et que son extrémité est au contact direct de l'endoste [197]. Ces lyses locales accélèrent le descellement.

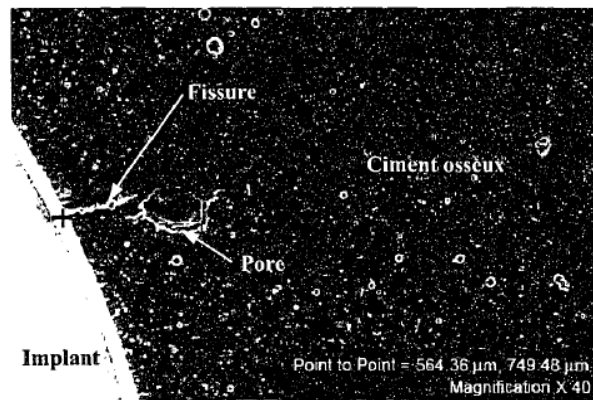


Fig.II-12 : Fissure générée lors de la contraction du ciment osseux [198]

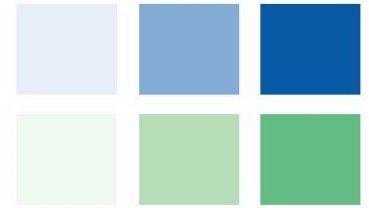
Ici encore, la nature du biomatériau de constitution de l'implant ne serait pas le seul facteur responsable du descellement aseptique à l'interface implant-ciment. D'autres facteurs sont suspectés notamment :

- un mauvais positionnement de la tige prothétique. Il se réalise alors un contact entre la tige et l'endoste ne permettant pas de cimenter de façon homogène la prothèse [195, 197, 200, 201, 202, 203, 204, 205, 206, 207]. Ce mauvais positionnement serait lié :
 - à l'implant lui-même avec un dessin non approprié de l'implant fémoral [148, 199, 207, 208]
 - à la technique chirurgicale : niveau inadéquat du trait d'ostectomie, alésage insuffisant [207, 209], positionnement incorrect de la tige.
 - une géométrie inadaptée de la tige, en particulier la présence d'angles à l'origine de concentration de contrainte [210, 211].
- la technique de mise en place du ciment (première ou deuxième génération) [212].

II.10 - Conclusion

Les ciments osseux sont utilisés en orthopédie depuis plus de 40 ans. Son utilisation pour la fixation des prothèses est devenue routinière dans nombre d'hôpitaux de par le monde, et un nombre non mesuré, mais conséquent de patients a retrouvé une mobilité et une qualité

de vie au quotidien grâce à l'utilisation de ciments osseux. Les ciments disponibles commercialement sont généralement de bonne qualité, mais il appartient au chirurgien et à son équipe chirurgicale de le manipuler efficacement de façon à en obtenir le résultat optimum pour son patient.



Chapitre III

Analyse d'une Fissure Emanant D'inclusion d'Os

III.1 Introduction

Le PMMA est actuellement le matériau utilisé pour fixé l'implant dans l'Os pour les prothèses totales de hanche cimentée [118]. Le descellement des prothèses fémorales est l'un des modes d'échec les plus importants dans les prothèses de hanche cimentés. Cependant, quelques désaccords existent sur les causes principales pour le descellement d'implant [124]. La rupture du manteau de ciment d'uns prothèse total de hanche est souvent indiquée comme précurseur d'un descellement clinique certain de l'implant [118]. Parmi les problèmes trouvés par les experts de la prothèse cimentée, est la présence des défauts dans le manteau de ciment (PMMA). Ces défauts peuvent présenter localement une région des concentrations de contraintes, conduisons à la rupture du ciment et, par conséquent, l'échec de la jonction Os/implants. En général, il y a trois genres de défauts : porosités, inclusions et fissures [245]. En outre, il existe d'autres comme les discontinuités, l'inclusion d'os, emprisonnement du sang et, des irrégularités d'interface. Tous les microdéfauts pourraient agir comme des sites d'initiation de fissure [220].

Beaucoup d'études ont été employées pour examiner les effets de l'existence des microdéfauts dans le ciment orthopédique sur le comportement mécanique de prothèse totale de la hanche [246, 247, 248, 249]. L'analyse de la rupture fragile des matériaux solides chargés en compression a été basée largement sur le concept qu'une fissure est agir comme un concentrateur de contraintes quand le processus de rupture est lancé. **Griffith** a postulé que dans le cas d'un matériau linéaire, rupture fragile est initié sous des concentrations de contraintes de tension aux font de fissures, les fissures sont aléatoirement distribuées dans un matériel isotrope [250] due à la rigidité élevée de l'os comparons au ciment, le débris d'os peut présenter des régions de concentration de contraintes dans le ciment, et par conséquent de la zone d'initiation de la fissure, en particulier si les débris d'os ont des angles aigues. La propagation de fissure mène à la rupture fragile et, par conséquent, au descellement de la prothèse [235].

La modélisation numérique pour simuler l'initiation et la propagation de fissure a été employée par un certain nombre de chercheurs. **Ingraffea** [251], **Kemeny** [252] et **Dyskin** [253] sont concentrés sur l'utilisation de la mécanique élastique linéaire de la rupture pour modélisé la stabilité de la fissure et sa trajectoire de propagation en introduisant un facteur d'intensité de contraintes dans la formulation numérique pour inspirer si la propagation de fissure s'initié ou pas.

La forme géométrique de la fissure a un effet significatif sur le taux de propagation de fissure et par conséquent sur la durée de vie de la prothèse de la hanche cimentée [254]. **Gravius** a trouvé la longueur de fissure dans le ciment pour les différents type de prothèses varie entre 0.5mm à 0.7mm [255]. **Byeongsoo Kim** a constaté que les valeurs du FIC diminuer de 0.37 à 0.2 MPa m^{1/2}, ceci implique que la propension de la propagation de fissure diminue quand la fissure de propage dans le ciment [256]. **Michael D. Ries** a constaté quele facteur d'intensité critique K_{IC} varie entre 0.96 MPa m^{1/2} à MPa 1.76 m^{1/2} [257].

Cette étude se concentre sur l'analyse du comportement de deux types de fissures en utilisant une méthode d'éléments finis tridimensionnelle : une fissure émanant d'inclusion d'Os elliptique et rectangulaire le de ciment, pour différentes zones de prothèse totale de la hanche (proximale, médiane et distale). Le facteur d'intensité de contraintes (FIC) au font de fissure a été utilisé comme un critère de rupture. Le calcul du FIC au font de fissure nous permet d'estimer la durée de vie par fatigue de la prothèse de la hanche cimentée. En effet, ce facteur caractérise le taux de propagation de fissure et peut donner une évaluation de descellement de ciment dans la prothèse totale de la hanche.

III.2 Analyse par Eléments Finis

III.2.1 Modèle Géométrique

La géométrie et le chargement appliques sont modélisés sur la figure (figure III.1). Une tige cimentée cylindrique représentant la prothèse de la hanche entourée par le ciment et l'os, est semblable au modèle du **Nuño** [258]. L'implant cimenté de la hanche a été modelé en utilisant le code d'élément finis Abaqus 6.5-1. La longueur et la largeur de la fissure rectangulaires sont respectivement (0.5mm × 0.2mm); la fissure émanant d'une inclusion d'os ayant une forme pyramidale (figure III.1); il n'y a pas une forme normalisé de l'inclusion d'os ; donc, on a choisi la forme pyramidale pour d'avoir des angles aigu afin de créent une concentration de contraintes, dans le ciment autour du microdéfaut, ayant les dimensions suivantes (× 0.2mm de × 0.2mm de 0.2mm). Le déplacement à l'interface entre l'inclusion d'os et le ciment est considéré comme continue (contact uniformément collé). On a supposé l'existence de ces fissures (la première est une fissure émanant d'inclusion d'os et, la deuxième est une fissure elliptique) dans le manteau de ciment, pour différentes zones proximale, médiane et distale de la tige fémorale cimentée. La deuxième type de fissure est elliptique (figure III.2) et, les dimensions géométriques de cette fissure sont les

suivant ($0.5 \text{ mm} \times 0.2 \text{ mm}$). L'inclusion d'os et les fissures sont supposées être dans le manteau de ciment de la tige fémorale cimentée.

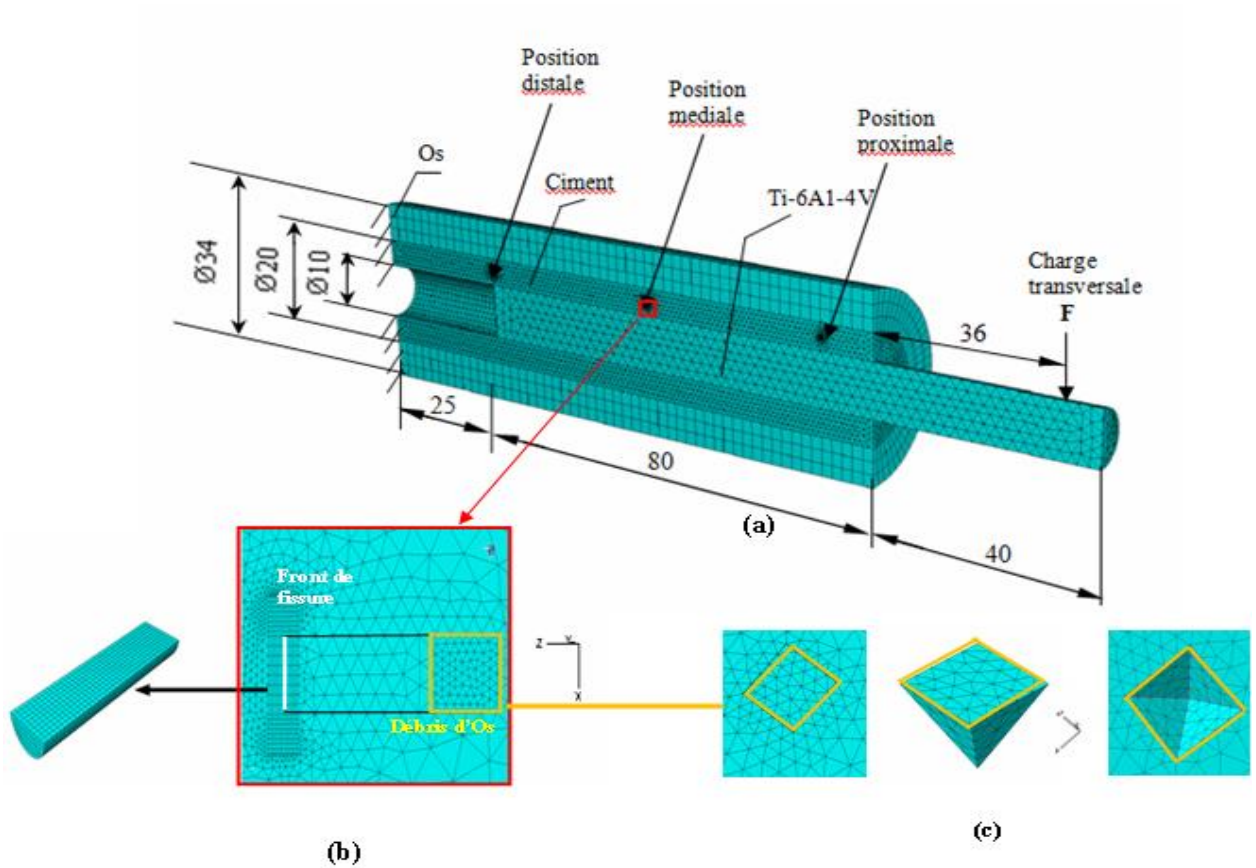


Figure III.1 : a) Représentation schématique et maillage de la partie fémorale en 3D de la prothèse totale de hanche b) maillage autour du microdéfaut (fissure rectangulaire émanant du débris d'Os) et maillage autour le front de fissure. c) maillage autour le débris d'Os.

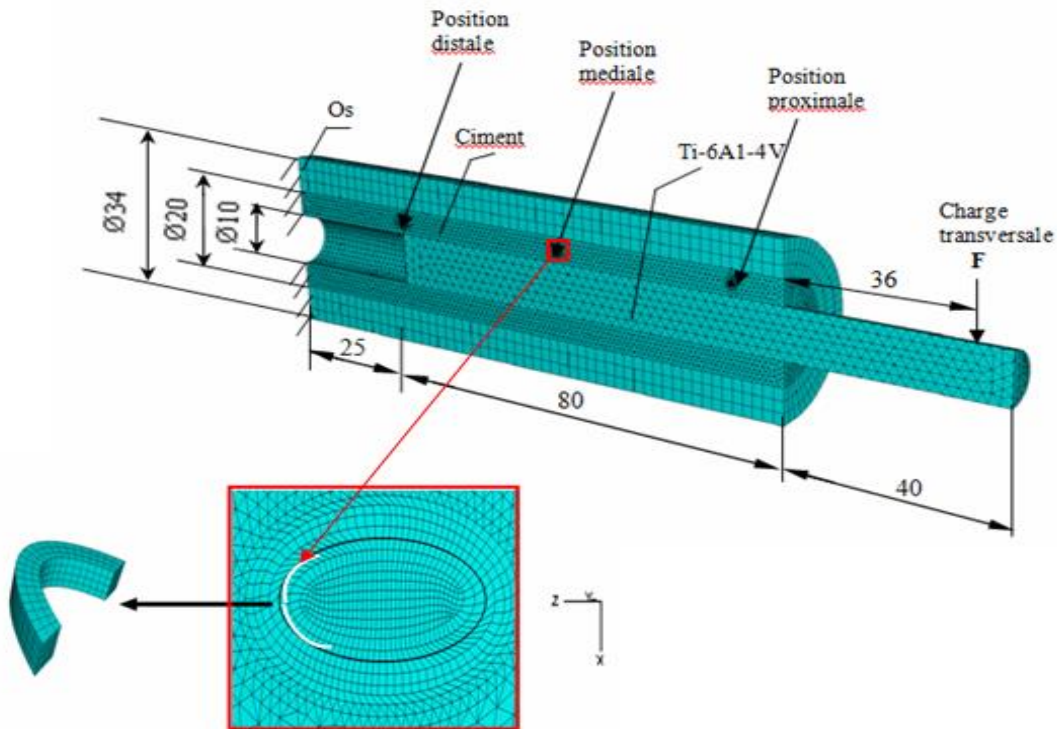


Fig III.2 Maillage par élément finis: a) Model de la prothèse: assemblage os/ciment/implant et trois zones des microdéfauts (proximale, médiane and distale). b) Maillage autour le microdéfaut et du front de fissure (fissure elliptique).

III.2.2 Propriétés des Matériaux

Les propriétés des matériaux adoptées ont été indiquées en termes de module de Young et rapport de Poisson pour tous les composants associés : Tige, Ciment et Os (tableau III.1). On a assumé que le comportement de tous les matériaux est linéaire, homogène et élastique. Les matériaux de la tige et le ciment sont supposés isotropes. Le matériau d'os est supposé orthotropique [259, 260].

Matériaux	Module de Young E (MPa)	Poisson ratio ν
Implant (Alloy of Titanium Ti-6Al4V)	110000	0.30
Os Corticale	$E_x = E_y = 11500 ; E_z = 17000$ $G_{xy} = 3600 ; G_{xz} = G_{yz} = 3300$	$\nu_{xz} = \nu_{yz} = 0.31$ $\nu_{xy} = 0.51$
Ciment (PMMA)	2700	0.35

Tableau 1 Propriétés des matériaux utilisées pour le modèle d'éléments finis [259, 260].

III.2.3 Conditions Hauts Limites et Chargement

Les couches d'os et du ciment sont fixés à l'extrémité du modèle pour les directions (x, y et z), une charge transversale a été appliqués, dans la magnitude est de 600N pour tous le modèle, du côté latéral de tige à 4mm à la gauche de l'extrémité proximale (figure. III.1). La magnitude de la force a été employée par **Bregman**. Cette étude a été entreprise en assumant les charges maximales selon l'axe Y (F_y) pendant la marche, la charge appliquée sur la tête du fémur est 8 fois le poids du corps ($PC = 70 \text{ Kg}$), assumant le poids du corps entier est appliqué sur une seul hanche [261]. Pour l'endroit de la charge, on a employé le même modèle expérimental de **Huiskes** [262]. Le fémur est principalement chargé en flexion [263]. Les interfaces Os/Ciment et ciment/tige ont été assumées fixés rigidement.

III.2.4 Modélisation par Elément Finis et Maillage

Il y a une relation entre la stabilité de fissure et sa géométrie, et pour la propagation de fissure, la fissure se propage selon la distance séparant la fissure et de charge appliquée [254]. Un modèle d'éléments finis tridimensionnel a été développé pour déterminer le facteur d'intensité de contrainte d'une fissure émanant de l'inclusion d'os et une fissure elliptique dans le ciment pour différentes positions proximales, médiales et distales de la tige fémorale cimentée.

Avant le calcul des facteurs d'intensité de contraintes le long de font de fissure, il est nécessaire d'analyser la distribution des contraintes autour de l'inclusion d'os (sans fissure), afin de prévoir l'endroit d'initiation de la fissure. On a fait recours à la distribution de Von Mises concernant les contraintes normale et de cisaillement dans le ciment autour de l'inclusion d'os. La distribution des contraintes dans le ciment orthopédique autour des microdéfauts a été analysée par beaucoup de chercheurs [248, 264]. Dans cette étude, une méthode d'éléments finis tridimensionnelle a été employée pour analyser le comportement en rupture du ciment, en calculant les facteurs d'intensité de contraintes le long de du front de fissure.

Une fissure définit dans un bord ou une surface dans notre modèle est fermé à l'origine mais peut s'ouvrir pendant une analyse. ABAQUS recouvrant les noeuds doubles le long d'une fissure quand le maillage est produit. Des analyses d'élément finies du modèle fissuré ont été exécutées et le facteur d'intensité de contraintes K_I a été calculé pour chaque fissure :

L'idée présentée par **Rybicki** est basée sur le calcul du taux de restitution d'énergie (Rybicki et Kanninen., 1977) [265]; en utilisant la supposition d'**Irwin**, le taux de restitution d'énergie pendant le processus de propagation de fissure est égale au travail exigé pour fermer la fissure à son état d'origine car la fissure se propage par un une valeur petite Δa . Irwin a calculé ce travail comme :

$$W = \int_0^{\Delta a} u(r) \cdot \sigma \cdot (\Delta a - r) dr \quad (\text{III.1})$$

où : u est le déplacement relatif, σ la contrainte, r la distance du font de fissure, et Δa est l'extension de la longueur de fissure virtuelle.

Par conséquent, le taux de restitution d'énergie est :

$$G = \lim_{\Delta a \rightarrow 0} \frac{W}{\Delta a} = \lim_{\Delta a \rightarrow 0} \frac{1}{2 \cdot \Delta a} \int_0^{\Delta a} u(r) \cdot \sigma(r - \Delta a) \cdot dr \quad (\text{III.2})$$

Le travail W peut être exprimé par :

$$W = \frac{1}{2} F \cdot u \quad (\text{III.3})$$

Où : F est la force nécessaire pour fermer la fissure virtuellement, u est le déplacement d'ouverture de la fissure. L'équation 3 permet de calculé du taux de restitution d'énergie pour le modèle EF 2D (mode I et II). L'application de la technique virtuelle de fermeture de fissure (Virtual crack closure technique VCCT) dans des modèles d'EF 3D s'appelé généralement la technique virtuelle de fermeture de fissure 3D VCCT. L'extension de la méthode du 2D au 3D nécessite le remplacement d'équation III.3 par L'équation III.5

$$G = \frac{1}{2h\Delta a} \int_0^h \int_0^{\Delta a} u(r, s) \cdot \sigma(r - \Delta a, s) \cdot ds \cdot dr \quad (\text{III.4})$$

Où : Δa la distance du font de fissure dans la troisième direction et h est la taille d'élément dans la troisième direction.

Pour appliquer l'équation 5 aux modèles d'EF comportant des éléments solides a 8 noeuds, les intégrales dans Eq. III.5 sont remplacés avec la somme :

$$G = \frac{1}{2h\Delta a} \sum_{k=1}^2 F_{ki} \cdot u_{ki} \quad (\text{III.5})$$

Où l'index i contrôle la direction et l'index k commande le nombre du noeud b . Le facteur d'intensité de contraintes est analysé le long de l'épaisseur du spécimen caractérisé pour chaque position. Les facteurs d'intensité de contraintes K_I , K_{II} , et K_{III} sont respectivement le mode I, II et III de la propagation de fissure, habituellement employée dans la mécanique linéaire élastique de la rupture pour caractériser de contraintes locaux de front de fissure/ligne de fissure et les champs de déplacement. Ils sont liés au taux de restitution d'énergie (l'intégrale J) à travers

$$G = \frac{1}{8\Pi} K^T \cdot B^{-1} \cdot K \quad (\text{III.6})$$

Où : $K = [K_I, K_{II}, K_{III}]^T$ sont les facteurs d'intensité de contraintes et B s'appelle la matrice pré logarithmique du facteur d'énergie. Pour les matériaux homogènes et isotropes B est diagonale, et l'équation ci-dessus simplifie :

$$G = \frac{1}{E} (K_I^2 + K_{II}^2) + \frac{1}{2G} K_{III}^2 \quad (\text{III.7})$$

Où,

$$E = \bar{E} \quad \text{Pour contraintes plane}$$

$$\bar{E} = \frac{E}{(1-\theta)} \quad \text{Pour déformation plane, axisymétrique, et au trois dimensions.}$$

Des analyses finies d'élément de la reconstruction fissuré ont été employées et le facteur K d'intensité de contraintes a été calculé pour chaque fissure

$$K_\beta = \frac{\sigma_{ij} \sqrt{\pi a}}{f_{ij}^\beta(\beta)}; \beta = I \quad (\text{III.8})$$

Où : Le K_β est le facteur d'intensité de contraintes (FIC) pour le mode I avec $\beta = I$; a est longueur de la fissure ; σ_{ij} sont la distribution des contraintes près du de fissure et f_{ij} est une valeur sans dimensions qui dépend de la charge et de la géométrie [236].

En raison de la symétrie de la géométrie, seulement une moitié du modèle avait été simulée ; le maillage est composé plus de 60000 éléments, le maillage d'éléments finis ont

été produits en utilisant des éléments de tétraédrique a 4 noeuds pour la tige et le ciment ; et des éléments hexaédrique a quatre noeuds pour l'os.

III.3 Résultats et discussions

III.3.1 Distribution des contraintes dans le ciment autour du débris de l'os

L'objectif de cette étude est d'analyser par la méthode des éléments finis, les contraintes autour d'un débris de l'os pyramidal de $6 \text{ e-}3\text{mm}^3$ (Figure III.1) présent dans le ciment de fixation de l'implant fémoral à l'os. Le but de la détermination des zones de concentration de contraintes par la méthode des éléments finis autour de microdéfaut est de prédire le risque de descellement de la prothèse, suite à cette concentration de contraintes.

En effet, seront étudiés les champs de concentration de contraintes de Von Mises et ceux des contraintes normales suivant la direction XX, YY et de cisaillement dans le ciment autour des débris de l'os. Les résultats obtenus permettront d'évaluer le niveau d'incidence des débris d'os sur le comportement en service de la prothèse.

Pour mieux cerner l'effet de la présence d'un défaut (débris d'os) dans le ciment, nous avons analysé sa présence dans différentes positions du ciment (proximale, médiale et distale) de la partie extérieure de PTH.

a) Contraintes équivalentes (Von Mises)

Nous avons représenté sur la figure III.3, la distribution tridimensionnelle de la contrainte équivalente (Von Mises) dans le ciment au voisinage d'un débris de l'os, supposé présent dans les trois zones du ciment (proximale, médiale et distale), dans la partie extérieure de la partie fémorale de la prothèse totale de hanche.

En général, le ciment autour du débris d'os est en traction, cela montre que la présence de la microcavité dans ces trois parties peut provoquer la rupture du ciment puisque ce dernier ne résiste pas bien aux efforts de traction (cette résistance est de l'ordre de 25 MPa pour la traction, 80 MPa pour la compression et 40 MPa pour le cisaillement).

On remarque que les contraintes maximales dans le ciment autour du débris d'os sont localisées au niveau des pointes de la base. Ce sont les angles vifs qui sont à l'origine de cette concentration de contraintes. Finalement, on peut affirmer que la région du ciment autour de la base du débris de l'os est le siège de contraintes qui se transmettent du débris vers le ciment à travers l'interface. Ces contraintes élevées peuvent conduire à l'amorçage

de fissure dans le ciment. Ces fissures en se propageant peuvent conduire au descellement de l'implant.

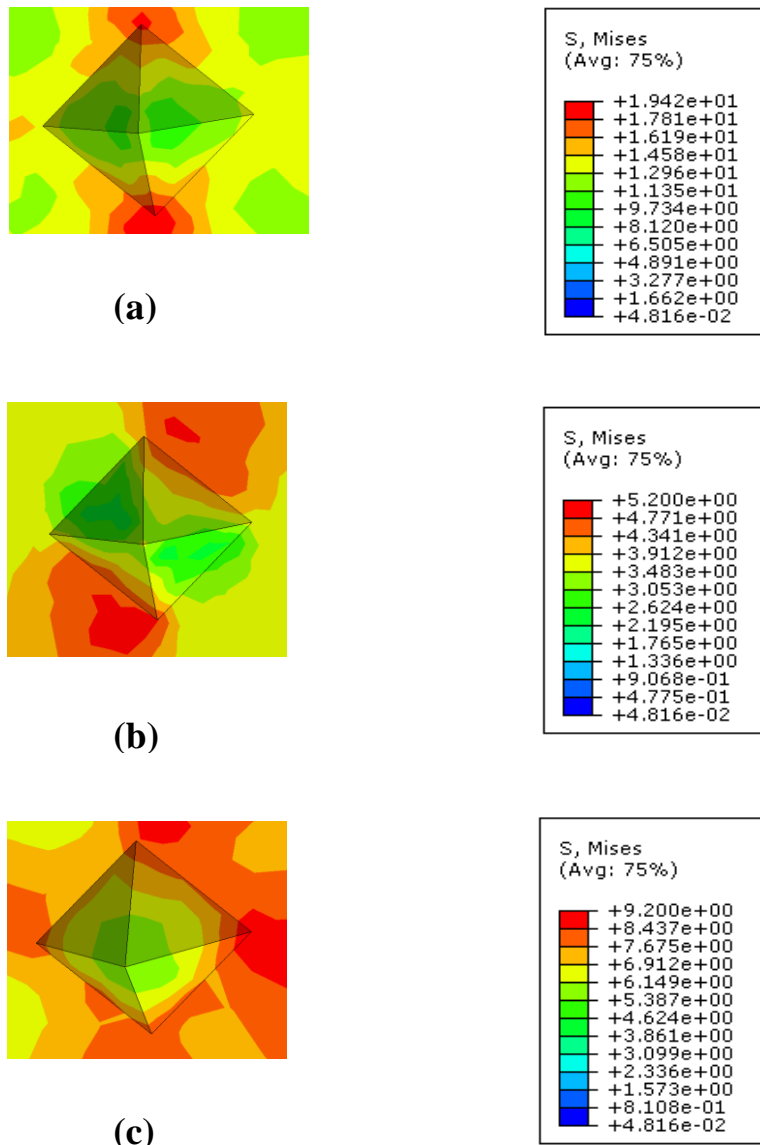


Figure III. 3 : Répartition tridimensionnelle de la contrainte équivalente (Von Mises) en MPa dans le ciment autour du débris de l'os dans les trois zones pour le chargement considéré : a-partie proximale, b- partie médiale, c- partie distale.

D'après la figure (Figure III.3.a) le cas de la position proximale du débris d'os présente le plus de risque de rupture car les contraintes équivalentes sont très élevées au voisinage du microdéfaut. Pour le cas de chargement considéré, on peut donc confirmer que le débris de l'os, dans le ciment près du col fémoral, constitue un risque très important, car les contraintes au voisinage de ce débris d'os sont assez élevées (environ 19,4 MPa). Ce

phénomène peut être expliqué par l'existence d'un effet d'interaction entre le microdéfaut et l'effet de bord du col de l'implant fémoral. Ces deux effets associés font augmenter les contraintes au niveau de la microcavité.

Le débris d'os, situé dans la partie distale (Figure III.3.c) intervient en second lieu du point de vue du risque de rupture, car les contraintes dans le ciment autour du débris de l'os (environ de 9,2 MPa). L'action de la pointe de l'implant sur la partie distale du ciment fait augmenter les contraintes, particulièrement au voisinage de la microcavité.

Une microcavité située dans la partie médiale (Figure III.3.b) ne présente pas un danger réel puisque les contraintes qu'elle engendre sont assez faibles, tableau III.2.

	Contrainte de Von Mises maximale (MPa)
Position proximale	19.42
Position médiale	5.20
Position distale	9.20

Tableau III.2 : Comparaison des contraintes maximales (Von Mises) dans le ciment autour du débris de l'os pour les différentes positions.

V.2) Distribution de contraintes dans le débris d'os

Le but de cette étude est la détermination des zones de concentration de contraintes par la méthode des éléments finis autour de microdéfaut; cela permet de prédire le risque de descellement de la prothèse, causé par cette concentration de contraintes

En effet, les champs de concentration de contraintes de Von Mises et ceux des contraintes normales suivant la direction XX, YY et de cisaillement dans les débris de l'os seront étudiés. Les résultats obtenus permettront d'évaluer le niveau d'incidence des débris sur le comportement en service de la prothèse.

Pour mieux cerner l'effet de la présence d'un défaut (débris d'os) dans le ciment, nous avons analysé sa présence dans différentes positions du ciment (proximale, médiale et distale) de la partie extérieure de la PTH.

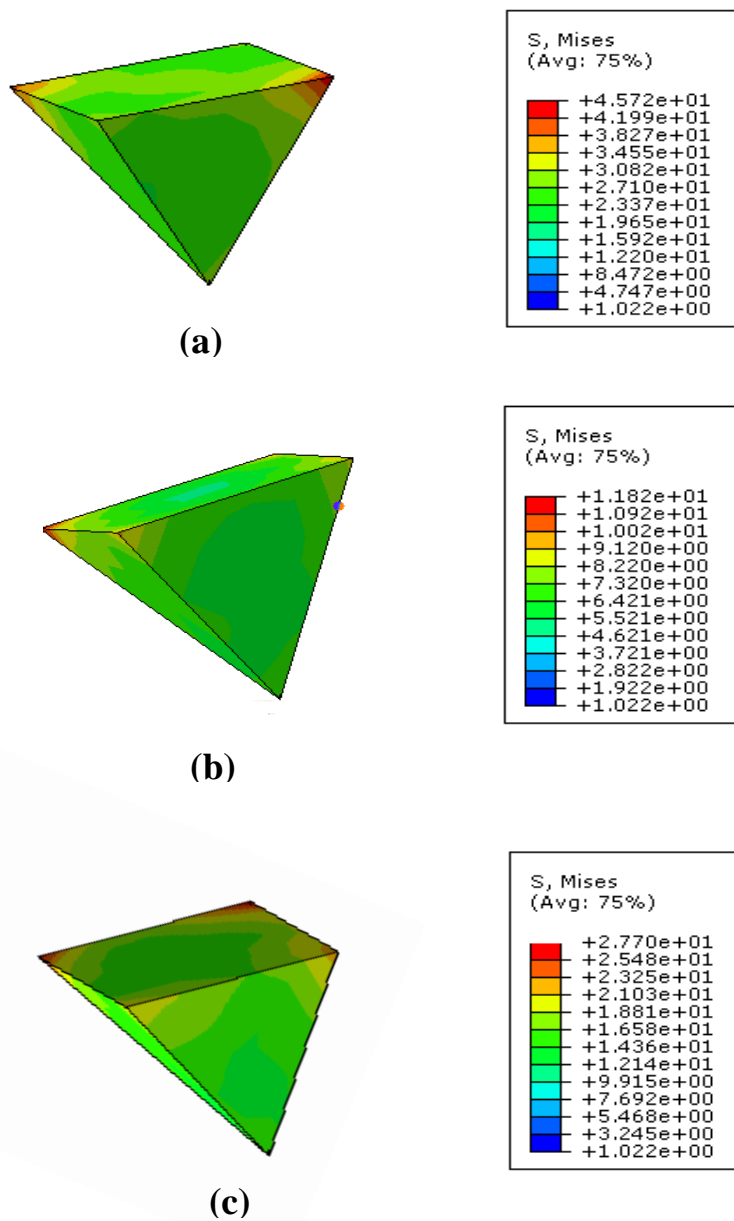


Figure III.4: Répartition tridimensionnelle de la contrainte équivalente (Von Mises) en MPa dans le débris d'os dans les trois zones pour le chargement considéré : a- partie proximale, b- partie médiale, c- partie distale.

a) Contrainte équivalente (Von Mises)

La figure III.4 présente la distribution tridimensionnelle de la contrainte équivalente (Von Mises) autour du débris d'os, supposé se trouver respectivement dans les trois zones du ciment (proximale, médiale et distale), dans la partie extérieure de la partie fémorale de la prothèse totale de hanche.

Les contraintes dans les débris d'os sont assez importantes et cela est dû à la rigidité réellement élevée dans l'os cortical. D'autre part, les contraintes maximales dans le débris d'os sont localisées au niveau des pointes à la base du débris d'os. Ce sont les angles vifs qui sont la cause de cette concentration de contraintes. En définitive, on peut affirmer que la région du ciment autour de la base du débris d'os est le siège de contraintes qui se transmettent du débris d'os vers le ciment à travers l'interface. Ces contraintes élevées peuvent conduire à l'amorçage de fissure dans le ciment. Ces fissures en se propageant peuvent conduire au descellement de la prothèse.

D'après la figure (Figure III.4.a), le cas de la position proximale du débris d'os présente le plus de risque de rupture car les contraintes équivalentes sont très élevées dans le microdéfaut. Pour le cas de chargement considéré, on peut donc confirmer que le débris d'os dans le ciment près du col fémoral, constitue un risque très important de l'amorçage de fissure, car les contraintes dans ce débris d'os sont assez élevées (environ 45,7MPa). Ce phénomène peut être expliqué par l'existence d'un effet d'interaction entre le microdéfaut et l'effet de bord du col de l'implant fémoral. Ces deux effets associés font augmenter les contraintes au niveau de la microcavité.

Le débris d'os situé dans la partie distale (Figure III.4.c) intervient en seconde position du point de vue du risque de rupture, car les contraintes dans le débris d'os sont environ, de 27,8MPa. L'action de la pointe de l'implant sur la partie distale du ciment fait augmenter les contraintes, particulièrement au voisinage de la microcavité. Un débris d'os situé dans la partie médiale (Figure III.4.b) ne présente pas un danger réel puisque les contraintes qu'il engendre sont assez faibles, tableau III.3.

	Contrainte de Von Mises maximale (MPa)
Position proximale	45,7193
Position médiale	27,8137
Position distale	9,81086

Tableau III.3 : Comparaison des contraintes maximales (Von Mises) dans le débris d'os pour les différentes positions.

III.3.5. Comportement de rupture d'une fissure

La figure III.5 montre le facteur d'intensité de contraintes (K_I) le long du front de fissure émanant d'un débris d'Os pour les différentes zones (proximales, médianes et distales. Le K_I varie de valeurs en diminuant et en accroissement le long de font de fissure pour tous les zones. Concernant la zone proximale, en peut noter que l'ouverture de la fissure donne des valeurs du FIC relativement haute. Pour cette zone, la fissure présente le cas le plus dangereux. Le FIC K_I varie entre 0.12 et 0.51 MPa m^{1/2}. Ceci soutient la tendance de la propagation de fissure d'une manière significative dans le ciment acrylique, qui peut causer l'endommagement du manteau de ciment et la perte de stabilité de l'implant. Pour le cas d'un microdéfaut dans la zone distale les valeurs du FIC K_I sont importantes les valeurs varies entre 0.01 et 0.3 Mpa; donc le risque de la propagation de fissure en mode I et dangereux. Concernant le troisième cas ou le débris et dans la zone médiane. Les valeurs du K_I sont faibles, le risque de propagation de la fissure dans cette zone et moins important comparons au deux autres zones de la prothèse (tableaux III.4).

La figure 8 indique l'évolution du facteur d'intensité de contraintes en mode I (K_I) selon le font de fissure elliptique, dans les trois zones de la prothèse de hanche (proximale, médiane et distale). On peut voire clairement que, les valeurs de FIC K_I de la fissure rectangulaire émanant d'inclusion d'os sont plus haut que la fissure elliptique. Les valeurs plus élevées du mode d'ouverture (K_I) sont notés dans le cas d'une fissure elliptique est située dans la zone proximale ; donc, le risque de propagation est certainement plus important, les valeurs de SIF K_I varie entre 0.01 et 0.33 MPa.m^{1/2}. D'autre part, dans la zone distale, les va leurs le long du front de fissure elliptique donne aussi des valeurs élevées ; la valeur maximale du FIC K_I est environ 0.28 MPa m^{1/2}. En fin, dans la partie médiale les valeurs de K_I sont inférieures aux deux autres régions. Ainsi, la présence de fissure elliptique dans cette zone présente le cas le moindre dangereux (tableau III.4).

Le but global de ce travail était d'étudier l'effet de l'interaction de défauts (fissure émanant d'une inclusion d'os) et la forme de fissure dans le manteau de ciment sur le comportement de rupture de la prothèse totale de la hanche. Le processus de rupture de à travers la fissure serait nuisible d'une perspective mécanique et biologique. Les facteurs biologiques contribuent au descellement aseptique des PTH par un certain nombre de mécanismes. Les débris peuvent déclencher une immuno-réaction localisée qui mène à la résorption de l'Os [266]. Mécaniquement, les fissures qui se propagent entre l'implant et l'os pourraient contribuer à la perte de stabilité des composants, parce que le manteau de ciment ne

pourrait pas soutenir les contraintes. La dégradation du ciment orthopédique de PMMA peut également activer des inflammations localisées qui mène à de la rupture du ciment [257].

Le ciment orthopédique est mélangé dans des appareils pendant la chirurgie qui contient fréquemment des défauts. Des défauts plus grandes et de diverses formes se produisent à cause débris emprisonnés, le remplissage incomplet et la solidification et rétrécissement, semblent tous les causes des défauts durant l'injection [267]. Les concentrations des contraintes surgissent dans la géométrie complexe des implants orthopédiques. Par exemple, dans l'implant de la hanche les contraintes élevées peuvent se produire dans le ciment près de la tige fémorale, les magnitudes dépendent de la forme de la section transversale de la tige [214]. Tandis que, le ciment a une résistance faible au chargement de traction (résistance à la traction 25 MPa, résistance à la compression 80 MPa et la résistance au cisaillement 40 MPa) [268, 269]. Des contraintes multiaxiales variables ont été reproduites dans le manteau de ciment d'implant de la hanche cimentée. Ces contraintes peuvent se produire comme traction, compression, cisaillement, ou une combinaison de contraintes connue comme les contraintes équivalentes de Von Mises. La contrainte équivalente de Von Mises dépend du champ de contrainte entier et utilisé comme indicateur d'un possible endommagement [270]. Pendant l'utilisation normale des PTH cimentée les contraintes cycliques, causent le l'initiation et la propagation des fissures par fatigue dans de la couche du ciment, menant à la perte d'intégrité structurale et le descellement d'implant [215].

En général, les fissures peuvent être stationnaire ou propager selon leur position et forme relatives, dans les prothèses totales de la hanche. La position, la géométrie et la taille de toutes les fissures ont un effet significatif sur la propagation de la fissure. Des résultats similaires ont été exposés par d'autres auteurs. **McCormack** a constaté que les fissures qui s'initié dans le ciment tôt quant le chargement se produisent aux endroits ou les contraintes sont élevées [218].

Le système de prothèse totale de hanche cimentée peut être étudié en utilisons des modèles d'éléments finis. Ces modèles sont employés pour calculer les contraintes dans le ciment et pour prévoir l'endommagement par fatigue dans des conditions physiologiques simulées [271, 272]. Ces études exigent la connaissance du comportement de rupture du ciment orthopédique.

Afin de comparer les facteurs d'intensité de contraintes K_I des fissures rectangulaires et elliptiques, on a limité les discussions dans cette section seulement pour la partie

proximale, parce que les résultats numériques présentent le cas le plus dangereux. Le tableau 4 montre la comparaison entre la variation des facteurs d'intensité de contraintes K_I d'une fissure elliptique et une fissure rectangulaire émanant de l'inclusion d'os, dans le manteau de ciment du PTH.

Nous pouvons voir que la fissure rectangulaire mène aux valeurs les plus élevées de FIC, particulièrement pour les deux fronts la ligne de fissure pour les zones proximales et distales ; contrairement dans la zone médiane, les valeurs de K_I pour une fissure elliptique présente le cas le plus dangereux.

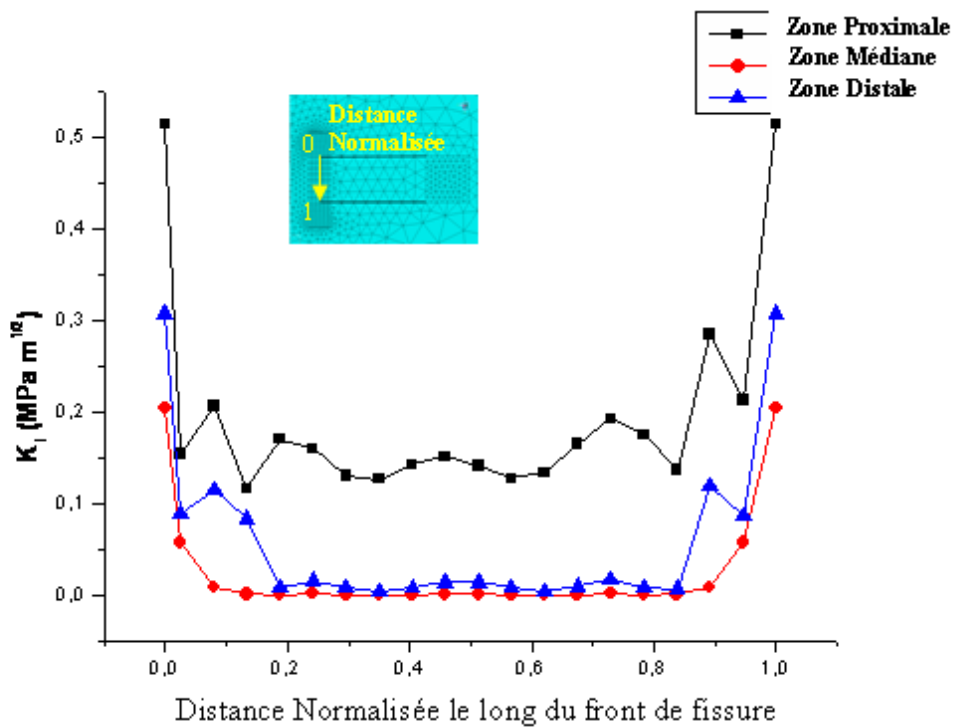


Fig. III.5: Variation du mode I (FIC K_I) le long du front de fissure Rectangulaire pour différent positions (proximale, médiane distale).

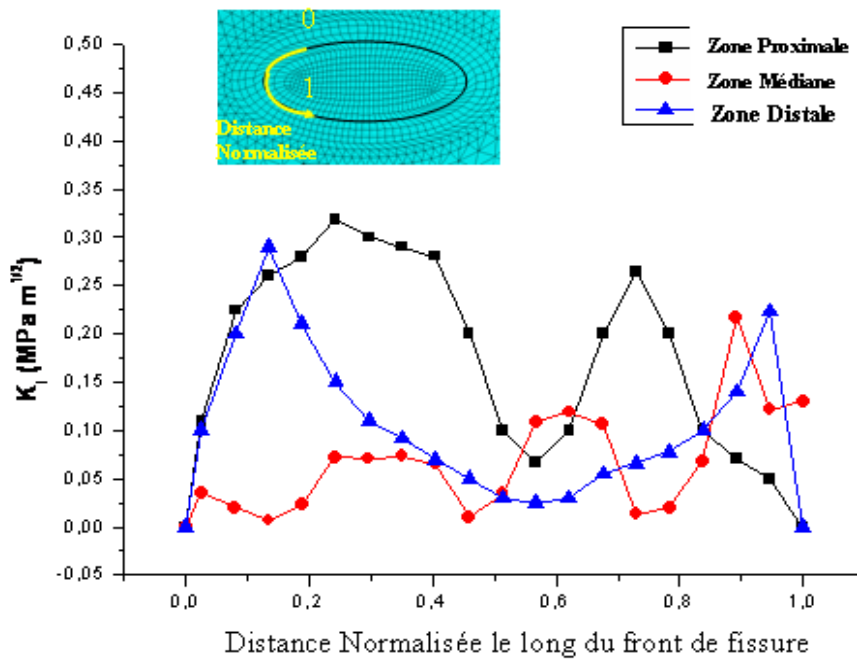


Fig. III.6: Variation du mode I (FIC K_I) le long du front de fissure Elliptique pour différent positions (proximale, médiane distale).

	Max FIC K_I (fissure rectangulaire) ($\text{MPa m}^{1/2}$)	Max FIC K_I (fissure elliptique) ($\text{MPa m}^{1/2}$)
Zone proximale	0, 51514	0, 31813
Zone médiane	0, 20425	0, 21725
Zone Distale	0, 3082	0, 28999

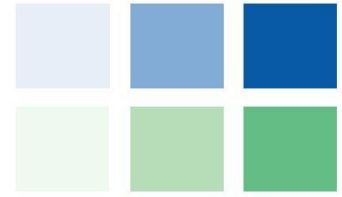
Tableau. 2 Comparaison maximum de FIC KI pour différentes zones de l'inclusion d'os (proximale, médiane et distale).

III.4 Conclusion

Cette étude a été effectuée dans un but d'analyser le comportement d'une émanant du débris d'os et une fissure elliptique. Les résultats obtenus mènent à la conclusion suivante :

- l'inclusion d'os située dans la partie proximale, présente un grand risque d'initiation d'une fissure dans le ciment orthopédique ; en outre, l'interaction entre l'effet du bord d'implant fémoral et le microdéfaut est responsable de ce comportement.

- l'inclusion située dans la zone distale du ciment présente également un risque important d'initiation de fissure dans le manteau de ciment ; l'effet du bout d'implant pour cette zone sur le ciment provoque une augmentation des contraintes.
- pour une fissure émanant des débris d'os, le risque de propagation en mode d'ouverture est considérable dans les zones proximales et distales.
- les fissures rectangulaires dans les zones proximal et distales présentent les risques d'endommagement le plus élevé en comparant aux fissures elliptiques ; contrairement, dans la partie médiane la fissure elliptique est plus dangereuse.



Chapitre IV

Fissure Emanant d'une Microcavité : Partie Extérieure

IV.1 - Introduction

La tenue mécanique de la prothèse totale de hanche et, tout particulièrement, la qualité de l'adhésion implant/os dépend essentiellement de la nature du ciment utilisé et de ces caractéristiques géométriques et mécaniques. Le ciment est donc un élément fondamental pour la fixation de l'implant à l'os. Son rôle principal est d'assurer une bonne adhésion implant/os et de minimiser le transfert de charge de « l'implant » à « l'os ». Comme tous matériaux soumis à des sollicitations mécaniques, le ciment doit résister à l'initiation et à la propagation de fissure pouvant conduire à sa ruine et par conséquent à celle de toute la structure. Ainsi, le comportement en rupture du ciment est déterminant pour la durée de vie de la prothèse de hanche et son descellement.

Le descellement des prothèses articulaires cimentées est un problème majeur en orthopédie, la durée de tenue des implants étant en moyenne limitée à 10 ans. Les origines de ces descellements viennent soit d'une maladie de l'os, soit de l'apparition d'une défaillance mécanique du ciment de fixation (PMMA), ou de l'une des interfaces ciment/prothèse, ou ciment/os. Dans ces derniers cas, la cavité contenue dans les ciments, due au processus particulier d'auto polymérisation à la température et la pression ambiante et le mélange manuel, semble jouer un rôle important.

Le scénario d'accumulation d'endommagement est souvent considéré comme le plus dominant pour la fissuration de composant fémoral d'une prothèse totale de la hanche cimentée (PTH) [221, 84].

Notre étude se place dans ce contexte et a pour objectif d'analyser par la méthode des éléments finis les critères de propagation de fissures initiées d'une microcavité dans le ciment. Cette analyse a été réalisée pour les différentes zones du ciment (proximal, médial et distal), et pour différentes positions de la microcavité (cavité à l'interface ciment/os, au milieu du ciment et à l'interface ciment/implant) comme le montre la figure IV-1, l'effet des différentes orientations de la fissure émanant d'une microcavité a été étudié.

IV.2 - Fissure émanant d'une microcavité

Actuellement, la prothèse totale de la hanche (PTH) est largement répandues dans le monde, une moyenne de 800.000 prothèses sont implantés annuellement seulement en

Europe et Amérique du Nord. Le descellement d'implant est la préoccupation principale de tous les cabinets de consultation communs de révision de la prothèse. Dans cette méthode de fixation, le ciment est employé pour fixer la prothèse de la hanche au fémur. Le ciment n'agit pas en tant que colle, mais plutôt comme matière d'agrégation. Actuellement, le matériau le plus utilisé de ciment orthopédique est le Polyméthylméthacrylate (PMMA), qui est un composé de polymère. L'avantage de PMMA est qu'il n'est pas biologiquement "résorbable". Par conséquent, même après une longue période, il demeurera dans sa même état et il n'a pas d'effet sur le fémur. En d'autres termes, elle est biocompatible. Cependant, puisqu'il n'est pas dégradable, elle restera toujours comme matériel étranger dans le fémur, qui empêche l'os de cicatriser [222].

Sir John Charnley a introduit l'utilisation de PMMA en tant que matériel d'ancrage orthopédique au début des années 60. En même temps que l'utilisation du ciment orthopédique de PMMA, une prothèse de hanche qui est connue par la prothèse de Charnley a été conçue. La figure IV-1 montre la vue des sections d'une prothèse totale de la hanche.

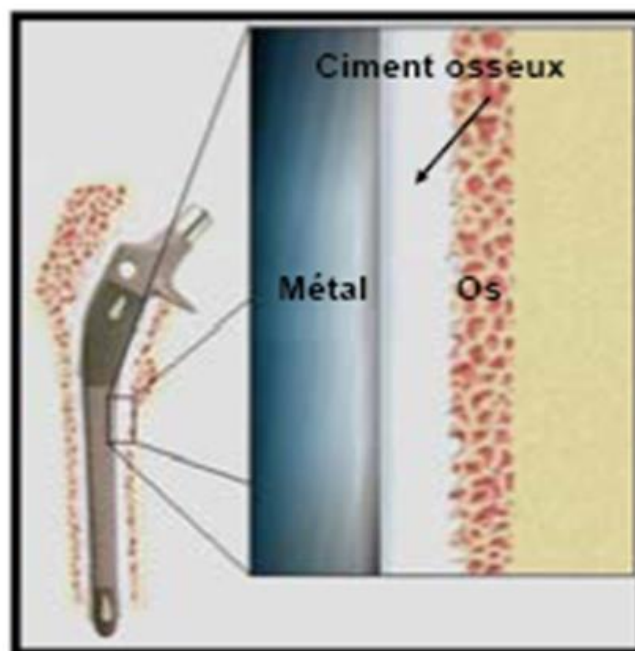


Fig.IV-1 : Vue de section d'une prothèse totale de hanche

Les études prouvent que la faible fixation des implants est la raison principale de l'échec de la durée de vie de l'implant affectant la stabilité mécanique des joints, concernant ce

phénomène de rupture en le trouve dans les surfaces qui contiennent de plus grandes nombres des cavités [223]. En réalité, des micro et macro cavités sont formées en mélangeant le ciment orthopédique et restent dans le ciment quand il devient dur (voir figure IV-2), des interactions entre les bulle d'air sera fréquent quand le chargement externe est appliqué, alors une évaluation de la perturbation des contraintes et la réduction de résistance est nécessaire due a l'existence du vide dans un milieu relativement poreux.

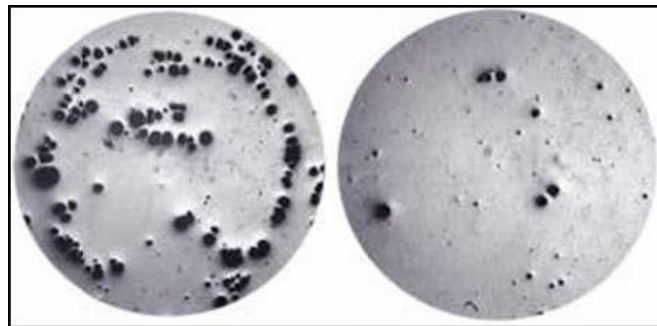


Fig. IV-2: Macro et micro cavités dans le ciment acrylique.

Parmi les zones d'interfaces qui incluent la prothèse/os et le ciment/os sont connues comme les plus faibles liens en prothèses totale de la hanche, parce que le ciment orthopédique conventionnel (PMMA) ne peut pas être collé sur l'os vivant [224]. La manière commune de mélanger le ciment orthopédique est en espace ouverte ce qui augmente les nombres la cavité des interfaces os/ciment et ciment/implant [224, 225, 226].

La rupture du ciment acrylique de la prothèse totale de la hanche cimentée est souvent indiquée comme précurseur au descellement clinique de l'implant [227]. Des ruptures sont censées initiées à l'interface de l'implant/ciment et propager a travers le manteau de ciment, de ce fait, la réduction de l'intégrité du ciment [132]. L'existence de la cavité à l'interface d'implant/ciment et dans le manteau de ciment peut augmenter le risque de formation et la croissance des fissures dans les prothèses totales de hanche cimentées [228, 229].

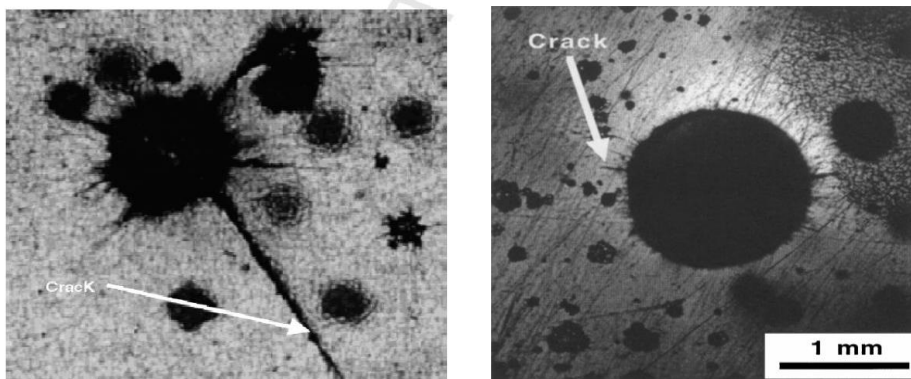
Le mécanisme de ce processus est mal compris jusqu'à maintenant, mais l'évidence de bien fixés les composants est recherchés par l'autopsie qui indique que ces fissures est née après qu'un processus de fatigue, qui puisse être responsable du déclenchement des fissures qui prendre la direction de rupture le plus facile [230, 231, 194]. La rupture du ciment et le scellement sont directement liés à la résistance du ciment acrylique, qui agit en tant

qu'interface entre l'os et le composant prosthétique. On a cité que le ciment orthopédique acrylique est affaibli par sa cavité, qui favorise la formation des microfissures qui contribuent à la propagation de fissure principale. On a trouvé que les procédures de mélange jouent un rôle significatif en déterminant la qualité du ciment orthopédique produite [232].

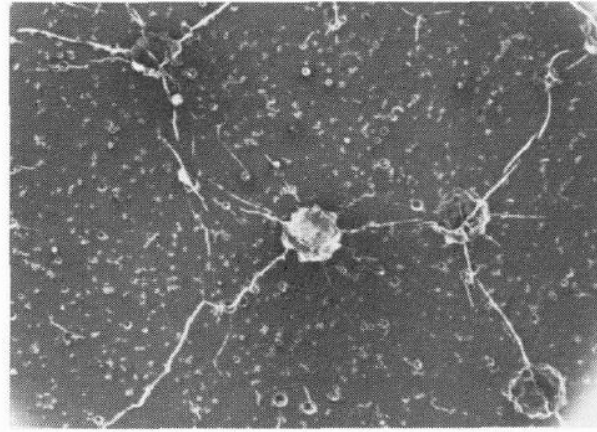
La présence du défaut dans le ciment pendant le mélange peut localement mener à une région des concentrations de contrainte produisant une rupture possible de ciment et par conséquent le descellement de THA. Habituellement, il y'a trois genres de défauts : cavités, inclusions et fissures. On sait que les fissures sont les plus dangereuses en raison de la présence de l'intensité de contrainte en front de fissure. La majorités de fissures identifiées en ciment orthopédique sont [234, 235] :

- fissures émanent des cavités (voir la figure IV-3)
- les fissures lancées pendant que le ciment se retire.
- fissures lancées à la jonction entre l'os et le ciment.

Généralement, la rupture du ciment est provoquée par l'accumulation des fissures émanant des microcavités sous le chargement cyclique [34].



a)



b)

Fig.IV-3 : Fissure émanant d'une microcavité dans le ciment acrylique. **a)** Fissure émanant d'une microcavité ; **b)** Cavité a Fissures multiples

Le ciment acrylique a été assumé élastique et l'analyse de MLEF a été employée pour cette analyse. L'analyse d'éléments finis de la reconstruction fissurée a été réalisée et les facteurs d'intensité de contraintes K_I et K_{II} ont été calculés pour chaque front de fissure. La direction de la progression de la fissure, α , peuvent être obtenus en utilisant le critère de MTS :

$$K_{\beta} = \frac{\sigma_{ij} \sqrt{\pi a}}{f_{ij}^{\beta}(\beta)} ; \beta=I,II \quad (1)$$

D'ou :

K_{β} est le facteur d'intensité de contrainte (FIC) pour le mode I et II avec $\beta = I, II$;

a : est la longueur de la fissure;

σ_{ij} : est la distribution des contraintes au font de fissure et f_{ij} : est une quantité nondimensionnel qui dépend du chargement et la géométrie [236].

Polyméthylmethacrylate (PMMA), ou le ciment orthopédique, est largement répandu comme élément de fixation pour les remplacements totaux de la hanche. Quand le ciment orthopédique se polymérise, des rétrécissements thermiques résulteront qui mène à la naissance des efforts résiduels, entraînant probablement des microfissures dans le manteau de ciment, et aux interfaces d'os/ciment et ciment/implant. Ces facteurs contribuent au descellement et peuvent plus tard mener à la révision de l'arthroplastie.

Le but de la recherche actuelle est de déterminer la réponse spécifique de mécanique de la rupture des fissures qui initiées d'une cavité dans le ciment, et de déterminer l'effet de l'orientation de fissure dans le manteau de ciment pour les différentes zones de la PTH (proximale, médiane et distale) (voir la figure IV-4). En outre, nous comparons les facteurs d'intensité de contrainte (K_I et K_{II}) dans les différentes positions, au milieu du ciment, à l'interface du ciment/os et d'implant/ciment (voir la figure IV-5).

Nous analysons numériquement par la méthode des éléments finis, le comportement d'une fissure de longueur constante de $375\mu\text{m}$ émanant d'une microcavité de $200\mu\text{m}$ de diamètre (Figure IV.6-b) dans le ciment orthopédique au niveau des zones proximale, médiale et distale. L'étude se concentre sur la partie extérieure de la prothèse totale de la hanche. L'amorçage de la fissure se fait sur le contour de la cavité caractérisée par son angle d'inclinaison « α ».

IV.2 - Analyse par éléments finis

IV.2.1 - Géométrie et maillage du modèle

Une analyse par élément finie en deux dimensions a été employée pour l'étude d'une fissure émanant d'une microcavité dans le ciment de PTH, la longueur de la fissure est supposée constante. Le diamètre de la microcavité est estimé à $200\mu\text{m}$. Les facteurs d'intensité des contraintes K_I et K_{II} sont calculés en front de fissure. Le modèle entier est sous un chargement de compression d'une magnitude $F=30\text{ N}$ [60], la fissure émanant d'une microcavité est d'une longueur constante $a=375\mu\text{m}$ et α représente les différentes orientations de la fissure d'un pas de 15° . Les tableaux IV-1 et IV-2, regroupe les propriétés mécaniques des trois éléments constituant la prothèse totale de la hanche. Le comportement des trois matériaux est supposé élastique et linéaire.

La méthode d'éléments finis (MEF) est devenue un outil largement répandu pour examiner des implants préclinique contre l'échec à la longévité des PTH. Les modèles de FEM devraient être suffisamment raffinés pour représenter exactement la géométrie et le comportement mécanique de la reconstruction modelée [237, 238].

Le code d'éléments finis ABAQUS 6.5.1 [233] a été employé pour analyser l'effet d'une fissure dans le ciment. Pour cette étude on a utilisé une analyse contrainte plane

quadrilatérale à huit nœuds (CPS8R). Les paramètres de maillage sont également présentés afin de commander la taille et le nombre d'élément dans les divers secteurs du PTH (voir figure IV-6).

Le modèle MEF est raffiné pour représenter exactement la géométrie et le comportement mécanique du modèle. Une maille plus raffinée est exigée pour le calcul de FIC au front de fissure. Le modèle est composé de 84620 nœuds et de 36724 éléments.

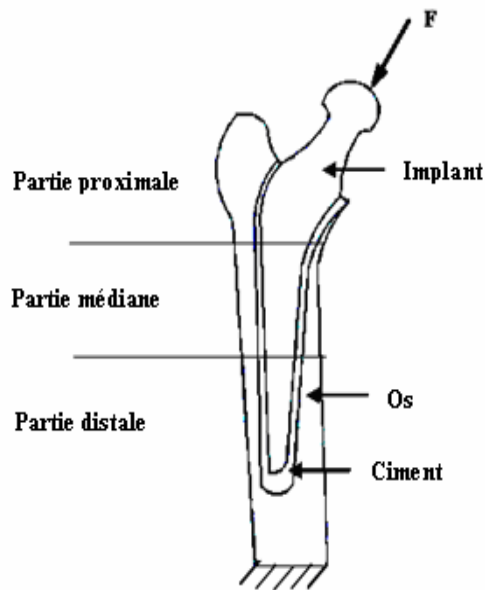


Fig.IV-4: Géométrie du PTH

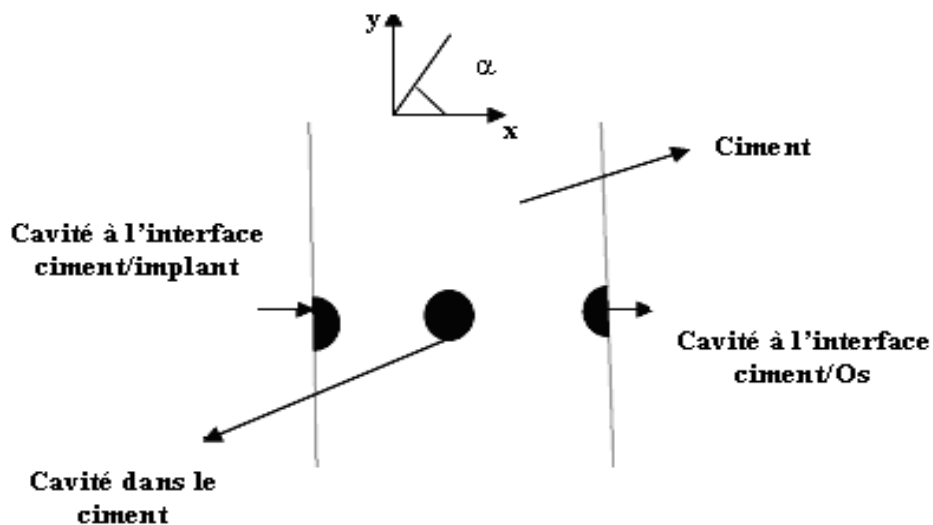


Fig.IV-5 : Les différentes positions probables d'une microcavité.

	Module de Young (MPa)	Coefficient de Poisson
Implant (acier enoxydable 316L)	210 000	0.3
PMMA Ciment	2000	0.3

Table.IV-1 Propriétés d'Implant et Ciment

	modules d'Elasticité (MPa)			Modules de cisaillement (MPa)			Coefficient de Poisson		
	E_1	E_2	E_3	G_{12}	G_{13}	G_{23}	ν_{12}	ν_{13}	ν_{23}
L'Os	14600	11600	21900	6290	5290	6990	0.109	0.302	0.205

Table.IV-2 : Propriétés élastique de l'Os orthotropique

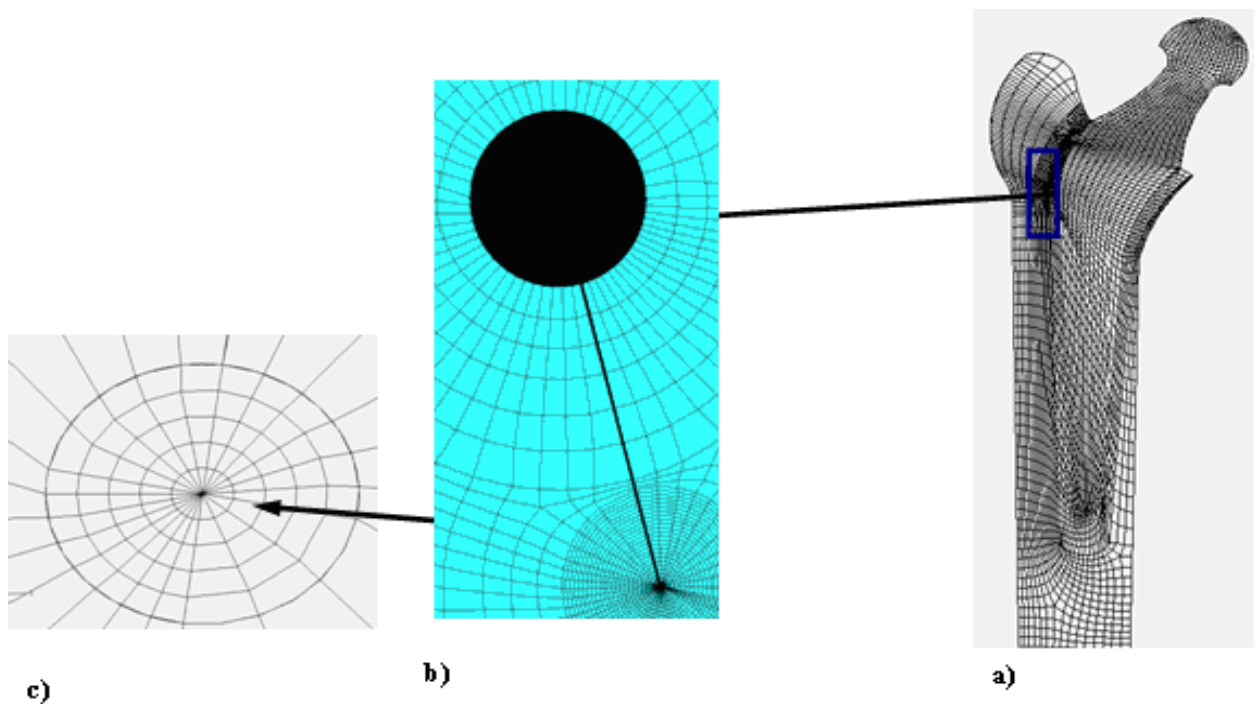


Fig.IV-6 : Maillage du modèle : a) 2D FEM, b) Fissure émanant d'une microcavité, c) Front de fissure.

IV.3- Résultats et discussions

IV.3.1- Microcavité a l'interface implant/ciment

Les résultats obtenus numériquement sont illustrés sur les figures IV-7 et IV-8. Les figures présentes la variation des facteurs d'intensité de contraintes en mode I (K_I) et mode II (K_{II}) selon un angle d'inclinaison choisi « α » de la fissure dans les trois zones du côté externe de PTH (proximale, médiane et distale). Dans ce cas, la cavité est située à l'interface ciment/implant du côté externe de PTH. L'amorçage de la fissure se fait sur le contour de la cavité caractérisée par son angle d'inclinaison.

Selon les orientations, le facteur d'intensité de contraintes en mode I prend des valeurs positif et nulles pour toutes les zones de PTH, ces derniers sont positives (mode d'ouverture) quand la gamme de inclinaison est entre $[-90^\circ$ et $0^\circ]$. Les lèvres de fissure se ferme et prend des valeurs nulles pour les angles restants. En outre, les valeurs plus importants ont lieu principalement quand la fissure est inclinée par -45° qui représente une magnitude de $0.3 \text{ MPa.m}^{1/2}$.

Les valeurs du FIC K_I sont maximales dans la zone distale comparant aux autres zones. Ce comportement peut être expliqué par la nature du champ de contrainte induit dans le ciment par la présence de la microcavité. Selon l'effet des orientations de la fissure, elle s'ouvre ou se ferme. Les efforts de tension causent le mode d'ouverture ; en d'autres termes, sa propagation. Les efforts de compression mènent à sa fermeture. Cependant, le risque de propagation est certainement plus haut quand la microcavité est située dans la zone distale.

On observe le même comportement pour le facteur d'intensité de contraintes en mode II. Ce dernier prend des valeurs négatif, nul est devient ensuite positif (maximum) selon l'orientation de la fissure amorcée d'une microcavité. Le maximum des valeurs sont obtenu pour les deux orientations 90° et -90° respectivement (0.6 et $0.63 \text{ MPa.m}^{1/2}$), dans ce cas la fissure est interfaciale. On note également que, les valeurs du facteur d'intensité de contraintes en mode II (K_{II}) les plus significatifs sont notées dans la zone distale, dans cette zone pour une fissure verticale, le risque d'endommagement du ciment acrylique par rupture brutale est significatif.

Selon les figures suivantes, on note que la présence d'une microcavité située dans la zone distale provoque un risque relativement important de rupture par les deux modes de cisaillement et d'ouverture comparant aux zones médiane et proximale.

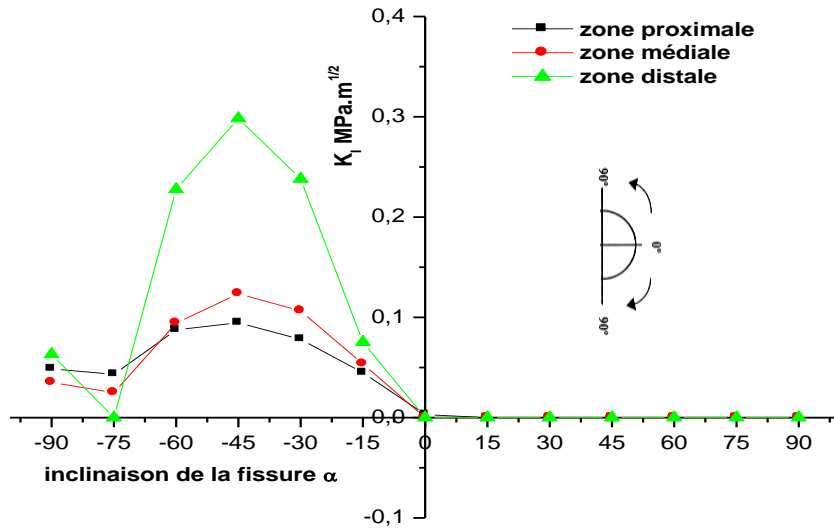


Fig.IV-7 : Variation du FIC K_I en fonction d'orientation de la fissure a l'interface implant/ciment.

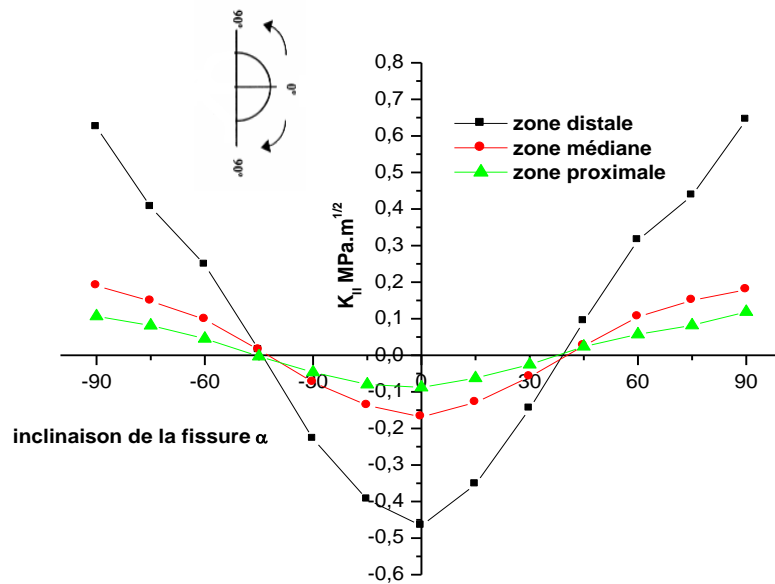


Fig.IV-8 : Variation du FIC K_{II} en fonction d'orientation de la fissure a l'interface implant/ciment.

IV.3.2 - Microcavité a l'interface Ciment/Os

Les figures IV-9 et IV-10 indiquent respectivement l'évolution du facteur d'intensité de contraintes en mode I (K_I) et mode II (K_{II}), selon l'angle d'inclinaison de la fissure émanant d'une microcavité, dans les trois zones (proximal, médial et distal) de la partie extérieure de PTH. Dans cette section la fissure est située à l'interface Ciment/Os. D'après les résultats, on observe que le même comportement des valeurs est enregistré pour les deux SIF K_I et K_{II} .

Le mode K_I (mode d'ouverture) est positif entre l'angle de inclinaison de fissure $[0^\circ \text{ et } 90^\circ]$, et les lèvres de la fissure se ferme pour l'intervalle d'inclinaison $[0^\circ \text{ et } -90^\circ]$ qui donne des valeurs nulles, la valeur maximale est enregistrée quand la fissure est inclinée par 45° ($0.25 \text{ MPa.m}^{1/2}$); en conséquence, la fissure peut se propager plus facilement par ouverture de ses lèvres comparativement aux autres orientations. Ce cas présente un risque élevé de croissance de la fissure pouvant conduire à la ruine de ciment.

Pour le mode de cisaillement (K_{II}), les valeurs sont négatives pour l'angle d'inclinaison de la fissure rapporté entre $[-45^\circ \text{ et } 45^\circ]$; et positif pour les orientations restantes. Les valeurs les plus élevées du mode de cisaillement sont notées quand les fissures sont inclinées par 90° et -90° respectivement (0.57 et $0.52 \text{ MPa.m}^{1/2}$). Dans ce cas, les fissures sont interfaciales, ceci explique pourquoi le mode de cisaillement est fortement soutenu.

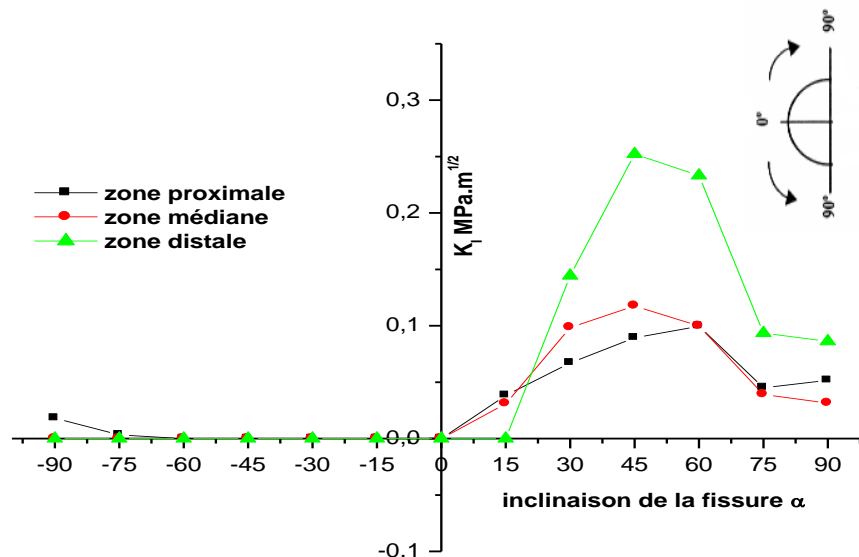


Fig. IV-9: Variation du FIC K_I en fonction de l'angle de fissure à l'interface os/ciment.

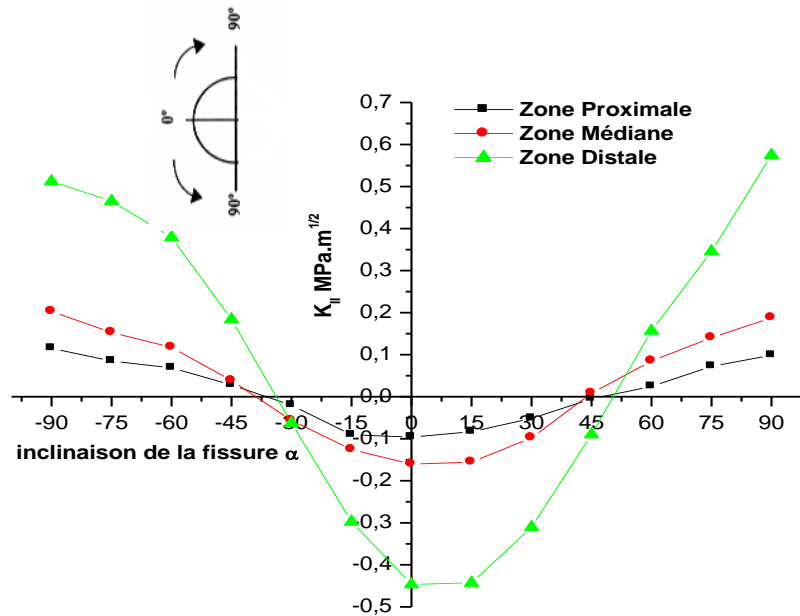


Fig.IV-10 variation du FIC K_{II} en fonction de l'angle de fissure à l'interface Os/Ciment

IV.3.3 - Microcavité au milieu du ciment

Les résultats obtenus sont illustrés sur les figures IV-11 et IV-12. Ces dernières montrent la variation du facteur d'intensité de contraintes en mode I (K_I) et mode II (K_{II}) en fonction de l'inclinaison de la fissure dans les trois zones (proximale, médiane et distale) de la partie extérieure de la prothèse totale de hanche.

En effet, la variation du facteur d'intensité de contraintes en fonction de l'angle de rotation de la fissure est quasiment périodique. Ainsi, en fonction de cette orientation, le facteur d'intensité de contraintes en mode I prend des valeurs positive, nulle et ce quelle que soit cette position. Une orientation de la fissure de 15 à 90° et de -90° à zéro conduit à des valeurs positives de ce facteur. Les autres intervalles donnent des facteurs d'intensité de contraintes nulles.

Le facteur atteint une valeur maximale quand la fissure est inclinée à 45° et -135° respectivement pour les trois zones. Les résultats obtenus montrent que le facteur d'intensité de contraintes s'annule pour des angles d'inclinaison de la fissure entre [90° et -90°] et ce indépendamment de la posture du patient. Ce comportement peut s'expliquer par la nature du champ de contraintes induites de la microcavité dans le ciment. Il montre que sous l'effet de ce champ et en fonction de son angle d'orientation, la fissure s'ouvre ou se

ferme. Les contraintes de tension provoquent l'ouverture des lèvres de la fissure; autrement dit, la croissance de la fissure. Tandis que, les contraintes de compression conduisent à la fermeture des lèvres de fissure.

Cependant, le risque de propagation est nettement plus élevé quand le microdéfaut se situe dans la zone distale. Donc, pour une fissure inclinée à 45° et -135° le risque de rupture brutale par ouverture semble probable.

Le même comportement est observé pour le facteur d'intensité de contraintes en mode II. Ce dernier est négatif, s'annule puis devient positif (maximal), en fonction de l'orientation de la fissure initiée dans la cavité. Ce maximum est obtenu pour des orientations de la fissure de 90° et -90° .

On constate aussi que les valeurs du facteur d'intensité de contrainte en mode II (K_{II}) les plus importantes sont notées dans la zone distale. Dans cette zone pour une fissure verticale le risque d'endommagement par rupture brutale est important. La cavité inférieure de l'implant, située à la pointe de la tige, a un rôle important sur la stabilité de la prothèse et sa durée de vie.

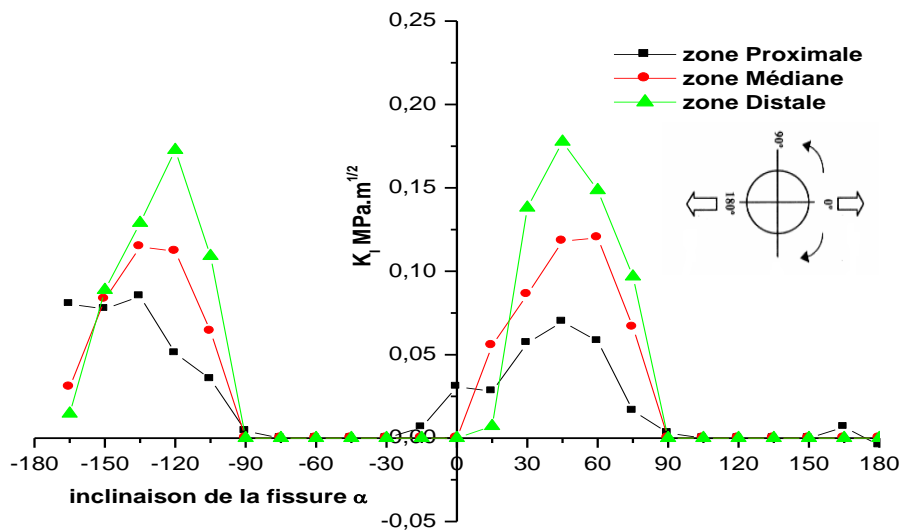


Fig.IV-11 : Variation du FIC en mode I en fonction de l'orientation de la fissure

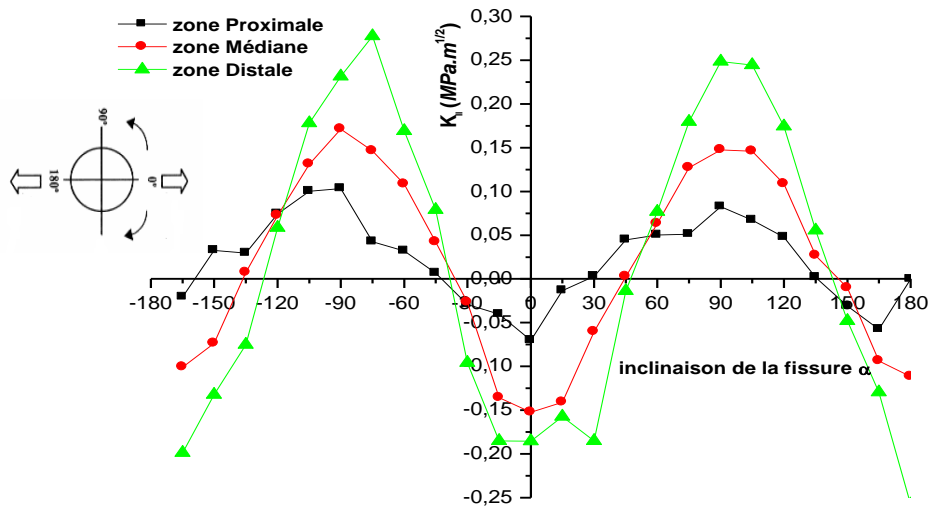


Fig.IV-12 : Variation du FIC en mode II en fonction de la position de la fissure

IV.3.4 - Comparaison du FIC selon les positions de la cavité

a. Zone proximale

En complément de cette étude, nous avons jugé nécessaire d'analyser numériquement l'effet de l'orientation de l'implant sur le comportement d'une fissure de taille de $375\mu\text{m}$, amorcée d'une microcavité pour différentes positions à l'interface du ciment/os et ciment implant et au milieu du ciment dans la zone proximale, cette comparaison a été faite pour le côté extérieur du PTH (figure IV-5).

Les figures IV-13 et IV-14 représentent la variation du facteur d'intensité de contraintes en modes I et II en fonction de l'angle d'orientation de la fissure, pour différentes positions de microcavité. Ce facteur atteint une valeur maximale quand la fissure est inclinée à 45° et -45° pour les trois positions.

Ainsi, les valeurs prennent des valeurs nulles, ce comportement peut s'expliquer par la nature du champ de contraintes induites dans le ciment de la microcavité. Ce comportement montre que sous l'effet de ce champ et en fonction de son angle d'orientation, la fissure s'ouvre ou se ferme. Les contraintes de tension provoquent son ouverture ; autrement dit, sa croissance. Les contraintes de compression conduisent à sa fermeture. Cependant, le risque de propagation est nettement plus élevé quand l'implant est aligné ou faiblement orienté par rapport à l'axe de la tige fémorale.

Le même comportement est observé pour le facteur d'intensité de contraintes en mode II. Le facteur d'intensité de contraintes en mode II le plus important est obtenu pour une fissure orientée par : (90°, 0° et -90°), et cela pour une microcavité qui existe à l'interface os/ciment et peuvent être à l'origine de la rupture brutale du ciment et par conséquent au descellement de la structure.

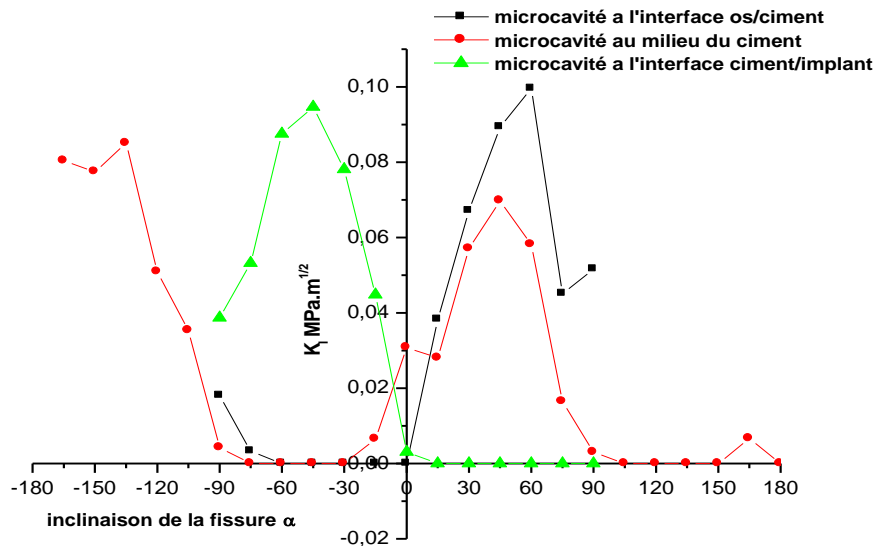


Fig.IV-13 : Variation du FIC K_I en fonction de l'orientation de la fissure

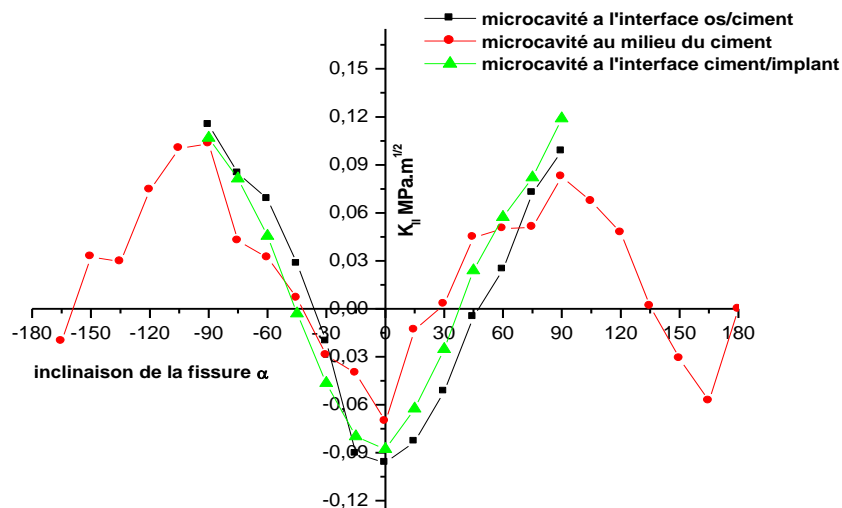


Fig.IV-14 : Variation du FIC K_{II} en fonction de l'orientation de la fissure

b. Zone médiane

La figure IV-15, illustre la variation du facteur d'intensité de contraintes en mode I en fonction de la position de la fissure émanant d'une microcavité dans le ciment orthopédique de la prothèse totale de hanche pour la zone médiane. Quelle que soit la zone d'initiation de la fissure, ce facteur est positive est nulle dépendant de l'orientation de la fissure. Les valeurs du K_I dans tous les positions sont presque semblables, mais se différent en ouverture ou en fermeture des lèvres de fissures quand l'orientation se changes par rapport a l'axe de l'implant. Les valeurs les plus élevées sont enregistrées pour les orientations (45° , -45° et -135°).

Le comportement en mode II ne diffère pas de celui en mode I (figure IV.16) ; Cependant, les valeurs du facteur d'intensité de contraintes en mode II, sont quasiment les mêmes pour les trois positions de la fissure émanant d'une microcavité dans la zone médiane. Les valeurs maximales sont enregistrer lorsque la fissure est orientée par 90° , -90° et 0° avec une intensité de 0.19, 0.2 et - 0.16 $\text{MPa.m}^{1/2}$ respectivement.

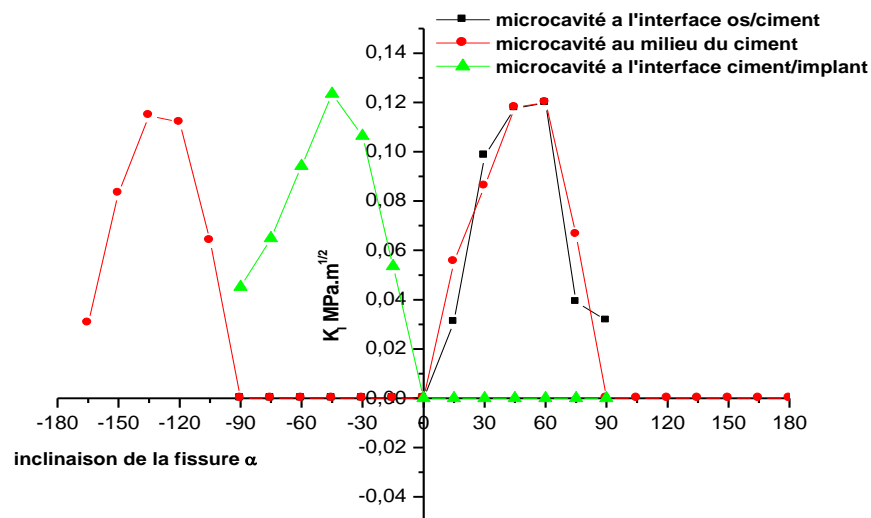


Fig.IV-15: Variation du FIC K_I en fonction de l'orientation de la fissure

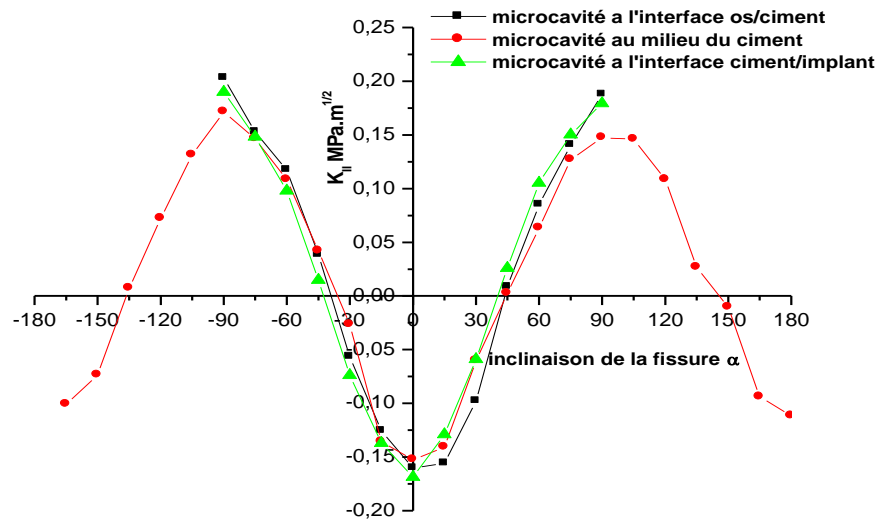


Fig.IV-16 Variation du FIC K_{II} en fonction de l'orientation de la fissure

c - Zone distale

Les figures IV-17 et IV-18 montrent la comparaison des facteurs d'intensité de contraintes K_I et K_{II} selon l'inclinaison de la fissure, dans le ciment du PTH. En comparons K_I pour différentes positions, on peut noter que les valeurs dans le cas d'une microcavité situé dans les deux d'interfaces donnent des valeurs significatives, en outre, ils sont périodiques, lorsque une fissure est sous un chargement de traction en une interface, l'autre interface est en compression. Nous pouvons voir également, que les valeurs de K_{II} aux deux interfaces (os et implant) sont les plus importantes. Nous pouvons dire que les interfaces soutiennent la rupture en mode II. Les valeurs plus grandes en mode I sont enregistrés où l'inclinaison de la fissure est 45° .

Dans notre comparaison du facteur d'intensité de contraintes pour les trois cas des positions, dans le ciment acrylique, nous pouvons déduire que, les fissures interfaciales présentes le risque majeur et le plus dangereux quand, la microcavité est située aux interfaces, quand le mode de cisaillement domine, due au transfère de charge au interfaces.

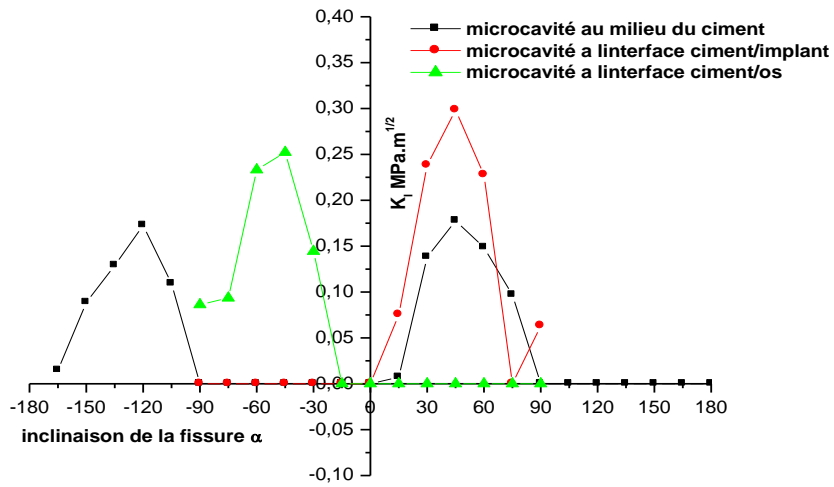


Fig.IV-17 : Variation du FIC K_I en fonction de l'orientation de la

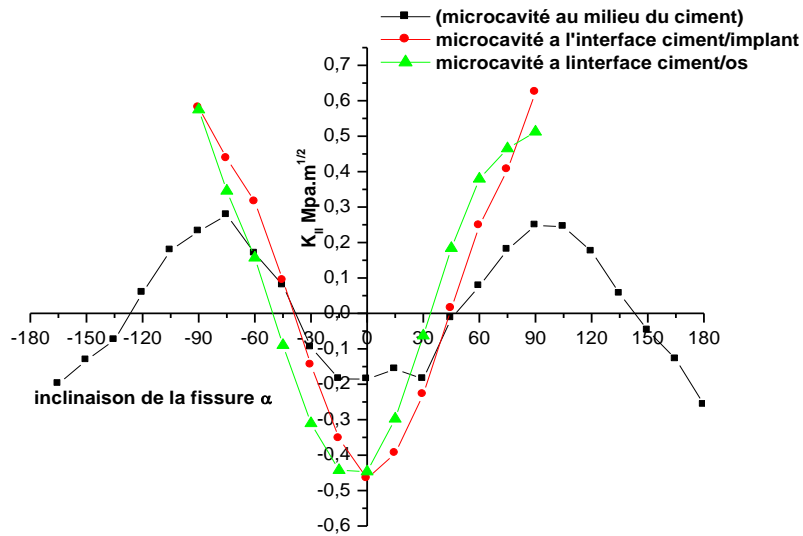


Fig.IV-18 Variation du FIC K_{II} en fonction d'orientation de la fissure pour les différentes positions

IV.4- Conclusion

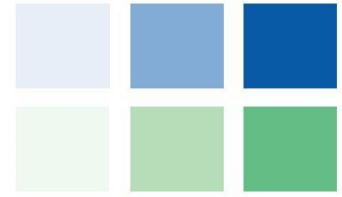
L'objectif premier de cette étude a été accompli ; pour évaluer le facteur d'intensité de contraintes dans les trois zones et les différentes positions du PTH, pour une fissure

émanant d'une microcavité dans le ciment acrylique. On a assumé que la longueur de fissure est constante ($375\mu\text{m}$) ; les conclusions suivantes peuvent être tirés :

Les valeurs des facteurs d'intensité de contraintes en mode I et II dépend de l'orientation de fissure émanant d'une microcavité. La zone distale est la plus dangereuse qui donne des valeurs élevées de FIC en mode d'ouverture et de cisaillement, en présence d'une fissure émanant d'une micro cavité. Dans cette zone pour une fissure verticale le risque d'endommagement par rupture brutale est significatif. En général, les ciments ne résistent pas bien aux efforts de cisaillement.

Le risque de rupture par le mode de cisaillement est plus significatif pour une microcavité située dans la zone distale du ciment orthopédique. La présence d'une microcavité aux deux interfaces (os/ciment et implant/ciment) augmente le risque de descellement de la PTH ; en particulier, dans le cas de la fissure interfaciale.

La présence des interfaces augmente la rupture par mode de cisaillement. Ainsi quand la cavité est située aux deux interfaces dans la zone distale cause un risque maximum de descellement.



Chapitre V

Fissure Emanant d'une Microcavité : Partie Intérieur

V.1 Introduction

Nous avons vu précédemment que le ciment doit remplir deux rôles déterminants :

- le premier est d'assurer une bonne adhérence implant/os ;
- le second est de réduire le transfert de charge implant/os par absorption de contraintes.

Pour compléter cette analyse, nous avons analysé l'effet de l'orientation de la fissure, initiée d'une microcavité dans le ciment pour la partie intérieure de la PTH.

L'objectif de cette analyse est de déterminer l'orientation critique de fissure émanant d'une microcavité pouvant conduire à une rupture catastrophique de la prothèse. La fissure est d'une taille constante $a = 375\mu\text{m}$ amorcée d'une microcavité dans le ciment.

Notre étude est consacrée pour analyser l'effet de l'orientation de la fissure pour les différentes zones (proximales, médiane et distale) et différentes positions (au milieu du ciment, à l'interface du ciment/implant et ciment/os) dans la partie intérieure de la PTH.

La fissure est inclinée d'un angle « α » par rapport à l'axe du chargement, est en fait varié l'orientation d'un pas de 15° autour de son centre d'équilibre comme l'indique la figure (V-1).

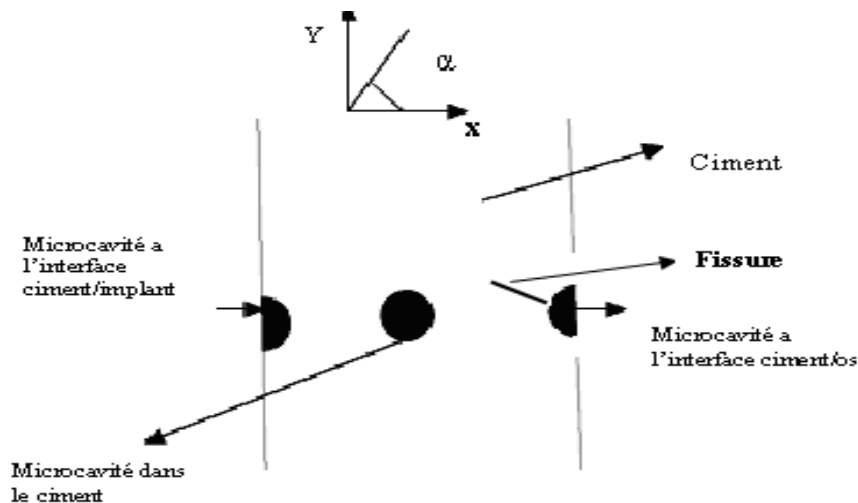


Fig.V-1 : Différent positions de la microcavité

V.2 - Résultats et discussions

Pour une meilleure analyse de l'effet de l'orientation de la fissure initiée d'une microcavité dans le ciment, nous avons étudié cet effet dans les différentes positions et zones de

l'implant fémoral dans la partie intérieure. Le pas d'angles d'inclinaison est de 15 degré sur la la circonférence de microcavité, en comparons la variation de facteur d'intensité de contrainte K_I et K_{II} engendrés au front des fissures.

V.2.1 - Fissure émanant d'une microcavité à l'interface ciment/os

Nous avons représenté sur les figures V-2 et V-3 respectivement, la variation du facteur d'intensité de contraintes en modes I et II en tête de la fissure en fonction de son angle d'inclinaison « α », on note que la microcavité existe a l'interface ciment/os.

Nous remarquons qu'en mode I (figureV-2), le facteur d'intensité de contraintes est positive lorsque la fissure s'oriente entre $[0^\circ$ et $-90^\circ]$ par rapport a l'axe de l'implant fémoral pour les zones distale et médiane et, dans l'intervalle $[0^\circ$ a $90^\circ]$ pour une microcavité dans la zone proximale. Donc en peut déduire que les zones ne sont pas sollicitées à la fois de la même mode de chargement (compression et traction). Les valeurs les plus élevées sont enregistrées dans la zone distale. La fissure conduite aux valeurs maximales lorsque, elle est orientée par -45° .

Nos résultats montrent clairement qu'une fissure orientée perpendiculairement à l'axe des sollicitations mécaniques (axe de la prothèse), peut se propager plus facilement par ouverture de ses lèvres comparativement aux autres orientations.

Pour le FIC K_{II} (voir la figure V-3), Nos résultats montrent clairement, que les valeurs croit et décrois avec l'inclinaison de l'angle « α » de la fissure. Les valeurs sont positives (ouverture des lèvres de fissure) et négatives (cisaillement), ces dernier sont négatives lorsque la fissure tend entre $[-45^\circ$ et $45^\circ]$ par rapport à l'axe de la prothèse et négatives entre $[-90^\circ$, $-45^\circ]$ et $[45^\circ$ et $90^\circ]$. Cette position correspond à une tendance nulle de ce paramètre au orientation -45° et $+45^\circ$.

Etant donné que la fissure tourne autour de son centre de gravité, les orientations correspondant aux angles zéro (0°), (90°) et (-90°) degrés conduisent a un risque élevé de croissance de la fissure pouvant provoquer une décohésion de l'adhérence implant/os. On peut dire que l'interface os/ciment favorise la propagation de la fissure en mode I et II.

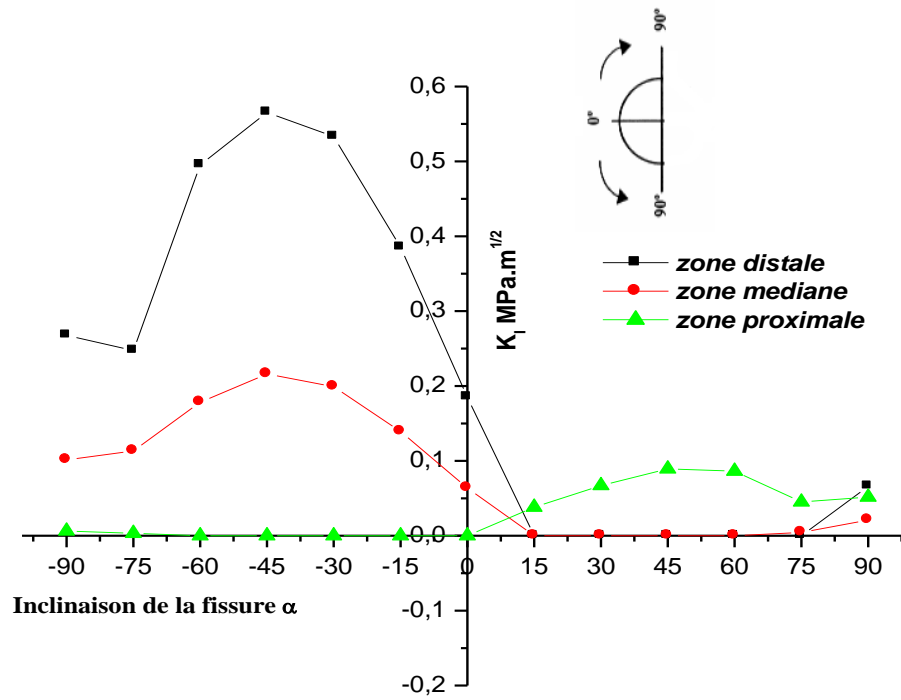


Fig.V-2: Variation du FIC K_I en fonction d'angle de la fissure à l'interface ciment/os

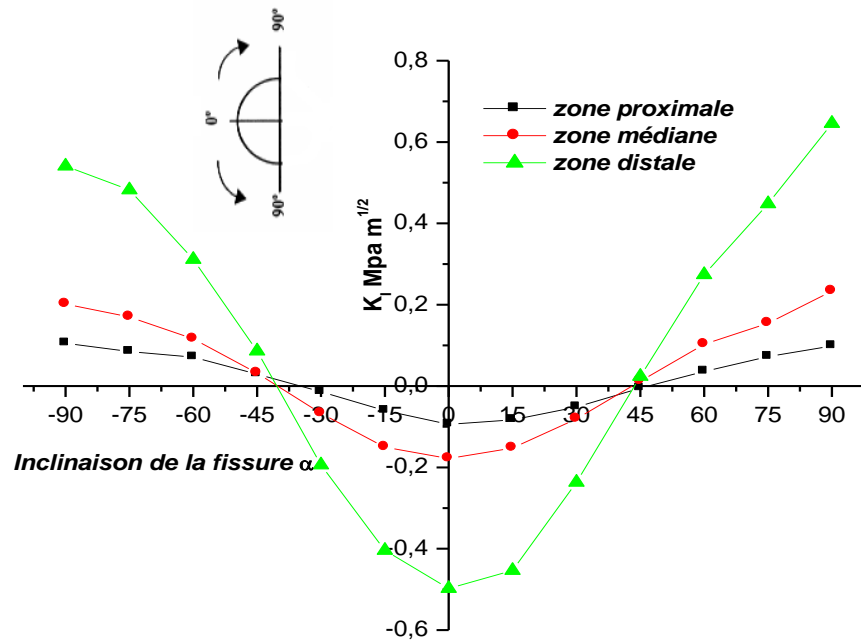


Fig.V-3 : variation du FIC K_{II} en fonction de l'orientation de fissure

IV.2.2 - Fissure émanant d'une microcavité à l'interface ciment/implant

Les résultats obtenus à partir de cette analyse sont illustrés sur les figures V-4 et V-5. Ces dernières montrent respectivement la variation du facteur d'intensité de contraintes en modes I et II de la fissure initiée d'une microcavité à l'interface ciment/implant de la partie intérieur, en fonction de son orientation « α ».

D'après la figure V-4, nous remarquons que le facteur d'intensité de contraintes en mode d'ouverture est positif entre 0° et 90° dans les zones distale et médiane et $[0^\circ$ et $-90^\circ]$ pour la zone proximale. Contrairement pour le cas d'une microcavité à l'interface os/ciment ; ce qui indique, que lorsque une interface est en compression l'autre et sous un chargement de tension. Les autres résultats du FIC d'orientation de la fissure donnent des valeurs nulles. Les valeurs maximales correspondent aux fissures orientées par -45° et 45° et la zone distale représente la zone la plus critique d'une éventuelle propagation de fissure en mode I.

La figure V-5 illustre le FIC K_{II} en fonction d'angle d'orientation de la fissure. Le comportement en rupture du ciment en mode II (fig.IV-5), caractérisé par le facteur d'intensité de contraintes diffère de celui en mode I (figure V-4). En effet, les valeurs du FIC K_{II} sont négatives et positives. Les valeurs sont positives pour les orientations de fissures comprises entre $[-90^\circ, -45^\circ]$ et $[45^\circ, 90^\circ]$, et sont négatives entre $[-45^\circ, 45^\circ]$. La zone distale présente les valeurs les plus élevées du FIC K_{II} .

En notes aussi que, les fissures existant au niveau des interfaces donnent des valeurs maximales suivant les directions de la fissure 90° et -90° . Nous remarquons également que les valeurs du facteur d'intensité de contraintes obtenues dans cette partie de la prothèse sont plus significatives que celles obtenues dans la partie extérieure.

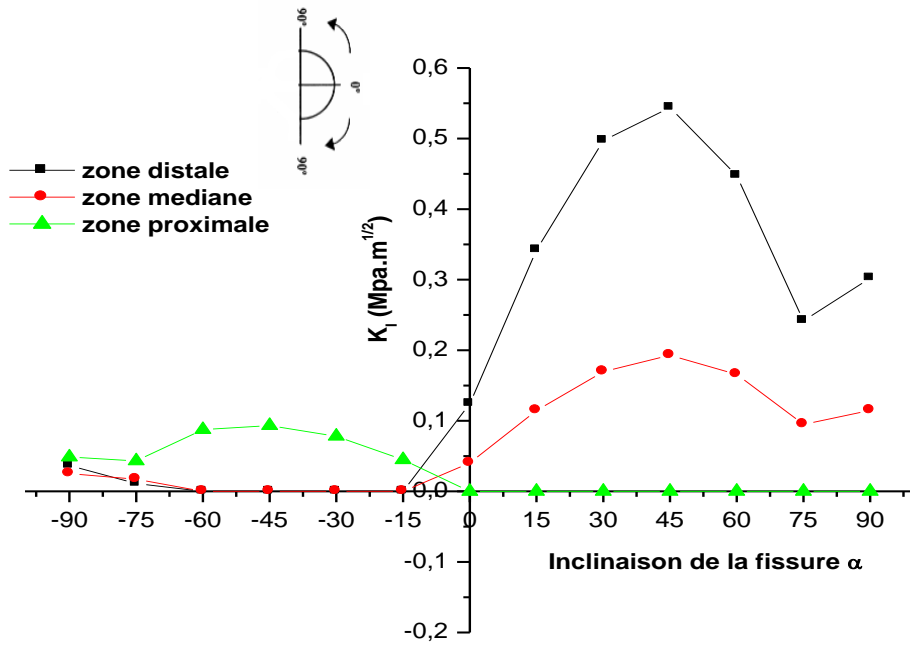


Fig.V-4 : variation du FIC K_I en fonction de l'inclinaison de la fissure

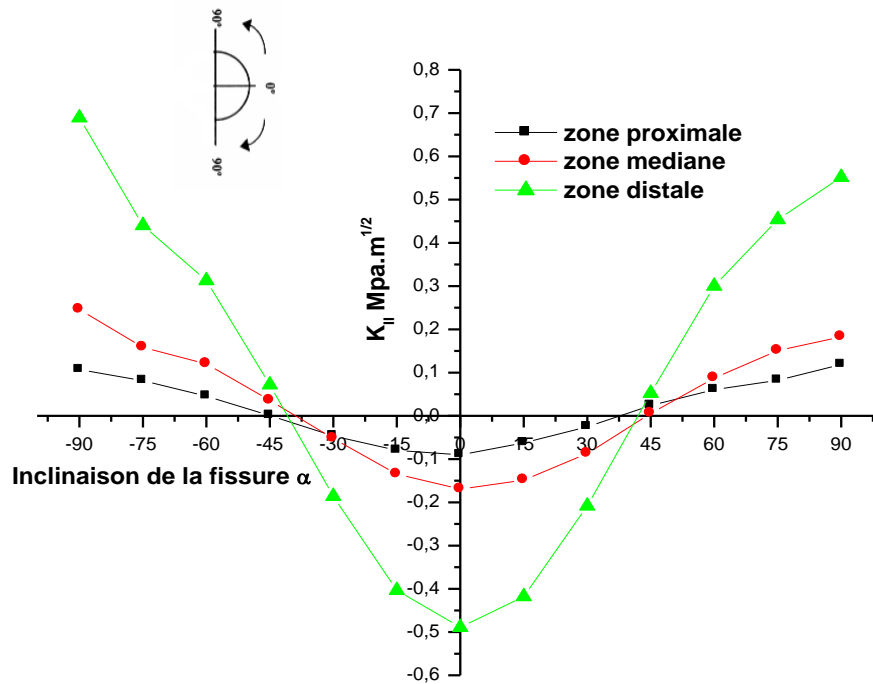


Fig.V-5: Variation du FIC K_{II} en fonction de l'inclinaison de la fissure.

V.2.3 - Fissure émanant d'une microcavité au milieu du ciment

Les résultats obtenus sont illustrés sur les figures V-6 et V-7. Ces dernières montrent la variation du facteur d'intensité de contraintes en mode I (K_I) et mode II (K_{II}) en fonction de l'inclinaison de la fissure dans les trois positions (proximale, médiale et distale) de la partie intérieure de la prothèse totale de hanche.

Ainsi, en fonction de cette inclinaison, le facteur d'intensité de contraintes en mode I prend des valeurs positive et nulle quelle que soit cette position du microcavité. Une orientation de la fissure qui varie entre $[30^\circ \text{ à } 90^\circ]$ et de $[-90^\circ \text{ à } 0^\circ]$ conduit à des valeurs positives de ce facteur, ceci explique que la fissure est en tension.

Les autres intervalles donnent des facteurs d'intensité de contraintes nulle. Ce facteur atteint une valeur maximale quand la fissure est inclinée respectivement à 45° et -135° , pour les trois zones. Nos résultats montrent que, le facteur d'intensité de contraintes s'annule pour des angles d'inclinaison de la fissure 30° et -150° et ce indépendamment de la posture du patient.

Ce comportement peut s'expliquer par la nature du champ de contraintes induites dans le ciment de la microcavité. Ce comportement montre que sous l'effet de ce champ et en fonction de son angle d'orientation, la fissure s'ouvre ou se ferme. Ceux des contraintes de tension provoquent son ouverture et les contraintes de compression conduisent à sa fermeture. Cependant, le risque de propagation est nettement plus élevé quand la microcavité se situe dans la position distale. Pour une fissure inclinée à 45° et -135° le risque de rupture brutale par ouverture semble probable.

Le même comportement est observé pour le facteur d'intensité de contraintes en mode II. Ce dernier est négatif, s'annule puis devient positif (maximal), en fonction de l'orientation de la fissure initiée dans la cavité. Ce maximum est obtenu pour une orientation de la fissure de 75° et -105° .

On constate aussi que les valeurs du facteur d'intensité de contrainte en mode II (K_{II}) les plus importantes sont notées dans la zone distale. Dans cette zone, pour une fissure verticale, le risque d'endommagement par rupture brutale est important.

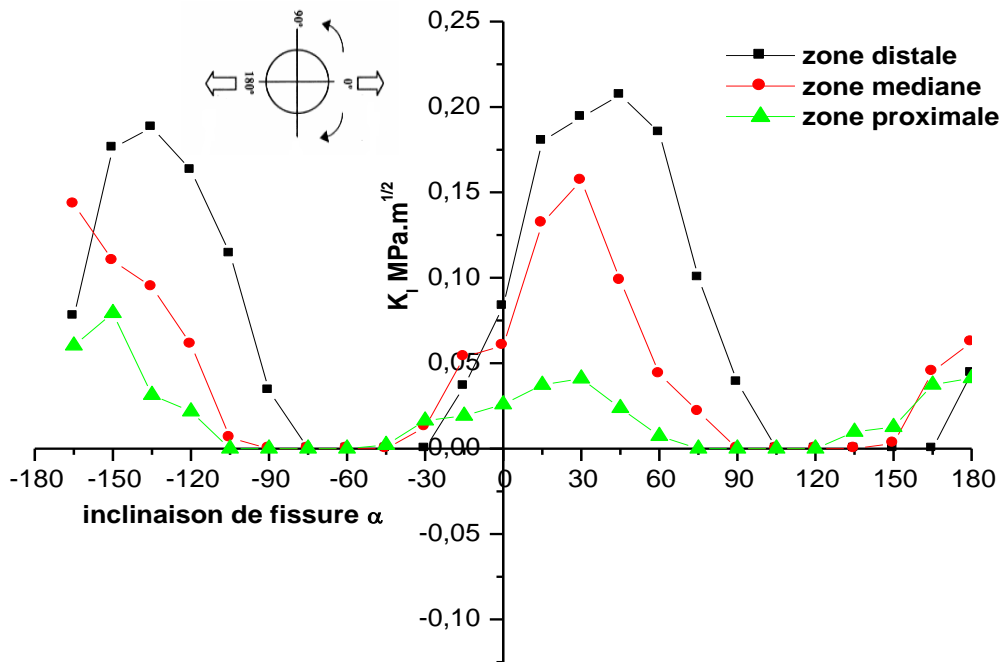


Fig.V-6 : Variation du FIC en mode I en fonction de la position de la fissure

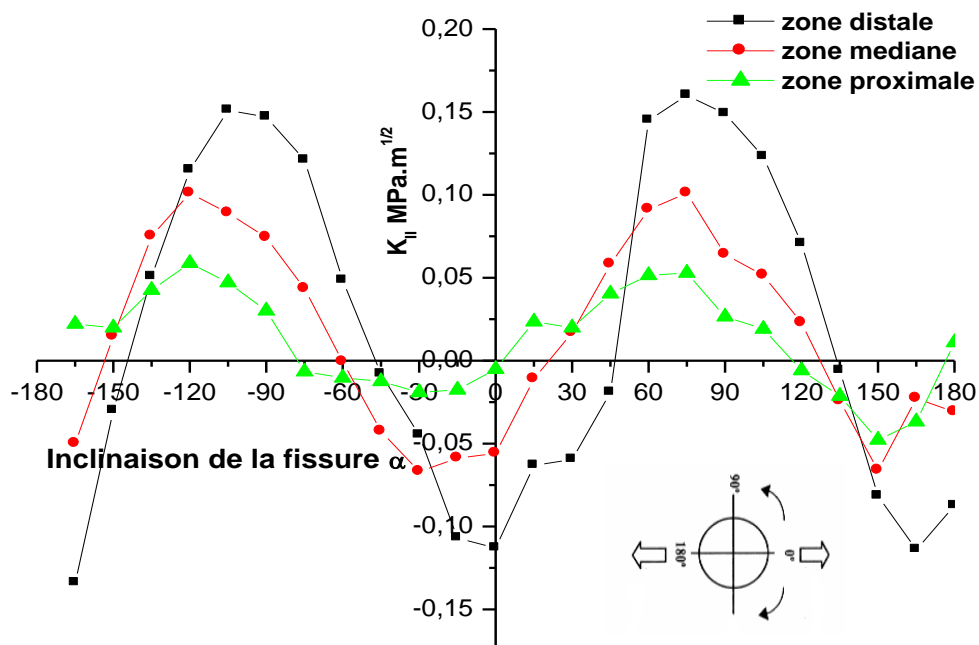


Fig.V-7 : Variation du FIC en mode II en fonction de la position de la fissure

V.2.4 - Effet de la position de la microcavité

Afin de mieux analyser les résultats obtenus, en procure de comparer basent sur la variation du FIC K_I et K_{II} avec l'orientation de la fissure par rapport à l'axe de l'implant fémoral. La comparaison a été faite pour les trois probables positions de la microcavité (au deux interfaces ciment/implant, ciment/os et au milieu de ciment) pour chaque zone d'implant fémoral.

a - Zone proximale

Les figures V-8 et V-9 présentent la variation du facteur d'intensité de contraintes en mode I et II d'une fissure, amorcée dans les trois positions de la partie intérieure du ciment en fonction de son orientation.

Dans cette analyse, en va faire une comparaison des résultats dans la partie proximale, les valeurs maximale obtenues en mode I sont $0.089 \text{ MPa.m}^{1/2}$ (interface os/ciment) et $0.093 \text{ MPa.m}^{1/2}$ (interface implant/ciment); ils montrent que les fissure émanant d'une microcavité situé au deux interfaces sont les plus dangereux pour les risques de propagation de fissure et, par conséquent, le descellement du PTH.

Le même comportement est observé pour le mode de cisaillement figure V-9. Nos résultats permettent de dire qu'en mode II, la partie intérieure de la zone proximale constitue un lieu privilégié d'amorçage et de propagation de fissure. Cette zone de la prothèse est siège de concentrations de contraintes, caractérisée par des facteurs d'intensité de contraintes élevés en mode II, forme une zone dangereuse pouvant entraîner la ruine instantanée de la structure.

Quand la fissure s'oriente par -90° et 90° pour une microcavité existant au deux interfaces os/ciment et implant/ ciment conduit aux mêmes évolutions du FIC. Ceci permet d'expliquer que les deux têtes de la fissure conduisent pratiquement aux mêmes valeurs du facteur d'intensité de contraintes, ils sont les plus élevés. Dans ce cas (fissure interfaciale) le mode de cisaillement domine (mode II).

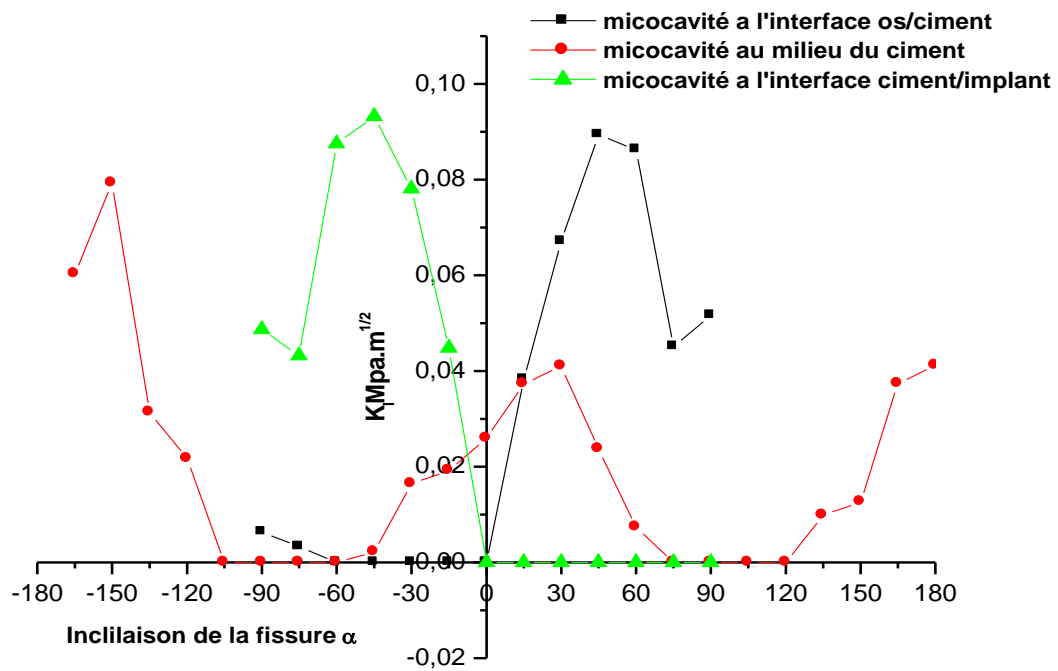


Fig.V-8 : Variation du FIC en mode I en fonction de la position de la fissure

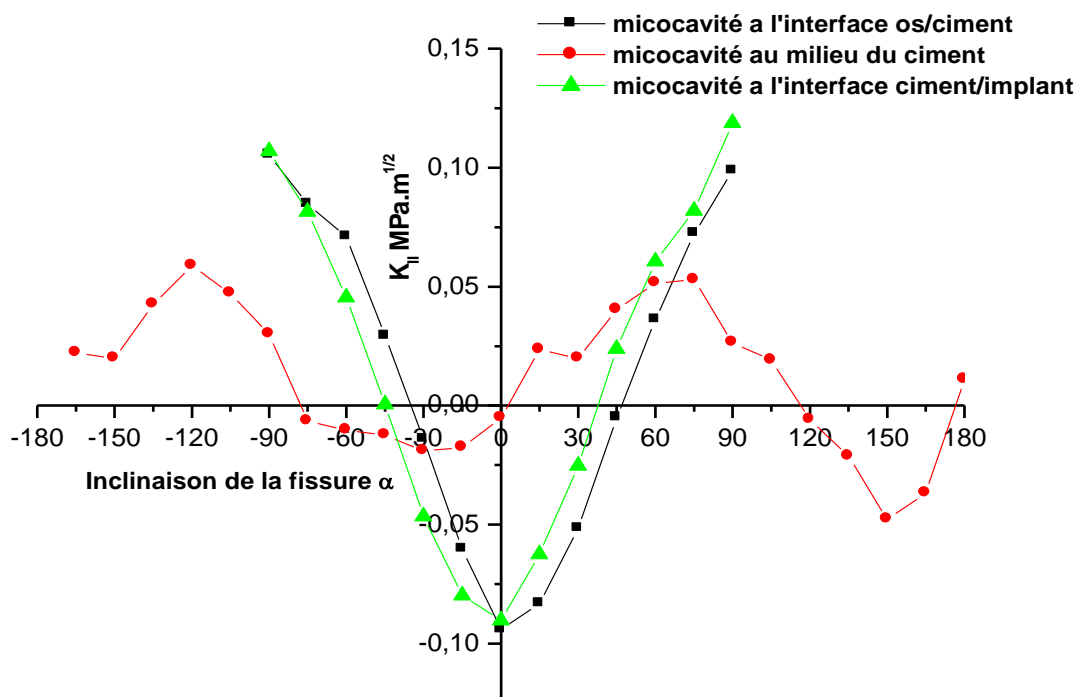


Fig.V-9 : Variation du FIC en mode II en fonction de l'orientation de la fissure

b - Zone médiane

Les résultats ainsi obtenus sont illustrés sur les figures (V-10 et V-11). Ces dernières représentent respectivement la variation du facteur d'intensité de contraintes en modes I et II des pointes de la fissure émanant d'une microcavité en fonction de son angle d'orientation.

En effet, la variation du facteur d'intensité de contraintes en fonction de l'angle de rotation de la fissure est quasiment périodique. Le facteur d'intensité de contraintes peut prendre des valeurs positives, nulles ou négatives et ce quel que soit le mode de propagation de la fissure (I ou II).

En mode I, les valeurs négatives du facteur d'intensité de contraintes montrent que les têtes de la fissure se trouvent dans un champ de contraintes de compression et les valeurs positives dans celui des contraintes de tension (figure V-9). D'après cette figure, nous constatons que l'intensité maximale du facteur d'intensité de contraintes est obtenue pour une orientation perpendiculaire de la fissure par rapport à l'axe de la prothèse.

Les valeurs négatives des facteurs d'intensité de contraintes en modes I et II sont dues au champ de contraintes de compression exercées dans cette zone de la structure. Rappelons qu'une étude a montré que cette zone est fortement sollicitée en compression [17].

Les contraintes les plus intenses sont localisées dans cette zone. Ceci permet d'expliquer les valeurs élevées du facteur d'intensité de contraintes, obtenues en modes I et II dans cette région. La durée de vie d'une prothèse totale de hanche dépend donc du comportement en rupture du ciment de cette zone.

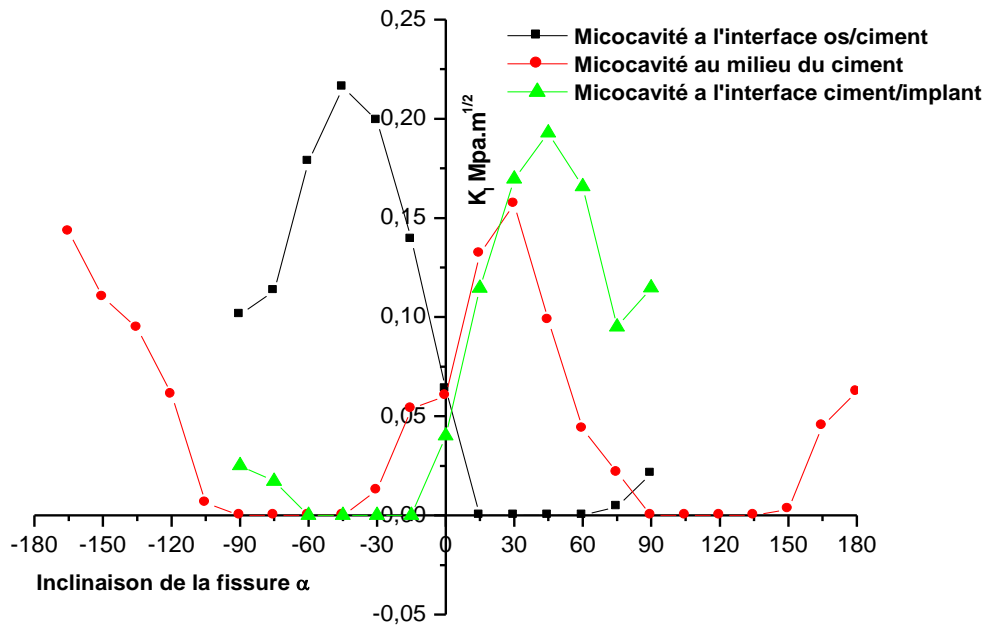


Fig.V-10 : Variation du SIF K_I en fonction d'angle de fissure

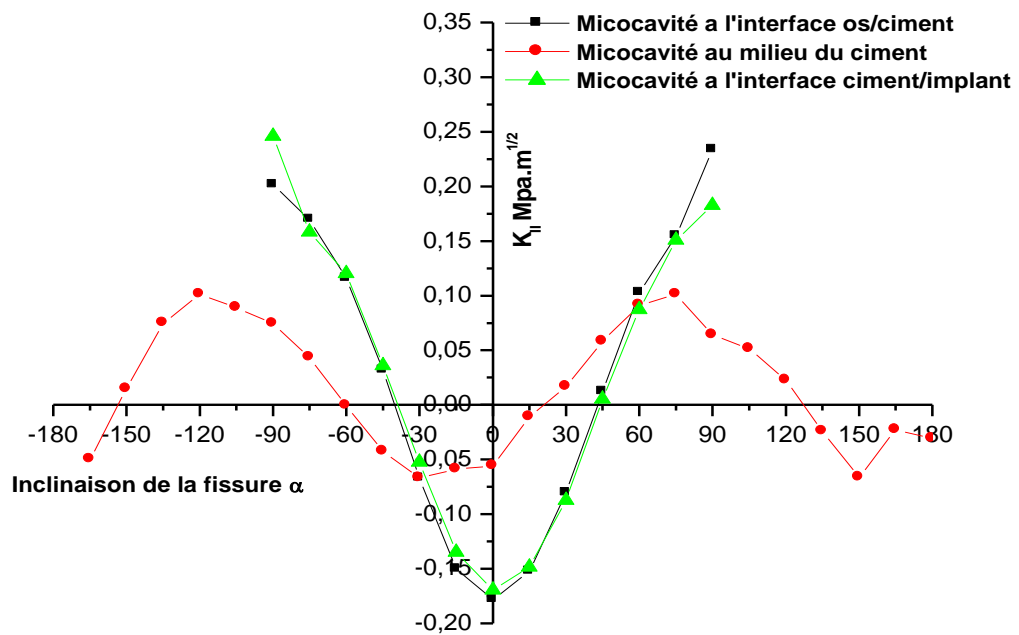


Fig.V-11 : Variation du FIC K_{II} en fonction d'angle de la fissure

c. Zone distale

Les figures V-12 et V-13 représentent la variation du FIC K_I et K_{II} en fonction de l'angle α pour les différentes positions du microcavité. Les résultats numériques du FIC K_I montrent que, les fissures émanant d'une microcavité aux deux interfaces sont les plus dominantes (os/ciment et implant/ciment) ; les valeurs d'orientations à $\pm 45^\circ$ (pour les deux interfaces) sont les plus élevées (0.56 et $0.54 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$), le transfert des charges aux interfaces est maximale.

La présence de fissures interfaciales dans la partie extérieure de l'implant fémoral de la prothèse totale de hanche du point de vue mécanique est dommageable puisque celles-ci peuvent provoquer le descellement de la prothèse.

Le même comportement est observé pour le mode de cisaillement, les fissures initiées d'une microcavité localisée aux deux interfaces donnent les valeurs maximales du FIC K_{II} (0.68 et $0.64 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$), Ceci montre clairement qu'une fissure peut se propager aisément et conduire à l'endommagement de l'implant fémoral.

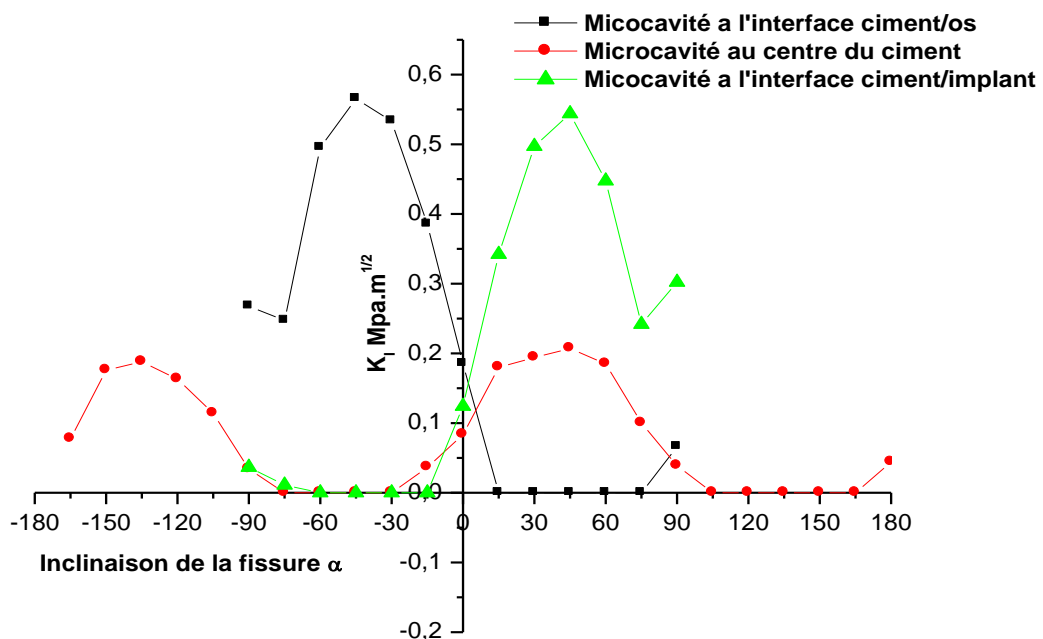


Fig. V-12 : Variation du FIC K_I en fonction d'angle de fissure pour différentes positions de la microcavité

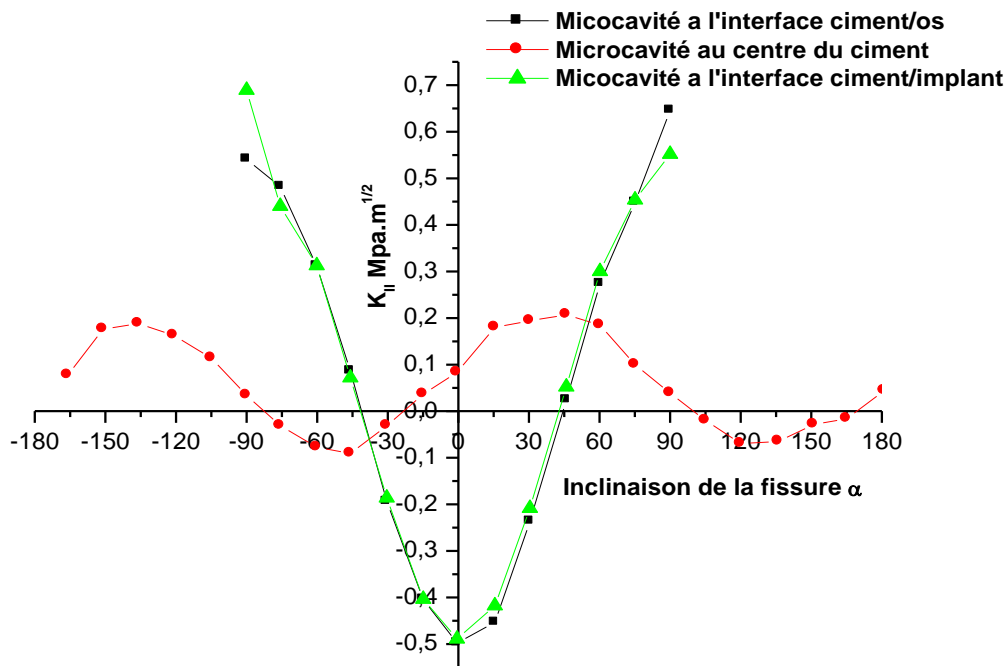


Fig.V-13 : Variation du FIC en mode II en fonction de la position de la fissure

V-3 Comparaison des FIC des deux parties d'implant fémorale

Pour une analyse plus approfondie du comportement en rupture du ciment des deux parties intérieure et extérieure de la prothèse, nous avons représenté sur les tableaux V-1, V-2, V-3, une comparaison les pics des facteurs d'intensité de contraintes K_I et K_{II} pour les différentes zones et positions.

D'après les résultats, dans la partie intérieure dans la zone distale sont intensivement localisées et donnent les valeurs les plus élevées ce qui mène à une forte cinétique de croissance de telles fissures et au descellement de la cohésion os/implant.

Les FIC K_I et K_{II} des fissures dans les deux parties sont affectées par l'inclinaison mais sont beaucoup plus intenses dans la partie intérieure. La zone distale possède les valeurs critiques en cisaillement et ouvertures dans le cas d'une fissure interraciales, autrement dit, la décohésion du implant/ ciment et ciment/os interfaces et les valeurs sont les suivantes respectivement (0.689 et 0.645 MPa.m^{1/2}).

	SIF K_I (MPa.m ^{1/2})		SIF K_{II} (MPa.m ^{1/2})	
	Partie extérieure	Partie intérieure	Partie extérieure	Partie intérieure
Microcavité a l'interface Ciment/Os	0.099	0.089	0.115	0.106
Microcavité a l'interface Implant/Ciment	0.094	0.093	0.118	0.118
Microcavité dans le Ciment	0.177	0.044	0.103	0.058

Tableaux V-1 : Comparaison des deux parties pour la zone proximale

	SIF K_I (MPa.m ^{1/2})		SIF K_{II} (MPa.m ^{1/2})	
	Partie extérieure	Partie intérieure	Partie extérieure	Partie intérieure
Microcavité a l'interface Ciment/Os	0.12	0.215	0.182	0.246
Microcavité a l'interface Implant/Ciment	0.123	0.192	0.574	0.645
Microcavité dans le Ciment	0.12	0.157	0.182	0.101

Tableaux V-2 : Comparaison des deux parties pour la zone médiane

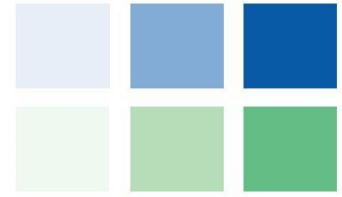
	SIF K_I (MPa.m ^{1/2})		SIF K_{II} (MPa.m ^{1/2})	
	Partie extérieure	Partie intérieure	Partie extérieure	Partie intérieure
Microcavité a l'interface ciment/os	0.252	0.565	0.578	0.645
Microcavité a l'interface implant/Ciment	0.298	0.543	0.623	0.689
Microcavité dans le ciment	0.177	0.07	0.277	0.151

Tableaux V-3 : Comparaison des deux parties pour la zone distale

V.4 - Conclusion

Notre étude a montré qu'une fissure initiée dans la partie intérieure du ciment des trois zones peut se propager à la fois par ouverture et par cisaillement de ses lèvres ; c'est-à-dire en modes I et II. Le comportement en rupture de la zone distale présente un risque majeur pour le descellement de l'implant fémoral en mode mixte (I+II).

Une fissure initiée d'une microcavité dans la partie intérieure B en mode II de la zone distale est le cas critique de fracture du PTH.



Chapitre VI

Comportement en Rupture Interfaciale : Cas du Disque Brésilien

VI.1 - Introduction

La résistance mécanique des interfaces entre deux matériaux différents constitue un problème critique, tant d'un point de vue fondamental que d'un point de vue appliqué. De fait, la décohésion interfaciale est un mécanisme fréquent de défaillance des composants multi matériaux ou des pièces revêtues, d'usage de plus en plus courant dans les technologies avancées actuelles. Un certain nombre de considérations générales sont exposées sur les phénomènes de décohésion et la mécanique de la rupture interfaciale, dans l'objectif d'en déduire les critères qui assurent une validité optimale aux résultats des essais mécaniques de mesure d'adhérence. Parmi les techniques expérimentales existantes, l'accent est mis sur celles qui permettent une détermination fiable de l'énergie de rupture interfaciale.

Pour pouvoir utiliser raisonnablement les matériaux de restauration ou prothétiques en clinique, il est essentiel de déterminer les conditions de déformation et de rupture des matériaux. Afin de caractériser le comportement mécanique d'un ou de plusieurs matériaux soumis à des forces extérieures qui engendrent des contraintes et des déformations, on a recours à un certain nombre d'essais mécaniques.

La stabilité à long terme des prothèses des hanches cimentées de hanche dépend en critique de l'intégrité durable du lien entre l'os et le ciment orthopédique. Par convention, la force de liaison du l'os/ciment/implant est obtenue par les essais mécaniques qui tendent à produire une grande variabilité entre les spécimens et les méthodes d'essai. L'intégrité durable du lien entre l'os et le ciment orthopédique est d'importance critique pour le succès des remplacements communs cimentés. L'échec en retard en l'absence de l'infection, connue sous le nom de « le descellement aseptique », est souvent associé aux échecs mécaniques de l'interface ciment/os [221, 222] dans les prothèses cimentées. Les facteurs biologiques et mécaniques multiples peuvent être responsables de descellement aseptique, bien que le déclenchement des échecs pendant l'opération d'implant de période puisse jaillir soit mécanique [223, 224].

Le processus de descellement d'une ATH cimentée débute par le descellement de l'interface ciment/implant [124, 130]. Ce descellement se produit lorsque les contraintes à l'interface atteignent la résistance en tension et en cisaillement en statique ou en fatigue de l'interface ciment/implant [132]. Le descellement de cette interface se fait progressivement

dans le temps et non de manière immédiate [132]. Selon les auteurs le ciment se fissure dû à la grande différence entre les modules de Young à l'interface ciment/implant ainsi qu'à la fragilité du ciment lorsqu'il est soumis à un chargement mécanique.

VI.2 - Fissure dans le plan de l'interface

VI.2.1 - Aspect des contraintes

Quand les deux matières sont considérées comme élastique, homogène et isotopique avec des modules du cisaillement μ_1 et μ_2 , les coefficients de Poisson ν_1 et ν_2 et les modules d'Young E_1 et E_2 , respectivement, les études réalisées sur des fissures ont montré que, dans le cas de deux matériaux isotropes, la singularité du champ de contraintes en pointe de fissure reste d'ordre $\frac{1}{2}$, comme c'était le cas pour un matériau homogène.

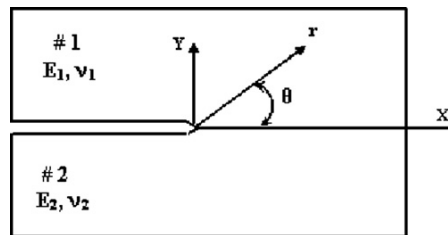


Fig. VI-1 : Fissure interfaciale

Le champ des contraintes dépend des deux paramètres de Dundurs de la divergence élastiques. **Dundurs** [225] à observé que le champ de contraintes dans un bimatériaux, plan formé de deux constituants élastiques isotropes dépend de ces deux combinaisons non dimensionnelles du module élastique, « α » et sur le paramètre « β » :

$$\alpha = \frac{\mu_1(\chi_2+1) - \mu_2(\chi_1+1)}{\mu_1(\chi_2+1) + \mu_2(\chi_1+1)} = \frac{E_1' - E_2'}{E_1' + E_2'} \quad \text{VI.1}$$

$$\beta = \frac{\mu_1(\chi_2-1) - \mu_2(\chi_1-1)}{\mu_1(\chi_2+1) + \mu_2(\chi_1+1)} = \frac{1}{2} \frac{\mu_1(1-2\nu_2) - \mu_2(1-2\nu_1)}{\mu_1(1-\nu_2) + \mu_2(1-\nu_1)} \quad \text{VI.2}$$

Avec :

$$\begin{cases} \chi_j = \frac{3 - \nu_j}{1 + \nu_j} & \text{En contrainte plane} \\ \chi_j = 3 - 4\nu_j & \text{En déformation plane} \end{cases}$$

$$\begin{cases} E'_j = E_j & \text{En contrainte plane} \\ E'_j = E_j / (1 - \nu_j^2) & \text{En déformation plane} \end{cases}$$

La figure (VI-2) représente un parallélogramme [226] des différents couples :

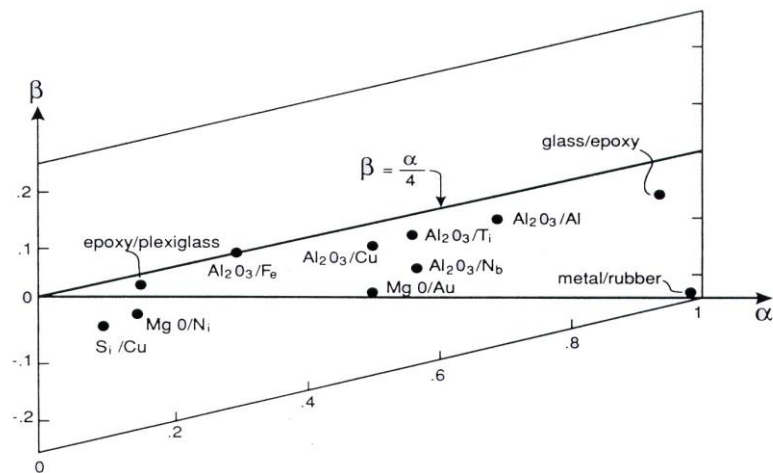


Fig. VI-2 : Valeurs admissibles des paramètres de **Dundurs** pour quelques couples

Dans le cas d'un matériau homogène les deux paramètres sont nuls ($\alpha = \beta = 0$), et à la présence d'un constituant très rigide en a $\alpha = \pm 1$, quand les matériaux 1 et 2 sont inversés (1 situé en $y < 0$ et 2 situé en $y > 0$); α et β changent de signe en conservant leur valeur absolue. On obtient des plus fortes valeurs de α dans le cas de couple métal/céramique ($\alpha = 0,8 - 0,9$) [226, 227].

Dans cette partie d'analyse, on va étudier une fissure interfaciale effectuée sur le modèle du disque brésilien soumis à un chargement de compression, cette étude porte sur l'influence de plusieurs paramètres tel que : l'orientation de l'interface par rapport au chargement appliqué, les propriétés mécaniques des matériaux, et la magnitude du chargement, et cela pour déterminer les facteurs d'intensité de contraintes en mode I et mode II et leur résistance pour une propagation de fissure interfaciale.

VI.2.3 - Mode mixte

Pratiquement, la rupture des matériaux fragiles intervient toujours en mode I, tandis que la rupture interfaciale des bimatériaux est consécutive dans la plus part des cas à un mode mixte compte tenu notamment de la différence entre les propriétés élastique des matériaux. Ce mode de rupture réunit le mode I (ouverture) et le mode II (cisaillement).

Dans un tel mode, les contraintes normales et des cisaillements agissent simultanément à l'avant du front de fissure induisant du déplacement, à la fois en ouverture et en cisaillement, des deux faces de la fissure derrière le front.

Des études récentes ont montré que c'est la proportion de déplacement en cisaillement qui détermine le processus de rupture [241]. Elle agit d'une part sur l'énergie de rupture et d'autre part sur le choix du milieu de propagation de la fissure [242]. Le terme « ψ » [243] mesure la proportion de sollicitations en ouverture et en cisaillement dans le milieu proche du front de fissure interfaciale.

Il est défini comme :

$$\psi = \arctan\left(\frac{K_I}{K_{II}}\right) \quad \text{VI.3}$$

Avec :

K_I : facteur d'intensité des contraintes en ouverture ;

K_{II} : facteur d'intensité des contraintes en cisaillement ;

Les valeurs de ψ sont comprises entre : $-\frac{\pi}{2}$ et $\frac{\pi}{2}$:

- pour $\psi = -\frac{\pi}{2}$ et $\frac{\pi}{2}$, la propagation de la fissure est induite par le mode II pur (cisaillement) ;
- pour $\psi = 0$, la fissure se propage en mode d'ouverture, mode I ;
- pour $0 < \psi < \frac{\pi}{2}$ et $0 > \psi > -\frac{\pi}{2}$, le processus de propagation est mixte.

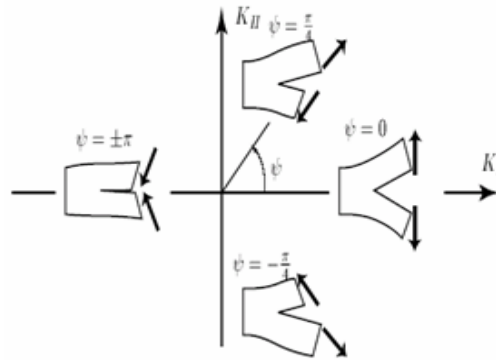


Fig. VI-3 : Le paramètre de mixité modale ψ , définit l'importance respective des modes I et II à la pointe d'une fissure.

Le paramètre ψ est défini comme la phase dans le plan $(K_I ; K_{II})$ mesurée dans l'intervalle $[-\pi, \pi]$. Il est appelé paramètre de mixité et mesure l'importance relative des modes I et II, à la pointe de la fissure (figure VI-3), La rupture dans un milieu homogène correspondrait à K_{II} et ψ égale à 0.

VI-2.4 - Concept énergétique

VI-2.4.1 - Taux de restitution d'énergie

La raison pour laquelle, le taux de restitution d'énergie G est utilisé habituellement pour modeler le processus de la rupture et qu'il est proportionnel à la somme des valeurs carrées du facteur d'intensité des contraintes généralisée [244-245], car dans une fissure interfaciale le mode I et II coexistent à la pointe de fissure, et l'énergie s'écrit :

$$G = \frac{\left(\frac{1-\nu_1}{\mu_1} + \frac{1-\nu_2}{\mu_2} \right) (K_I^2 + K_{II}^2)}{4 \cosh^2(\pi \varepsilon)} + \left(\frac{1}{\mu_1} + \frac{1}{\mu_2} \right) \frac{K_{III}}{4} \quad \text{VI.4}$$

L'énergie est définie dans le cas plan (deux dimensions) à l'aide des modules d'Young par :

$$G = \frac{\frac{1}{E_1} + \frac{1}{E_2}}{2 \cosh^2(\pi \varepsilon)} (K_1^2 + K_2^2) \quad \text{VI.5}$$

VI.3 - Simulations et résultats

VI.3.1 - Modèle géométrique

L'analyse porte sur le comportement d'une fissure amorcée à l'interface implant/ciment et os/ciment en fonction de l'intensité de contrainte en mode I et II pour un implant en titane, le modèle. Un disque du rayon $R=20\text{mm}$ avec une courte fissure centrale d'une longueur « $2a = 4\text{mm}$ » est considéré. L'épaisseur du ciment est de l'ordre de $h=4\text{mm}$, le modèle est soumis à une force de compression uniforme « p » d'un coté et le disque est encastré de l'autre coté (voire figure VI-4).

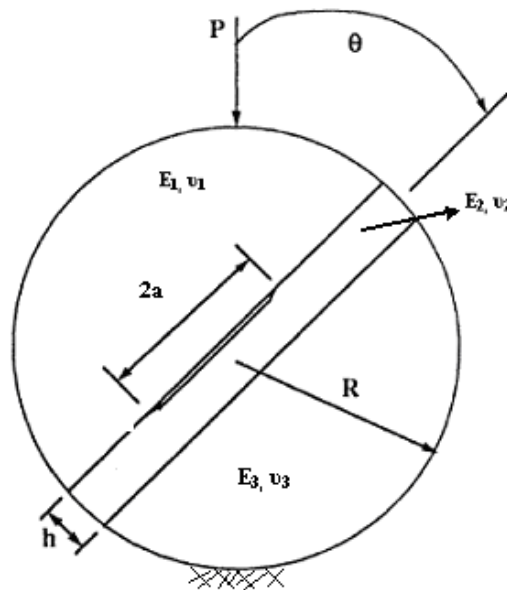


Fig.VI-4 : Modèle géométrique du disque Brésilien

VI.3.2 - Maillage du modèle

La figure (VI.5) présente le maillage de notre modèle du disque brésilien et au front de la fissure, la structure a été modélisée par des éléments isoparamétriques à 8 nœuds, de mailer finement et de façon bien structurée le voisinage de la pointe de fissure. Les éléments

singuliers avec noeud au quart permettent de rendre compte de la singularité d'ordre $\frac{1}{2}$ sur les champs mécaniques en pointe de fissure. pour des raisons simplificatives de la présentation et pour considérer un état des contraintes planes, nous nous limiterons a une étude bidimensionnelle où l'effet de l'aispessaur est négligeable, on suppose que les matériaux ont un comportement elastique linéaire pour notre model de simulation du disque brésilien.

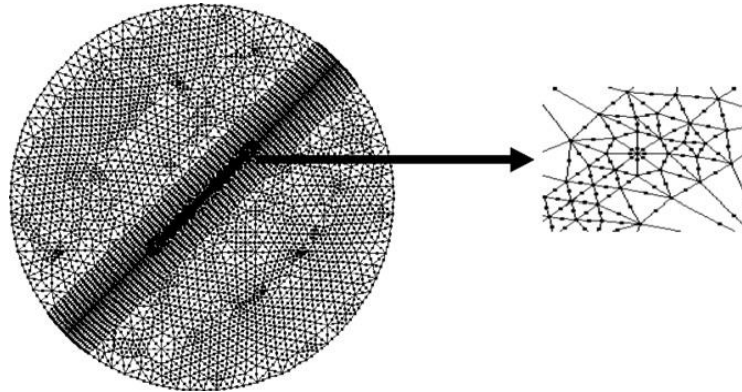


Fig. VI-5 Maillage du model et au front de fissure

VI.3.3 - Résultats et discussions

Les résultats obtenus sont illustrés sur la figure (IV.6), qui nous présente la variation du taux de restitution d'énergie en fonction de la longueur normalisée de la fissure à l'interface « a/r », pour un couple alumine/aluminium. L'effet des différentes orientations de l'interface « θ » est analysé.

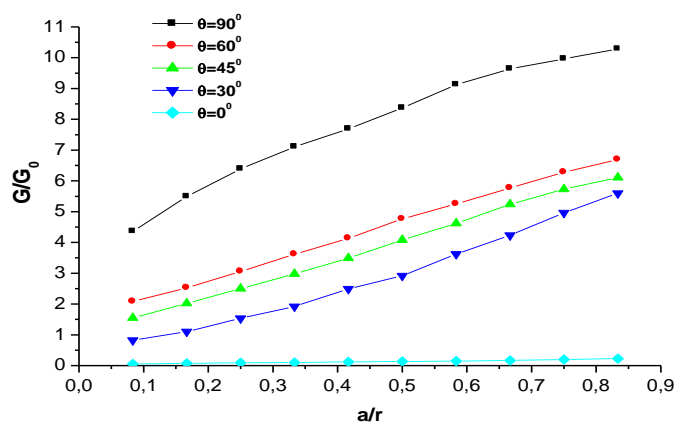


Fig. VI-6 : Variation de l'énergie normalisée en fonction de la propagation de fissure pour différentes orientations de l'interface

Nous constatons que la propagation de la fissure conduit à une augmentation progressive du taux de restitution d'énergie, il peut atteindre des valeurs très importantes dans le cas où l'interface se trouve dans le même plan que la charge appliquée « $\theta=90^\circ$ », vu que le mode I est dominant. Cette énergie diminue au fur et à mesure que l'angle « θ » (l'orientation de l'interface) tend vers zéro, il est à signaler que pour « $\theta=0^\circ$ » l'énergie est minimale, c'est le mode II qui domine, pour des valeurs de « θ » comprises entre 0° et 90° nous avons le mode mixte (I+II).

La figure (VI-7), révèle l'évolution du taux d'énergie en fonction de l'orientation de l'interface, pour différentes longueurs de fissures « a/r », le couple utilisé son rapport est « $E_1/E_2=0.2$ ».

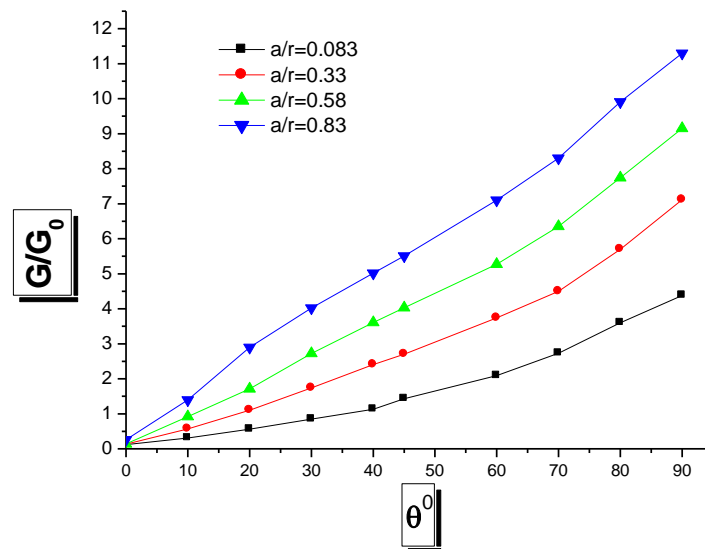


Fig.IV-7 : Variation de l'énergie normalisée en fonction de l'orientation d'interface

Nous constatons que quelque soit la valeur de la longueur de fissure « a/r », le taux de restitution d'énergie augmente avec l'angle d'orientation de l'interface « θ ». Ce taux d'énergie est plus important pour « $a/r=0.83$ », et il diminue avec la longueur de fissure. Ces résultats confirment ceux de la figure précédente. On peut noter que l'orientation de l'interface joue un rôle important sur l'énergie. Pour une interface perpendiculaire au chargement, l'énergie de rupture est minimale, c'est le mode de cisaillement qui domine. Inversement, pour « $\theta = 90^\circ$ », c'est le mode d'ouverture qui domine.

Nous avons analysé également l'effet de taux de restitution d'énergie sur l'angle de mixité « ψ », représenté sur la figure (VI-8), pour un angle d'orientation « $\theta=60^0$ » de l'interface.

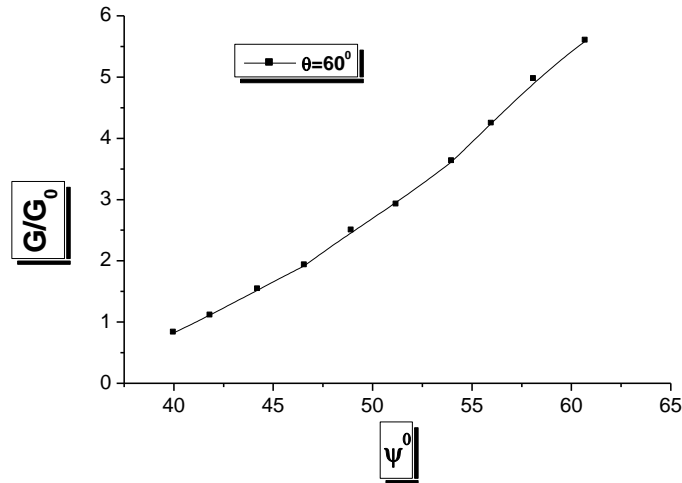


Fig.VI-8 : Variation de l'énergie normalisée en fonction de paramètre de mixité

Nous observons sur la figure que le taux de restitution d'énergie croit avec l'augmentation de l'angle de mixité « ψ », d'où le passage du mode I au mode II.

VI.3.4 - Fissure interfaciale pour un couple (titane/ciment)

a. - Effet du chargement sur le FIC

Le couple étudié dans cette partie est le titane/ciment, on va examiner l'effet de l'orientation d'interface sur l'évolution du FIC K_I et K_{II} au front de fissure interfaciale et cela pour différentes magnitudes de chargement.

- Plan d'Interface à 0 degré

Les figures VI-5 et VI-6 représentent la variation du FIC K_I et K_{II} en fonction de la longueur d'une fissure interfaciale « a », pour différents chargements « P ». En note que l'interface est perpendiculaire au chargement (0 degrés). D'après les résultats numériques, on remarque que la propagation de la fissure se fait en mode mixte (K_I et K_{II}), alors, l'existence d'une interface provoque une coalescence de deux modes, qui sont prédominants dans le processus de fissuration. En plus, le chargement a une influence proportionnelle sur la longueur de la fissure ; les valeurs de K_I et K_{II} augmentent avec la propagation de la fissure « a », le design de la prothèse de la hanche dépend du poids de la passion. En effet,

la propagation de fissure se fait par un mode mixte (ouverture et cisaillement simultanément).

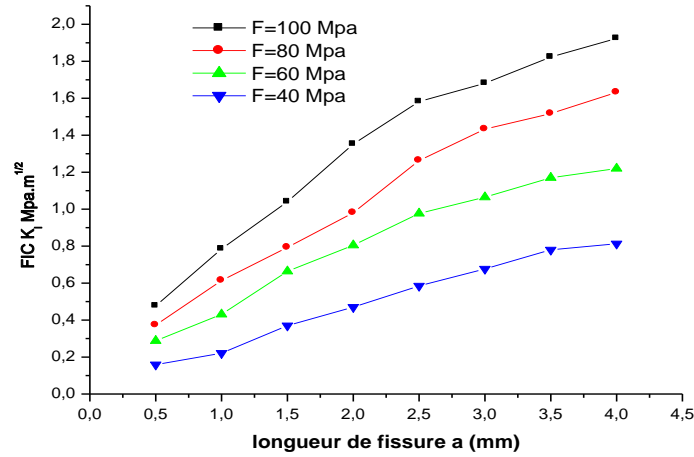


Fig.VI-9 : Variation du K_I en fonction de la longueur de fissure

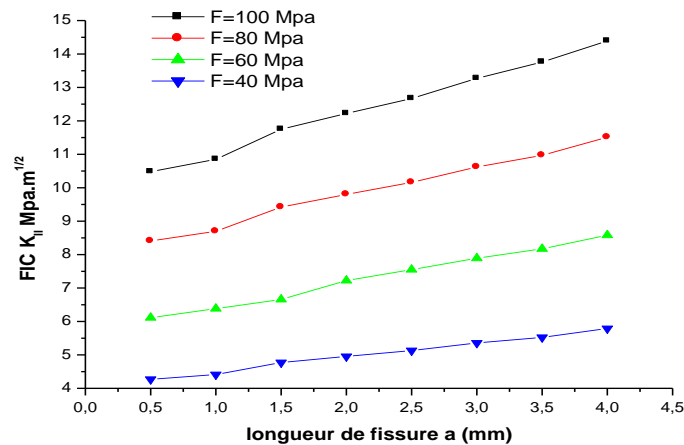


Fig.VI-10 : Variation du K_{II} en fonction de la longueur de fissure

- Plan d'interface à 30 degrés

Dans cette partie, les résultats du FIC K_I et K_{II} en fonction de la longueur de fissure interfaciale sont illustrés sur les figure VI-11 et VI-12 respectivement en mode I et II, les valeurs du FIC sont calculées en front de la fissure. Il est clair que la fissure interfaciale se propage par un mode mixte simultanément. Les valeurs du chargement de compression $F=100$ MPa sont les plus élevées pour les deux modes (ouverture et cisaillement), donc le

poids et un facteur essentiel pour la conception du PTH. En note que, le FIC est proportionnel aux chargements, les valeurs des K_I et K_{II} augmente en même temps avec la propagation de fissure et l'intensité de chargement.

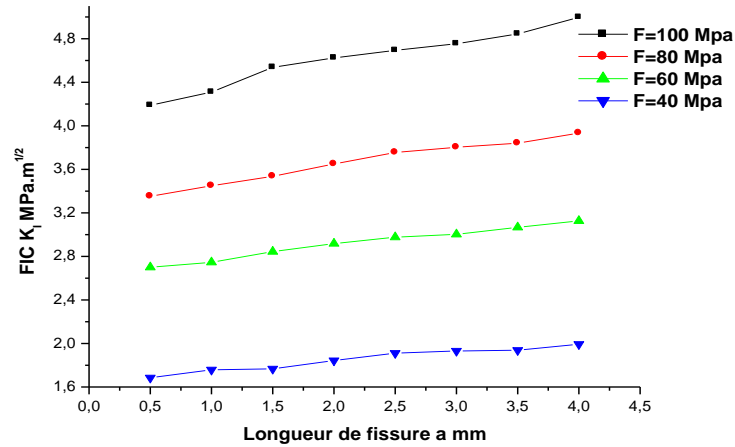


Fig. VI-11 : Variation du K_I en fonction de la longueur de fissure

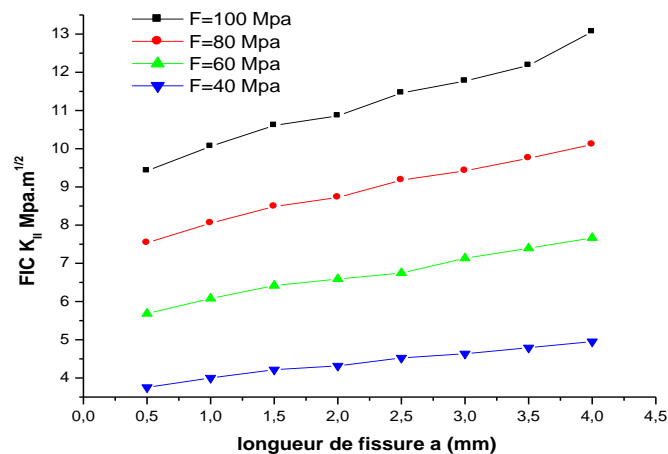


Fig. VI-12: Variation du K_{II} en fonction de la longueur de fissure

- Plan d'interface à 45 degrés

Les figures VI-13 et VI-14 représentent la variation du K_I et K_{II} en fonction de la longueur de la fissure sous différents magnitudes de chargement ; l'interface dans ce cas est orienté par 45 degrés. Les valeurs du FIC K_I sont nettement inférieures en comparaison avec le K_{II} , ce qui explique qu'à cette orientation favorise la fissuration par cisaillement. Les FIC des deux modes sont influé par l'intensité du chargement appliqué ; en note que, la

longueur de la fissure a une influence proportionnelle sur les valeurs obtenues par ouverture et cisaillement.

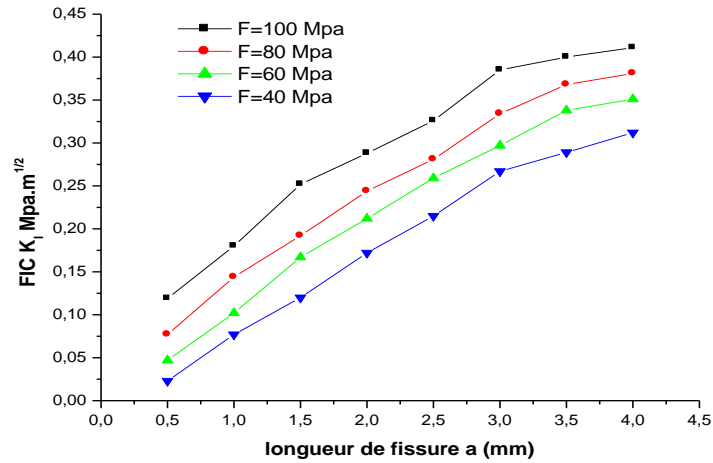


Fig.VI-13 : Variation du K_I en fonction de la longueur de fissure

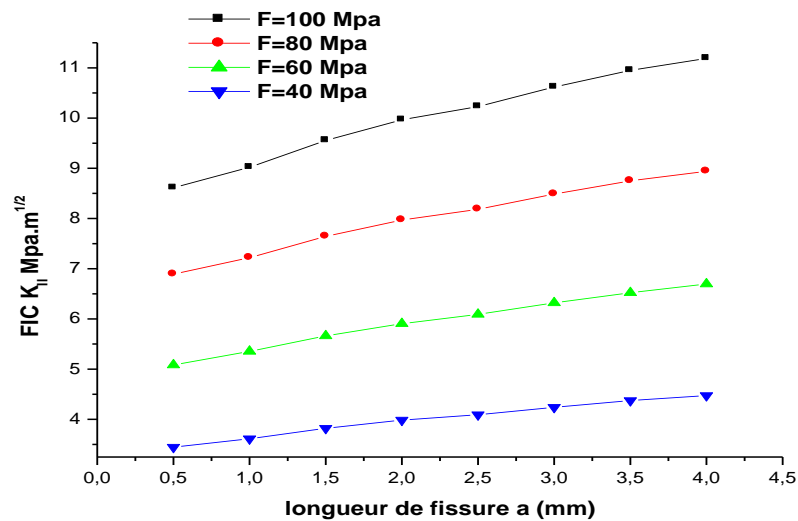


Fig.VI-14 : Variation du K_{II} en fonction de la longueur de fissure

- Plan de l'interface à 60 degrés

Nous avons illustré sur les figures VI-15 et VI-16 la variation du facteur d'intensité de contraintes en mode I et II d'une fissure amorcée dans l'interface du couple ciment/céramique en fonction de sa longueur.

Cette variation du facteur d'intensité de contraintes le long du front de la fissure montre qu'une fissure interfaciale se propage en modes I et II. Ce dernier croît avec des valeurs mode II dominant en comparaison avec le FIC K_I , sa propagation se fait en générale en mode mixte (mode I+II). Nous notons qu'une telle fissure est influencé par le chargement appliqué.

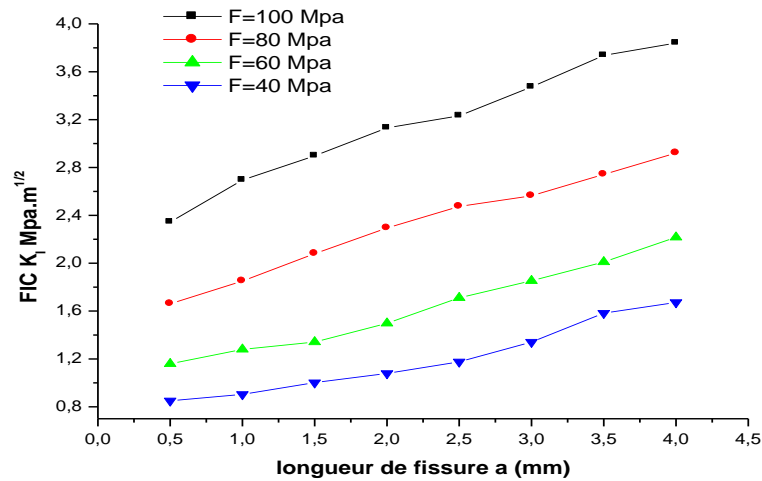


Fig.VI-15 : Variation du K_I en fonction de la longueur de fissure pour différent chargement

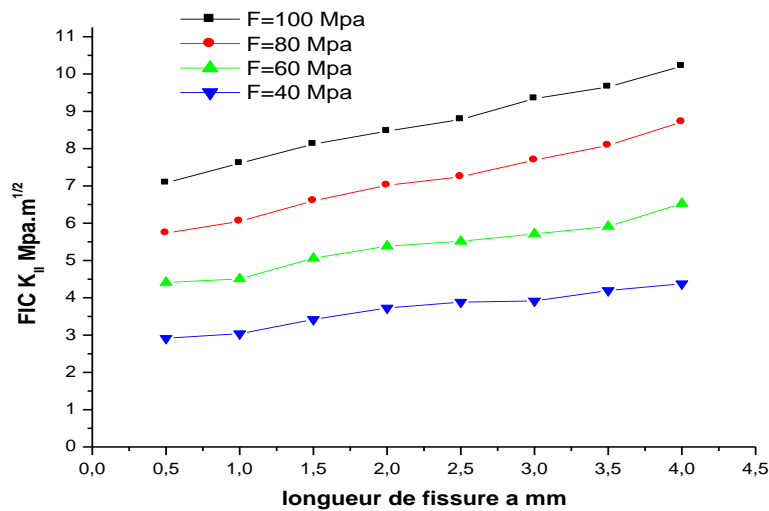


Fig.VI-16 : Variation du K_{II} en fonction de la longueur de fissure pour différent chargement

- Plan d'interface à 90 degrés

Dans ce cas, l'interface ciment/céramique est dans le même plan que le chargement (90°), les valeurs du K_I et K_{II} sont représentées sur les figures III.13 et III.14. En remarque la propagation de la fissure le long de l'interface conduite à une évolution progressive du FIC K_I et K_{II} , elle se propage en mode mixte ; en note que à cette orientation la dominance du cisaillement est visible quand la fissure devient plus importante. Le chargement appliqué a une influence proportionnelle sur les valeurs du FIC en mode I et II.

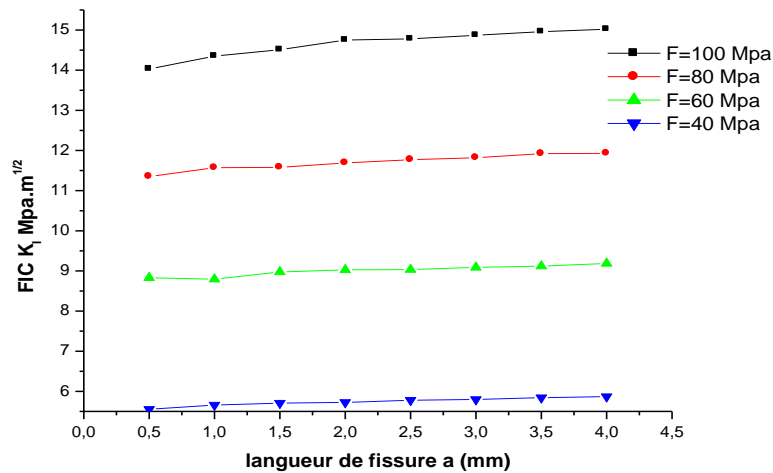


Fig.VI-17 : Variation du K_I en fonction de la longueur de fissure pour différent chargement

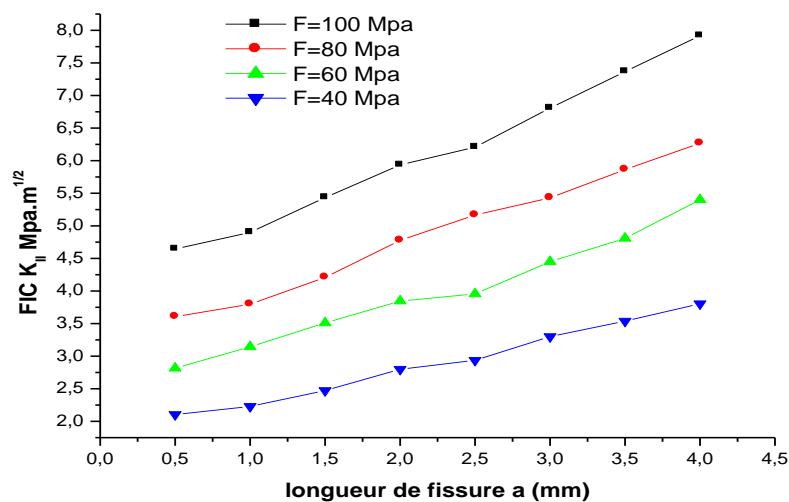


Fig.VI-18 : Variation du K_{II} en fonction de la longueur de fissure pour différent chargement

VI.3-5 Effet de la nature des matériaux biomécanique

Afin de faire une comparaison de l'effet des propriétés des matériaux composant la prothèse totale de la hanche sur la variation du K_I et K_{II} , pour une interface orienté de 45 degrés et sous un chargement de 80 MPa, pour mieux interprété l'effet des propriétés du couples de la structure.

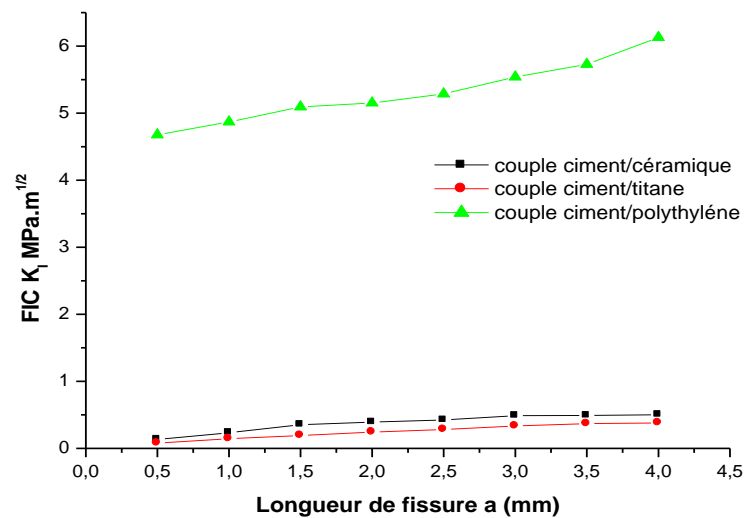


Fig. VI-19 : Variation du FIC K_I en fonction de la taille de fissure

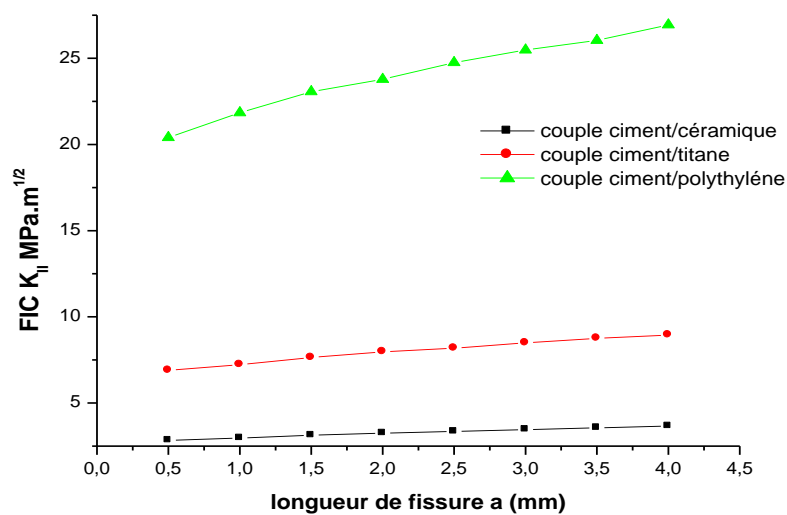


Fig.VI-20 : Variation du FIC K_{II} en fonction de la taille de fissure (interface a 45°)

Les figures VI.15 et VI.16 illustrent la variation du FIC K_I et K_{II} en fonction de la longueur de fissure pour différentes propriétés de matériaux des couples. D'après les résultats, on peut déduire que le couple ciment/poléthylène présente les valeurs les plus élevées du FIC K_I et K_{II} . En conséquence, que la différence du module d'Young des couples a un effet direct de concentration des contraintes à la tête de la fissure, le matériau le plus résistant empêche le transfert de charge au matériau le moins résistant.

VI.4 - Conclusion

Le comportement d'une fissure située à l'interface de matériaux de propriétés élastiques différentes est analysé par une approche locale basée sur le facteur d'intensité de contraintes et le taux de restitution d'énergie.

La différence des propriétés mécaniques des deux matériaux conduit à un mode mixte; ainsi, la fissure peut éventuellement dévier vers le matériau le plus résistant ; Ce qui complique la rupture interfaciale par rapport à celle d'un milieu homogène isotrope.

L'énergie de rupture d'une fissure interfaciale dépendra aussi de l'effet des différentes orientations de l'interface.

Conclusion Générale

A travers cette étude, nous cherchons à mieux comprendre les échecs des fixations cimentées de l'implant de la P.T.H. L'objectif de la présente étude réside en l'analyse du comportement de rupture de la prothèse totale de hanche, pour une fissure émanant d'une microcavité et débris d'os. Ce travail est réalisé dans le but d'analyser par la méthode des éléments finis, le facteur d'intensité de contrainte d'une fissure émanant d'une microcavité et débris d'os pour l'étude du comportement en rupture du ciment qui est l'origine d'une révision de la PTH.

Ainsi, la présence des micros défauts (débris d'os ou porosités) permet de pallier à cette difficulté car celle-ci peut être fatale pour le patient. Néanmoins, elle présente le risque de fragiliser le ciment par effet de concentration de contraintes. Elle provient le plus souvent du piégeage des bulles d'air lors de la polymérisation du ciment. La résistance à la fatigue est également diminuée par la présence de ces défauts. Cette altération des propriétés mécaniques du ciment réduit considérablement sa durabilité et augmente le risque de sa rupture. En effet, indépendamment de leurs modes de croissance, les fissures émanant de microcavité sont beaucoup plus instables que celles initiées dans un ciment dense. Les microcavités sont à l'origine de la création de fissures dans le ciment orthopédique. Elles ont tendance à se propager d'une microcavité à une autre.

L'inclusion d'os située dans la partie proximale et distale, présente un grand risque d'initiation d'une fissure dans le ciment orthopédique, pour une fissure émanant des débris d'os, le risque de propagation en mode d'ouverture est considérable dans la zone proximale et distale. Les fissures rectangulaires dans la zone proximale et distale présentent les risques d'endommagement le plus élevé en comparant aux fissures elliptiques; tandis que, dans la partie médiane la fissure elliptique est plus dangereuse.

Une fissure émanant d'une microcavité qui suit l'interface de l'implant/ciment et ciment/os conduisent à la fragilisation de la cohésion par une rupture brutale de la structure totale de la hanche, la zone distale et la plus touchée par ce danger de descellement par les deux modes d'ouverture et de cisaillement. Ce phénomène est dû au mouvement de l'extrémité de l'implant dans la zone distale. L'existence de telles

fissures dans un champ de contrainte élevé peut conduire au descellement de la prothèse, ce risque peut croître avec la posture du corps humain.

Pour le composant fémoral cimenté, la cause de descellement aseptique est d'origine mécanique, due aux épaisseurs trop fines du ciment, essentiellement au niveau distale avec également un rôle joué par la porosité du ciment et sa fissuration.

Il semble clair que donner la même probabilité de la distribution et la taille des pores, la progression de la fissure du manteau de ciment semblerait être l'événement le plus susceptible, car les facteurs d'intensité de contrainte à l'interface d'os/ciment et ciment/implant sont uniformément plus hauts qu'à ceux dans le manteau de ciment.

La présence de la fissure interfaciale dans la construction d'implant fémorale émanant d'une microcavité joue un rôle déterminant dans la décohésion des liaisons en ciment, et peuvent provoquer le descellement. Vu les résultats, la zone la plus dangereuse c'est la zone distale car elle présente les facteurs d'intensités de contraintes les plus élevées. Les faibles propriétés mécaniques du ciment et sa fragilité conduisent à de forts risques d'endommagement voire à la rupture brutale de la prothèse. Ainsi, ce matériau ne doit pas être le siège de contraintes localisées. L'interface de deux matériaux et le lieu le plus favorable pour une propagation de fissure, et ce problème s'accroît quand la différence des propriétés des deux matériaux sont plus grandes.

Références Bibliographique

- [1] **V. Chatal**. Les biomatériaux, Fondation pour la recherche médicale, www.frm.org, août 2000.
- [2] **O. BARRAU**. Etude du frottement et de l'usure d'acier à outils de travail à chaud, Thèse de Doctorat de l'Institut National Polytechnique de Toulouse France, 2004
- [3] **Coventry MB**. Reconstructive surgery of the joints. 2nd ed: 875-82.
- [4] **Cobb TK, Morrey BF, Ilstrup DM**. Effect of the elevated-rim acetabular liner on loosening after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 1997; 79-9:1361-4.
- [5] **Ollier LXEK**. Traité de résections et des opérations conservatrices qu'on peut pratiquer sur le système osseux. G. Masson, 1885.
- [6] **Duff-Barclay I, Scales JT, Wilson JN**. Biomechanics. The development of the Stanmore total hip replacement. Proc R Soc Med 1966; 59- 10:948-51.
- [7] **Delbet P. Bull. Soc. Nat. Chir.** 1903; 24:234.
- [8] **Hodges SD, Humphreys SC, Eck JC, Murphy RB**. Intraoperative loosening of Bag by and Kuslich cages during anterior lumbar interbody
- [9] **Hey-Groves EW**. Arthroplasty. Brit. J. Surg 1923;11:234.
- [10] **Hey-Groves EW**. Some contribution to the reconstructive surgery if the hip. Brit. J. Surg 1927; 14:486.
- [11] **Hoffa A**. Lehrbuch der Orthopädischen Chirurgie. 7th ed., 1925.
- [12] **Knahr K, Zerobin K, Salzer M, Konig B, Mostbeck A, Wickenhauser B**. Value of scintigraphy in aseptic loosening of cemented and cement-free hip endoprostheses. Z Orthop Ihre Grenzgeb 1987;125-4:413-7.
- [13] **MacAusland RW**. Arthroplasty of the hip. 6th Congress Society of International Surgery. Vol.1. Bruxelles.
- [14] **Allison M, Brooks B**. The mobilization of ankylosed joints. Surg. Gynaecol. Obstet. 1913- 17:645.
- [15] **Smith-Petersen MN**. Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. Journal Bone Joint Surgery 1948;30B:59.
- [16] **Boutin P, D DB**. Les nouveaux matériaux utilisés dans les prothèses totales de hanche. Cahier d'enseignement de la SOFCOT 1979;10:27- 44.
- [17] **Wiles P**. The surgery of the osteoarthritic hip. Br J Surg 1958;45-193:488-97.
- [18] **Bohlmann HR**. Replacement reconstruction of the hip. Am J Surg 1952;84:268.
- [19] **Haboush EJ**. A new operation for arthroplasty of the hip based on biomechanics, photoelasticity, fast-setting dental acrylic, and other considerations. Bull Hosp Joints Dis 1953;14:242.
- [20] **Moore AT, Bohlmann EJ**. Metal hip joint : a case report. J Bone Joint Surg Am. 1943; 25:688.
- [21] **Moore AT**. Metal hip joint. A case report. Clin Orthop 1970;72:3-6.
- [22] **Coventry MB**. A historical perspective and the present status of total hip arthroplasty. In: Elsevier, ed. Excerpta International Congress Series. New York, 1983.

Références Bibliographique

- [23] **Thompson FR.** Two and the half year's experience with a vitallium intramedullary hip prosthesis. *J Bone Joint Surg Am* 1954;36-A:489.
- [24] **Huggler AH, Jacob HA.** A new approach towards hip-prosthesis design. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1980; 97-2:141-4.
- [25] **Carlsson LV, Albrektsson BE, Albrektsson BG, Albrektsson TO, Jacobsson CM, Macdonald W, Regner L, Rostlund T, Weidenhielm LR.** Stepwise. introduction of a bone-conserving osseointegrated hip arthroplasty using RSA and a randomized study: I. Preliminary investigations-52 patients followed for 3 years. *Acta. Orthop.* 2006; 77-4:549-58.
- [26] **Carlsson LV, Albrektsson T, Albrektsson BE, Jacobsson CM, Macdonald W, Regner L, Weidenhielm LR.** Stepwise introduction of a bone-conserving osseointegrated hip arthroplasty using RSA and a randomized study: II. Clinical proof of concept--40 patients followed for 2 years. *Acta Orthop* 2006; 77-4:559-66.
- [27] <http://www.canam.fr/docs/2f0--er-hanche.php>. Caisse nationale d'assurance maladie des professions indépendantes, Contrôle d'un acte de spécialité réalisé en cliniques privées : la chirurgie de la prothèse de hanche, 29-32. 2002. pp. 5-8,
- [28] **L. Lhotellier**, <http://www.hopital-dcss.org/actes/pth.htm>
- [29] **S. Breusch.** Les conditions de la cimentation pour les PTH, *Maîtrise orthopédique* 126 (2003), http://www.maitrise-orthop.com/corpusmaitri/orthopaedic/126_breusch/index.php
- [30] **J. B. Park, R. S. Lakes.** *Biomaterials an introduction*, Plenum Publishing Corporation Press, New York, 1992, pp. 3-4
- [31] **R. A. Lehmann, M. Jenny.** Tierexperimentelle und Histologische Ergebnisse bei der Frakturleimung mit dem Polyurethanpolymer Ostamer®, *Schweiz. Med. Wochenschr.* 91 (1961) 908-914
- [32] **L. Hullinger,** Untersuchungen über die Wirkung von Kunstharzen in Gewebekulturen, *Arch.Orthop. Unf. Chir.* 54 (1962) 581
- [33] **J. Charnley.** Anchorage of the femoral head prosthesis of the shaft of the femur, *J. Bone Joint Surg.* 42 (1960) 28-30
- [34] **J. Charnley.** *Acrylic cement in orthopaedic surgery*, Williams and Wilkins, Baltimore, 1970
- [35] **D.F. Williams.** *Corrosion of orthopaedic implants, Biocompatibility of Orthopaedic Implants*, CRC Press, Boca Raton, 1982, p. 197
- [36] **D.F. Williams.** *Current Perspectives on Implantable Devices*, JAI Press Inc, Vol. 1, 1989, pp. 47-70
- [37] **J.M. Dorlot, P. Christel, L. Sedel, J. Witvoet, P. Boutin.** Examination of retrieved hip prosthesis: Wear of alumina/alumina components, In: P. Christel, A. Meunier, A.J.C. Lee (Ed.), *Biological and biomechanical performances of biomaterials*, Elsevier, Amsterdam, pp. 495, 1986.
- [38] **M. Semlitsch, M. Lehmann, H. Weber, E. Doerre, H. Willert.** New prospect for a prolonged fonctionnal life-span of artificial hip joints by using the material combination polyethylene/aluminium oxide ceramic/metal, *J. Biomed. Mater. Res.* 11 (1977) 537-552
- [39] **T. J. Haynie, A. D. Hofferbert, A. H. Kopyy.** Adaptator for friction stir welder, US Patent Application No. 2006. US 2006/0032 887 A1

Références Bibliographique

- [40] **C. L. Campbell, M. S. Fullen, M. J. Skinner.**, Control system for control system for friction stir welding background of the invention, International Patent Application. 2000. No : PCT/US1999/015587.
- [41] **C. Genevois.** Genèse des microstructures lors du soudage par friction malaxage d'alliages d'aluminium de la série 2000 & 5000 et comportement mécanique résultant, thèse soutenu en septembre à l'INPG. 2004.
- [42] **C. B. Smith.** Friction Stir Welding and Processing - Chapter 11 Robots and machines for friction stir welding / processing, Friction Stir Welding and Processing, Edité par R.S. Mishra et M.W. Mahoney, ISBN-13 978-0-87170-840-3, ASM International.
- [43] **Lortat-Jacob N., Desplaces I., Gaudias V., et al.** Infection secondaire de prothèse articulaire : critères du diagnostic, traitement et prévention. Rev. 2007, Chir. Orthop., 2002, 88, 51-61.
- [44] <http://www.hanchegenou.com>
- [45] **Mainard D., Louis I.P.** Actualités en biomatériaux, volume 4 ; Paris : Romillat, 2002.- 525p.
- [46] **Dambreville A ; Dubrana F.** Les prothèses de hanche sans ciment de 1ère intention Paris : Springer-Verlag ; 2004
- [47] **Mainard D., Louis I.P. Merle M.** Actualités en biomatériaux, volume 3 Paris: Romillat, 1996.- 542p.
- [48] **Demeulenaere B.** Résultats à long terme d'une série de PTH sans ciment D.E.S.C. d'orthopédie traumatologie Nancy; 1997.-24p.
- [49] **Zimmerli W.** Prise en charge des infections associées aux prothèses articulaires. Med. Et Hyg. (Genève), 2004, 62, 2494,1661-1666.
- [50] **A. Lopez.** Etude des phénomènes physico-chimiques d'un contact céramique-métal soumis à des sollicitations mécaniques en environnement corrosif, Thèse Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint-Etienne et de Paris, 1992, n°63TD
- [51] Norme ISO 14242-1, Implants for surgery - Wear of total prostheses Part 1: Loading and displacements parameters for wear-testing machines and corresponding environmental conditions for test (2002).
- [52] **J.P. Paul.** Loading on normal hip and knee joints and joint replacements, in : M. Schaldach and D.
- [53] **R.D. Mindlin, H. Deresiewicz.** Elastic spheres in contact under varying oblique forces, ASME, Serie E, Journal of Applied Mechanics 20 (1953) 327-344
- [54] **F.P. Bowden, D. Tabor.** The friction and lubrication of solids, Clarendon Press, Oxford, 1975, pp. 5-17
- [55] **M. Odfalk, O. Vingsbo.** Influence of normal force and frequency in fretting, Tribology Transactions 33 (1990) 604-610
- [56] **G. Amontons.** Du frottement de diverses matières les unes contre les autres, Histoire de l'Académie Royale des Sciences, Paris, 1699, pp. 432-445.
- [57] **O. Vingsbo, S. Soderberg.** On fretting maps, Wear 126 (1988) 131-147
- [58] <http://www.VieArtificielle.com>

Références Bibliographique

- [59] **Blaimont P, Halleux P, Jedwab J.** Distribution des contraintes osseuses dans le fémur. Rev Chir Orthop 1968 ; 54 : 303-319
- [60] **Bergman G, Rohlmann A, Graichen F.** Hip joint loading during going up and downstairs. European Orthopaedic Research Society 11 november 1991
- [61] **Rydell NW.** Forces acting on the femoral head prosthesis. Acta Orthop Scand 1966; 37 suppl188:1-132
- [62] **Radin A, Rose RM, Blaha JD, Litsck AS.** Practical biomechanics for the orthopaedic surgeon. New York: Churchill Livingstonn, 1992
- [63] **Blaimont P.** Contribution à l'étude biomécanique du fémur humain. Acta Orthop Belg 1968 ; 34 :665-844
- [64] **Comtet J. J, Rozier T, Vassai R, Arène JM, Fischer L.** Recherches expérimentales sur la résistance de la diaphyse des os longs chez l'homme. Rev Chir Orthop 1967 ; 53:3-21
- [65] **Diehl K.** Stabilität und Beanspruchung von Ostéosynthesen des ober und unterschenkels bei der Frühmobilisation. Unfallheilkund 1976; 79:81-89 [55] Z.R. Zhou, L. Vincent, Mixed fretting regime, Wear 181-183 (1995) 531-536
- [66] **Reilly DT, Burstein AH.** The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. J Biomech 1975; 8 : 393-405
- [67] **Konrich G.** Etude du comportement biomécanique du tissu osseux compact des os longs chez l'homme. 1964 ; [thèse médecine] Montpellier
- [68] **Piganiol G, Heard P, Avril J.** Rôle biomécanique des poutres compactes os-muscles. Rev Chir Orthop 1965 ; 51 : 437-458
- [69] **Marcelli C, Lafage-proust MH.** Physiologie et pathologie de l'adaptation de l'os à l'effort : douleurs osseuses d'effort et fractures de contrainte. Encycl Med Chir (Elsevier SAS, Paris), Appareil locomoteur, 15-904-A-10 2000 :12p
- [70] **Burstein AH, Currey J, Frankel VH, Heiple KG, Lunseth P, Vessely JC.** Bone strength. The effect of screw holes. J Bone Joint Surg [Am] 1972; 54: 1143-1156
- [71] **Olivier H.** Traitement des détériorations cotyloïdiennes aseptiques des prothèses totales de hanche. In : Cahier d'enseignement SOFCOT. Paris : Expansion scientifique française, 1995 : 29-34
- [72] **Vives P.** Descellement aseptique des prothèse totales de hanche. Rev Chir Orthop 1989 ; 75 (suppl. 1) :23-60
- [73] **D'Antonio JA, Capello WN.** Classification and management acetabular abnormalities in total hip arthroplasty. Clin Orthop 1989; 234: 126-137
- [74] **Kerboull M.** Les réinterventions pour descellement aseptique des prothèse totales de hanche. La reconstruction du cotyle. In: Arthroplastie totale de hanche. 89-96. Berlin: Springer-Verlag, 1985
- [75] **Eemrson RH, Head WC, Berkhacich FM, Malinin TI.** Non cemented acetabular revision arthroplasty using allograft bone. Clin Orthop 1989; 249:30-43

Références Bibliographique

- [76] **Engh CA, Engh CA Jr.** Cementless revision of failed total hip arthroplasty. Preoperative planning, surgical technique and postoperative rehabilitation. *Tech Orthp* 1993;7: 99-26
- [77] **Engh CA, Glassman AH, Griffin WL, Mayer JG.** Results of cementless revision for failed cemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1988; 235: 91-11
- [78] **Berry DJ, Harmsen WS, Cabanela M.E, Morrey BF.** Twenty-five-year survivorship of two thousand consecutive primary Charnley total hip replacements: factors affecting survivorship of acetabular and femoral components. *J Bone Joint Surg Am* 2002; 84-A (2):171-7.
- [79] **Espehaug B, Havelin LI, Engesaeter LB, Langeland N, Vollset SE.** Patient-related risk factors for early revision of total hip replacements. A population register-based case-control study of 674 revised hips. *Acta Orthop Scand* 1997;68(3):207-15.
- [80] **Malchau H, Herberts P, Eisler T, Garellick G, Soderman P.** The Swedish Total Hip Replacement Register. *J Bone Joint Surg. Am* 2002; 84-A Suppl 2:2-20.
- [81] **Berry DJ.** Cemented femoral stems: what matters most. *J Arthroplasty* 2004; 19(4):83-4.
- [82] **Herberts P, Malchau H.** Long-term registration has improved the quality of hip replacement: a review of the Swedish THR Register comparing 160,000 cases. *Acta Orthop Scand* 2000; 71 (2):111-21.
- [83] **Morshed S, Bozic KJ, Ries MD, Malchau H, Colford JM JR.** Comparison of cemented and uncemented fixation in total hip replacement: a meta-analysis. *Acta. Orthop.* 2007; 78 (3): 315-26.
- [84] **Stauffer RN.** Ten-year follow-up study of total hip replacement. *J.Bone Joint Surg. Am.* 1982; 64 (7): 983-990.
- [85] **Lachiewicz PF, Messick P.** Precoated femoral component in primary hybrid total hip arthroplasty: results at a mean 10-year follow-up. *J.Arthroplasty.* 2003; 18 (1): 1-5.
- [86] **Meneghini R.M; Feinberg JR; Capello WN.** Primary hybrid total hip arthroplasty with a roughened femoral stem: integrity of the stem-cement interface. *J. Arthroplasty.* 2003; 18 (3): 299-307.
- [87] **Svehla M, Morberg P, Zicat B, Bruce W, Sonnabend D, Walsh WR.** Morphometric and mechanical evaluation of titanium implant integration: comparison of five surface structures. *J. Biomed. Mater.Res.* 2000; 51 (1) : 15-22.
- [88] **Geesink RG, De Groot K, Klein CP.** Bonding of bone to apatite-coated implants. *J. Bone Joint Surg. Br.*1988; 70 (1) : 17-22.
- [89] **Svehla M, Morberg P, Bruce W, Zicat B, Walsh WR.** The effect of substrate roughness and hydroxyapatite coating thickness on implant shear strength. *J.Arthroplasty.* 2002; 17 (3): 304-11.
- [90] **Palm L, Jacobsson SA, Ivarsson I.** Hydroxyapatite coating improves 8- to 10-year performance of the link RS cementless femoral stem. *J.Arthroplasty.* 2002; 17 (2): 172-5.
- [91] **Kawamura H, Dunbar MJ, Murray P, Bourne RB, Rorabeck CH.** The porous coated anatomic total hip replacement. A ten to fourteen-year follow-up study of a cementless total hip arthroplasty. *J.Bone Joint Surg.Am.* 200; 83-A (9): 1333-8.
- [92] **Oosterbos CJ, Rahmy AI, Tonino AJ, Witpeerd W.** High survival rate of hydroxyapatite-coated hip prostheses: 100 consecutive hips followed for 10 years. *Acta Orthop.Scand.* 2004; 75 (2): 127-33.

Références Bibliographique

- [93] **Christie MJ, Deboer DK, Trick LW, Brothers JC, Jones RE, Vise GT, et al.** Primary Total Hip Arthroplasty with Use of the Modular S-ROM Prosthesis. Four to Seven-Year Clinical and Radiographic Results *J.Bone Joint Surg.Am.* 1999; 81: 1707-16.
- [94] **Christie MJ, Deboer DK, Tingstad EM, Capps M, Brinson MF, Trick LW.** Clinical experience with a modular noncemented femoral component in revision total hip arthroplasty: 4- to 7-year results. *J.Arthroplasty* 2000; 15 (7): 840-8.
- [95] **Bobyn JD, Pilliar RM, Cameron HU, Weatherly GC.** The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone. *Clin.Orthop.Relat.Res.* 1980; (150) : 263-70.
- [96] <http://www.cordis.lu/innovation-smes/vips/fr/src/fr-pp-7-000.htm>
- [97] **B.Y. Li, L.J. Rong, Y.Y. Li et V.E. Gjunter.** Synthesis of porous Ni-Ti shape-memory alloys by self-propagating high-temperature synthesis: reaction mechanism and anisotropy in pore structure. *Acta mater.* 48 (2000) pp. 3895-3904.
- [98] **H.J. Breme et J.A. Helsen.** Selection of Materials. *Metals as Biomaterials*, éd. J. Wiley & Sons (1998) pp. 1-35.
- [99] **D.A. Puleo et A. Nanci.** Understanding and controlling the bone-implant interface. *Biomaterials* 20 (1999) pp. 2311-2321.
- [100] **K. Anselme.** Osteoblast adhesion on biomaterials. *Biomaterials*, 21, (2000) pp. 667 - 681.
- [101] **H.J. Breme.** Surface, Surface Modification and Tailoring. *Metals as Biomaterials*, éd. Wiley and Sons (1998) pp. 153-176.
- [102] **R.M. Hall et A. Undsworth.** Friction in hip prostheses. *Biomaterials* 18 (1997) pp. 1017-1026.
- [103] **Chabault E.** Nanofriction of UHMWPE on Gold and Cobalt. Chromium alloys. Rapport de PFE INSA Clemson University (2000).
- [104] **M. Könönen.** Effect of surface processing on the attachment orientation, and proliferation of human gingival fibroblasts on Titanium. *J. of Biomedical Materials Research* 26 (1992) pp. 1325-1341.
- [105] **Steinemann S.G.** Surface Reaction of Titanium in Living Tissue. *Surface Performance of Titanium*, TMS (1997) pp. 33-41.
- [106] **Schmidt R.** Comportement des matériaux dans les milieux biologiques. *Traité des matériaux*, Presses Polytechniques et Universitaires Romandes 7 (1999).
- [107] **H.J. Breme et J.A. Helsen.** Selection of Materials. *Metals as Biomaterials*, éd. J. Wiley & Sons (1998) pp. 1-35.
- [108] **Bouton P; Blanquaeret D.** Les nouveaux matériaux utilisés dans les prothèses totales de hanche.
- [109] **Travvis W; Johnson A.A.** The behavior of a wrought equitatomic gold nickel alloy as an implant material in living rats. In: STARK L, AGARVAL G; *Biomaterials*, New York, Plenum press, 1969.
- [110] *J. Bone Jt. Surg. (Br.)*, 1974, 56, 626-642. E.
- Mervyn Evans, M. A. R. Freeman, A. J. Miller, and B. Vernon-Roberts *J Bone Joint Surg Br* 1974 56-B: 626-642; Metal Sensitivity As A Cause Of Bone Necrosis And Loosening Of The Prosthesis In Total Joint Replacement

Références Bibliographique

- [111] **HARMAS J; MAUSLE E.** Tissue reaction to ceramic implant material. *J.Biomed. Mater Res* ; 1973, 4, 453.
- [112] **Ameziane L., Ouazzani N., Berrada M.S., El Yaacoubi M., Wahbi S., El Bardouni Mahfoud M., Hermas M., El Manouar M.** La prothèse totale de hanche dans les nécroses aseptiques de la tête Fémorale.
- [113] **Pascal BIZOT, Rémy NIZARD et Laurent SEDEL.** Le couple alumine-alumine dans les prothèses totales de hanche de la théorie à la pratique. *Le journal français de l'orthopédie.* Hôpital Lariboisière, Paris. Centre Médicochirurgical de la Porte de Pantin, Paris.
- [114] **Steffen Breusch.** Les conditions de la bonne cimentation pour les PTH. *Le journal français de l'orthopédie.*
- [115] **PJ Rubin, PF Leyvraz, LR Rakotomanana.** Intérêt de la modélisation numérique dans l'évaluation pré clinique d'une prothèse fémorale de la hanche. *Le journal français de l'orthopédie.* Service Universitaire d'Orthopédie et de Traumatologie de l'appareil locomoteur. Hôpital Orthopédique de la Suisse Romande
- [116] **Prothèses totales primaires de la hanche.** Évaluation du choix de la prothèse et des techniques opératoires. Agence national d'accréditation et d'évaluation en santé.
- [117] **A. Dambreville, M. Philippe, A. Ray.** Clinique St Michel. La céramique de zircone ou «la nuit tous les chats sont gris». *Le journal français de l'orthopédie.*
- [118] **Lewis, G.** Properties of acrylic bone cement: State of the art review. *Journal of Biomedical Materials Research.* Vol. 38, n° 2, 1997. P. 155-182.
- [119] **Emmanuel Rixrath.** Modélisation de l'usure dans les prothèses totales de hanche. Thèse de doctorat Encadré par : Jean Noël ARGENSON, Patrick CHABRAND.
- [120] **Noble P, Tullos H, Landon G.** The Optimum Cement Mantle for Total Hip Replacement: Theory and Practice. Vol. 40 Rosemont, IL: The American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1991:145-50.
- [121] **Sarmiento A, Gruen TA.** "Radiographic analysis of a low-modulus titanium-alloy femoral total hip component, Two to six-year follow-up". *J. Bone Joint Surg. Am.* 1985;67-1:48-56.
- [122] **Ebramzadeh E, Sarmiento A, McKellop HA, Llinas A, Gogan W.** "The cement mantle in total hip arthroplasty. Analysis of long-term radiographic results". *J Bone Joint Surg Am* 1994; 76-1:77-87.
- [123] **Huiskes, R.** "Mechanical failure in total hip arthroplasty with cement". *Current Orthopaedics.* Vol. 7, n°, 1993. P. 239-247.
- [124] **Jasty, M., Malony, W. J., Bragdon, C. R., Oconnor, D.O, Haire, T., & Harris, W. H.** "The Initiation of Failure in Cemented Femoral Components of Hip Arthroplasties". *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume.* Vol. 73, n° 4, 1991. P. 551-558.
- [125] **Yetkinler, D. N., & Litsky, A. S.** "Viscoelastic behaviour of acrylic bone cements". *Biomaterials.* Vol. 19, n° 17, 1998. P. 1551-1559.
- [126] **Hertzberg, R. W.** *Deformation and Fracture Mechanics of Engineering Materials* (4e ed.): John Wiley & Sons Inc., 1996. 786 p.

Références Bibliographique

- [127] **Lee HH, Lo YC, Lin LC, WU SS.** Disassembly and dislocation of a bipolar hip prosthesis. *J.Formos.Med.Assoc.* 2008; 107 (1): 84-8.
- [128] **SIERRA RJ, SCHLECK CD, CABANELA ME.** Dislocation of bipolar hemiarthroplasty: rate, contributing factors, and outcome. *Clin.Orthop.Relat.Res.* 2006; 442: 230-8.
- [129] **Barnes CL, Berry DJ, Sledge CB.** Dislocation after bipolar hemiarthroplasty of the hip. *J.Arthroplasty.* 1995; 10 (5): 667-9.
- [130] **Jasty, M., Jiranek, W., et Harris, W. H.** Acrylic fragmentation in total hip replacements and its biological consequences. 1992. *Clin Orthop* (285), 116-128.
- [131] **Mohler, C. G., Callaghan, J. J., Collis, D. K., et Johnston, R. C.** Early loosening of the femoral component at the cement-prosthesis interface after total hip replacement. 1995. *J Bone Joint Surg Am*, 77 (9), 1315-1322.
- [132] **Verdonschot, N., et Huiskes, R.** Cement debonding process of total hip arthroplasty stems. 1997. *Clin Orthop* (336), 297-307.
- [133] **Verdonschot, N., et Huiskes, R.** Mechanical effects of stem cement interface characteristics in total hip replacement. 1996. *Clin Orthop* (329), 326-336.
- [134] **Verdonschot, N., et Huiskes, R.** Surface roughness of debonded straight-tapered stems in cemented THA reduces subsidence but not cement damage. 1998. *Biomaterials*, 19(19), 1773-1779.
- [135] **Salemi C, Anderson D, Flores D.** American Society of Anesthesiology scoring discrepancies affecting the National Nosocomial Infection Surveillance System: surgical-site-infection risk index rates. *Infect. Control Hosp. Epidemiol.* 1997; 18 (4): 246–7.
- [136] **Barnes S, Salemi C, Fithian D, Akiyama L, Barron D, Eck E, Hoare K.** An enhanced benchmark for prosthetic joint replacement infection rates. *Am. J. Infect. Control* 2006; 34 (10): 669–72.
- [137] **Lohmann CH, Fürst M, Niggemeyer O, Rütther W.** The treatment of periprosthetic infections. *Z.Rheumatol.* 2007; 66 (1): 28-33.
- [138] **Eid AJ, Berbari EF, Sia IG, Wengenack NL, Osmon DR, Razonable RR.** Prosthetic joint infection due to rapidly growing mycobacteria: report of 8 cases and review of the literature. *Clin.Infect.Dis.* 2007; 45 (6): 687-94.
- [139] **Ong KL, Kurtz SM, Lau E, Bozic KJ, Berry DJ, Parvizi J.** Prosthetic Joint Infection Risk After Total Hip Arthroplasty in the Medicare Population. *J.Arthroplasty.* 2009; 24 (6 Suppl): 105-9.
- [140] **Biant LC, Bruce WJ, Van Der Wall H, Walsh WR.** Infection or Allergy in the Painful Metal-on-Metal Total Hip Arthroplasty? *J. Arthroplasty.* 2009 Feb 23 [Epub ahead of print]
- [141] **Dramis A, Desai AS, Board TN, Hekal WE, Panezai JR.** Periprosthetic osteolysis due to metastatic renal cell carcinoma: a case report. *Cases J.* 2008; 1 (1): 297.
- [142] **Blaeser L., Cross A.R., Lanz O.I.** Revision of Aseptic Loosening of the Femoral Implant in a Dog Using Cable Cerclage. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 1999, 12, 97-1001.
- [143] **Goldring S.R., Jasty M., Roelke M.S., Rourke C.M., Bringham F.R., Harris H.** Formation of a Synovial-Like Membrane at the Bone Cement Interface. *Arthritis and Rheumatism*, 1986, 7, 836-842.

Références Bibliographique

- [144] **Rockborn P., Olsson S.S.** Loosening and Bone Resorption in Exeter Hip Arthroplasties. *Journal of Bone and Joint Surgery [Br]*, 1993, 75, 865-868.
- [145] **Warrak A.O., Olmstead M.L., Von Rechenberg B., Auer J.A.** A Review of Aseptic Loosening in Total Hip Arthroplasty. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 2001, 14, 115-24.
- [146] **Anthony P.P., Gie G.A., Howie C.R.** Localised Endosteal Bone Lysis in Relation to the Femoral Components of Cemented Total Hip Arthroplasties. *Journal of Bone and Joint Surgery [Br]*, 1990, 72, 971-979.
- [147] **Edwards M.R., Egger E.L., Schwarz P.D.** Aseptic Loosening of the Femoral Implant after Cemented Total Hip Arthroplasty in Dogs : 11 Cases in 10 Dogs (1991-1995). *Journal of American Veterinary Medical Association*, 1997, 211, 5, 580-6.
- [148] **Mohler C.G., Callaghan J.J., Collis D.K., Johnston R.G.** Early Loosening of the Femoral Component at the Cement-Prosthesis Interface after Total Hip Replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1995, 77, 1315-1321.
- [149] **Schulte K.R., Callaghan J.J., Kelley S.S., Johnston R.C.** The Outcome of Charnley Total Hip Arthroplasty with Cement after a Minimum Twenty-Year Follow-up. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1993, 75, 961-975.
- [150] **Keller JC, Lautenschlager EP, Marshall GW, Jr., Meyer PR, Jr.** Factors affecting surgical alloy/bone cement interface adhesion. *J Biomed Mater Res* 1980;14-5:639-51.
- [151] **Crowninshield RD, Tolbert JR.** Cement strain measurement surrounding loose and well fixed femoral component stems. *J Biomed Mater Res* 1983; 17-5:819-28.
- [152] **Mulroy WF, Harris WH.** Revision total hip arthroplasty with use of so-called second-generation cementing techniques for aseptic loosening of the femoral component. A fifteen-year-average follow-up study. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1996; 78 (3): 325-30.
- [153] **Wirtz DC, Niethard FU.** Etiology, diagnosis and therapy of aseptic hip prosthesis loosening--a status assessment *Z.Orthop.Ihre Grenzgeb.* 1997; 135 (4): 270-80.
- [154] **Wooley PH, Schwarz EM.** Aseptic loosening. *Gene Ther.* 2004; 11 (4): 402-7.
- [155] **Kawate K; Maloney WJ; Bragdon. C.R; Biggs S.A, Jasty M and Harris WH.** Importance of a thin cement mantle: autopsy studies of eight hips. 1998. *Clinical Orthopaedic Related Research* 355: 70-76.
- [156] **Schulte RK, Callaghan JJ, Kelley SS and Johnston RC.** The outcome of Charnley total hip arthroplasty with cement after a minimum twenty-year follow-up: the results of one surgeon. 1993. *Journal of Bone and Joint Surgery (Am)* 75: 961-975.
- [157] **Hook S, Moulder E, Yates PJ, Burston BJ, Whitley E and Bannister GC.** The Exeter Universal stem: a minimum ten-year review from an independent centre. 2006. *Journal of Bone and Joint Surgery (Br)* 88: 1584-1590.

Références Bibliographique

- [158] Carrington NC, Sierra RJ, Gie GA, Hubble MJ, Timperley AJ and Howell JR. The Exeter Universal cemented femoral component at 15 to 17 years: an update on the first 325 hips. 2009. *Journal of Bone and Joint Surgery (Br)* 91(6): 730-737.
- [159] Young L, Duckett S and Dunn A. The use of the cemented Exeter Universal femoral stem in a district general hospital: a minimum ten-year follow-up. 2009. *Journal of Bone and Joint Surgery (Br)* 91: 170-175.
- [160] Jacobs ME, Koeweiden EMJ, Slooff TJJH, Huiskes R and van Horn JR. Plain radiographs inadequate for evaluation of the cement-bone interface in the hip prosthesis. 1989. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 60(5): 541-543.
- [161] Reading AD, McCaskie AW and Gregg PJ. The inadequacy of standard radiographs in detecting flaws in the cement mantle. 1999. *Journal of Bone and Joint Surgery (Br)*, 81(1): 167-170.
- [162] Amstutz H.C., Campbell P., Kossovsky N. Mechanism and Clinical Significance of Wear Debris-Induced Osteolysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1992, 276, 7-18.
- [163] Dowd J.E., Schwendeman L.J., Macaulay W., Doyle J.S., Shanbhag A.S., Wilson S., et al. Aseptic Loosening in Uncemented Total Hip Arthroplasty in a Canine Model. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1995, 315, 106-21.
- [164] Gonzales J.B., Purdon M.A., Horowitz S.M. In Vitro Studies on the Role of Titanium in Aseptic Loosening. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1996, 330, 244- 250.
- [165] Huo M.H., Salvati E.A., Lieberman J.R. Metallic Debris in Femoral Endosteolysis in Failed Cemented Total Hip Arthroplasties. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1992, 276, 157-168.
- [166] Jacobs J.J., Gilbert L.G., Urban R.M. Current Concepts Review Corrosion of Metal Orthopaedic Implants. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1998, 80, 268-282.
- [167] Kahn M.A., Williams R.L., Williams D.F. In Vitro Corrosion and Wear of Titanium Alloys in the Biological Environment. *Biomaterials*, 1996, 17, 22, 2117-2126.
- [168] Lombardy A.V., Mallory T.H., Vaughn B.K., Drouillard P. Aseptic Loosening in Total Hip Arthroplasty Secondary to Osteolysis Induced by Wear Debris from Titanium-Alloy Modular Femoral Heads. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1989, 71, 1337-1342.
- [169] Maloney W.J., James R.E., Lane Smith R. Human Macrophage Response to Retrieved Titanium Alloy Particles *in Vitro*. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1996, 322, 268-278.
- [170] Manlapaz M., Maloney W.J., Lane Smith R. In Vitro Activation of Human Fibroblasts by Retrieved Titanium Alloy Wear Debris. *Journal of Orthopaedic Research*, 1996, 14, 465-472.
- [171] Schulz K.S. Application of Arthroplasty Principles to Canine Cemented Total Hip Replacement. *Veterinary Surgery*, 2000, 29, 578-593.
- [172] Sedel L. Tribologie des prothèses totales de hanche. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT : Conception des prothèses articulaires biomécanique et biomatériaux, 1993, 45-56.
- [173] Willert H.G., Semlitsch M. Tissue Reactions to Plastic and Metallic Wear Products of Joint Endoprotheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1996, 333, 4-14.

Références Bibliographique

- [174] **Bi Y., Van DE Motter R., Ragab A.A., Goldberg V.M., Anderson J.M., Greenfield E.M.** Titanium Particles Stimulate Bone Resorption by Inducing Differentiation of Murine Osteoclasts. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 2001, 83, 501-508.
- [175] **Vermes C.; Chandrasekaran R., Jacobs J.J., Galante J.O., Roebuck K.A., Glant T.G.** The Effects of Particulate Wear Debris, Cytokines, and Growth Factors on the Functions of MG-63 Osteoblasts. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 2001, 83, 201-211.
- [176] **Jones D.M., Marsh J.L., Nepola J.V., Jacobs J.J., Skipor A.K., Urban R.M., Gilbert J.L., Buckwalter J.A.** Focal Osteolysis at the Junctions of a Modular Stainless-Steel Femoral Intramedullary Nail. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 2001, 83, 537-548.
- [177] **Callaghan J.J., Salvati E.A., Pellicci P.M.** Results of Revision for Mechanical Failure after Cemented Total Hip Replacement, 1979 to 1982. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1985, 67, 1074-1085.
- [178] **Estok D.M., Harris W.H.** Long-Term Results of Cemented Femoral Revision Surgery Using Second-Generation Techniques. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1992, 299, 190-202.
- [179] **Majkovski R.S., Bannister G.C., Miles A.W.** The Effect of Bleeding on the Cement-Bone Interface. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1994, 229, 293-297.
- [180] **Barrack R.L., Mulroy R.D., Harris W.H.** Improved Cementing Techniques and Femoral Component Loosening in Young Patients with Hip Arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Br]*, 1992, 74, 385-389.
- [181] **Delaunay C.** Charnley Total hip: From “Flat-back” to “Elite-plus” or “Legendv40”? In Caton J., Ferreira A., Picault C: Total Hip Arthroplasty, 3rd International Symposium “Charnley 2000”, Lyon-France, 2000, 1, 1, 13-27.
- [182] **Harris W.H., Mc Gann W.A.** Loosening of the Femoral Component after Use of the Medullary-Plug Cementing Technique. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1986, 68, 1064-1066.
- [183] **Kaplach A.S., Callaghan J.J., Goetz D.D., Olejniczak J.P., Johnston R.C.** Charnley Total Hip Arthroplasty with Use of Improved Cementing Techniques. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 2001, 83, 1840-1848.
- [184] **Mulroy W.F., Estok D.M., Harris W.H.** Total Hip Arthroplasty with Use of so-called Second Generation Cementing Techniques. A Fifteen Year Average Follow-up Study. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1995, 77, 1845-1852.
- [185] **Schmalzried TP, Kwong LM, Jasty M, Sedlacek RC, Haire TC, O'Connor DO, Bragdon CR, Kabo JM, Malcolm AJ and Harris WH.** The mechanism of loosening in cemented acetabular components in total hips arthroplasty: analysis of specimens retrieved at autopsy. 1992. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 274: 60-78.
- [186] **Kim D-G, Miller MA and Mann KA.** A fatigue damage model for the cement/bone interface. 2004a. *Journal of Biomechanics* 37(10): 1505-1512.
- [187] **Kim D-G, Miller MA and Mann KA.** Creep dominates tensile fatigue damage of the cement-bone interface. 2004b. *Journal of Orthopaedic Research* 22(3): 633-640.

Références Bibliographique

- [188] **Race A, Mann KA and Edidin AA, 2007.** Mechanics of bone/PMMA composite structures: an in vitro study of human vertebrae. *Journal of Biomechanics* 40: 1002- 1010.
- [189] **Janssen D, Mann KA; Verdonschot N.** Micro-mechanical modelling of the cement-bone interface: The effect of friction, morphology and material properties on the micromechanical response. 2008. *Journal of Biomechanics* 41(15): 3158-3163.
- [190] **Miller MA, Race A, Verdonschot N and Mann K.** On the fatigue behaviour of the cement-bone interface loaded in shear. 2008. *Journal of Biomechanics* 41(1): S328.
- [191] **Mann KA, Miller M, Verdonschot N and Eberhardt A.** Micro-mechanics of post-mortem retrieved cement-bone interfaces: influence of interface morphology; Proceeding of the ASME Summer Bioengineering Conference. 2009, Lake Tahoe, USA.
- [192] **Leung SY, New AM and Browne M, 2008.** The use of complementary non-destructive evaluation methods to evaluate the integrity of the bone-cement interface. *Proceedings of the Institute of Mechanical Engineers, Part H* 223(1): 75-86.
- [193] **Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y and Dubrulle JH, 1998.** Timing of loading and effect of micromotion of bone-dental implant interface: review of experimental literature. *Journal of Biomedical Materials Research* 43(2): 192-203.
- [194] **Jasty M., Maloney W.J., Bragdon C.R., Haire T., Harris W.H.** Histomorphological Studies of the Long-Term Skeletal Responses to Well Fixed Cemented Femoral Components. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1990, 72, 1220-1229.
- [195] **Estok D.M., Orr T.E., Harris W.H.** Factors Affecting Cement Strains near the Tip of a Cemented Femoral Component. *The Journal of Arthroplasty*, 1997, 12, 40-48.
- [196] **O'connor D.O., Burke D.W., Jast M., Sedlacek R.C., Harris W.H.** In Vitro Measurement of Strain in the Bone Cement Surrounding the Femoral Component of Total Hip Replacements during Simulated Gait and Stair-Climbing. *Journal of Orthopaedic Research*, 1996, 14, 769-777.
- [197] **Schulz K.S., Vasseur P.B., Stover S.M., Kass P.H.** Transverse Plane Evaluation of the Effects of Surgical Technique on Stem Positioning and Geometry of Reconstruction in Canine Total Hip Replacement. *American Journal of Veterinary Research*, 1998, 59, 1071-1079.
- [198] **Orr, I.F., Dunne, N.I., Quinn, J. C.** "Shrinkage stresses in bone cement". *Biomaterials*. Vol. 24, n° 17, 2003. P. 2933-2940.
- [199] **Collis D.K.** Femoral Stem Failure in Total Hip Replacement. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1977, 59, 1033-1041.
- [200] **Egund N., Lidgren L., Onnerfalt R.** Improved Positioning of the Femoral Stem with a Centralizing Device. *Acta Orthopædica Scandinavia*, 1990, 61, 236-239.
- [201] **Markolf K.L., Amstutz H.C.** A Comparative Experimental Study of Stresses in Femoral Total Hip Replacement Components : The Effects of Prosthesis Orientation and Acrylic Fixation. *Journal of Biomechanics*, 1976, 9, 73-79.

Références Bibliographique

- [202] **Olmstead M.L.** The Canine Cemented Modular Total Hip Prosthesis. *Journal of American Veterinary Medical Association*, 1995, 31, 109-124.
- [203] **Pellicci P.M., Salvati E.A., Robinson H.J.** Mechanical Failures in Total Hip Replacement Requiring Reoperation. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1979, 61, 28- 36.
- [204] **Merckx D.** Les ciments orthopédiques dans la conception des prothèses articulaires. Biomécanique et biomatériaux, 1993. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, Expansion scientifique française, vol 44: 67-76.
- [205] **Sutherland C.J., Wilde A.H., Borden L.S.** A Ten Year Follow-up, of One Hundred Consecutive Muller Curved-Stem Total Hip Replacement Arthroplasties. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1982, 64, 970-982. 91.
- [206] **Wylie K.B., De Young D.J., Drost W.T., De Young B.A.** The Effect of Surgical Approach on Femoral Stem Position in Canine Cemented Total Hip Replacement. *Veterinary Surgery*, 1997, 26, 62-66.
- [207] **Zahiri C.A., Schmalzried T.P., Ebramzadeh E., Szuszczewicz E.S., Salib D., Kim C., Amstutz H.C.** Lessons Learned from Loosening of the McKee-Farrar Metal-on-Metal Total Hip Replacement. *The Journal of Arthroplasty*, 1999, 17, 326-332.
- [208] **Ebramzadeh E., Sarmieto A., Mackellop H.A., Llinas A., Gogan W.** The Cement Mantle in Total Hip Arthroplasty. Analysis of Long Term Radiographic Results. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1994, 76, 1, 77-87.
- [209] **Schulz K.S., Vasseur P.B., Stover S.M., Kass P.H.** Transverse Plane Evaluation of the Effects of Surgical Technique on Stem Positioning and Geometry of Reconstruction in Canine Total Hip Replacement. *American Journal of Veterinary Research*, 1998, 59, 1071-1079.
- [210] **Andriacchi T.P., Galante J.O., Bebytschko T.B.** Stress Analysis of the Femoral Stem in Total Hip Prosthesis. *Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1976, 58, 618-624.
- [211] **Jasty, M.** Fixation by Methyl Métacrylate. In CALLAGHAN J.J., ROSENBERG A.G., RUBASH H.E. (eds) : *The Adult Hip* (ed 1). Philadelphia, PA, Lippincott-Raven, 1998, 187- 200.
- [212] **Harris W.H., Mc Gann W.A.** Loosening of the Femoral Component after Use of the Medullary-Plug Cementing Technique. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1986, 68, 1064-1066.
- [213] **Levai J. P., BOISGARD S.** Technique pour optimiser les propriétés du ciment chirurgical, 1996. *Actualités en biomatériaux*. Romillat, Paris, Vol 3, 199-209
- [214] **Kayabasi O, Ekici B.** The effects of static, dynamic and fatigue behaviour on three-dimensional shape optimization of hip prosthesis by finite element method. *J Mater Des* 2006; doi:10.1016/j.matdes.2006.08.012.
- [215] **Koster G, Willert HG, Buchhorn GH.** Endoscopy of the femoral canal in revision arthroplasty of the hip. *Arch Orthop Trauma Surg* 1999;119:245-52.

Références Bibliographique

- [216] **Sahin S et al.** The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses a review, 2002. *J Dent*; 20: 271–82.
- [217] **Hung J.P. et al.**, Investigation into the effect of cementing techniques on load transfer in the resurfaced femoral head: a multi-femur finite element analysis, 2007. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, , 22, 4, 422–430
- [218] **McCormack BAO, Prendergast PJ.** Microdamage accumulation in the cement layer of hip replacements under flexural loading. *J Biomech*; 1999; 32:467–75.
- [219] **Jeffers J.R. et al.**, Cement mantle fatigue failure in total hip replacement: experimental and computational testing, 2007. *J. Biomech.*, , 40, 7, 1525–1533.
- [220] **B. P. Murphy, P. J. Prendergast.** The relationship between stress, porosity, and nonlinear damage accumulation in acrylic bone cement; Department of Mechanical Engineering, Trinity College, Dublin 2, Ireland; 2001.
- [221] **Huiskes R.** Failed innovation in total hip replacement. *Acta Orthop Scand* 1993; 64:699–716.
- [222] **Labak, K.M.**, 2001, “Biomaterials Help Animals with Bone Problems”, Lecture Notes, College of Veterinary Medicine, University of Illinois, United States of America.
- [223] **Alkire, M.J., Dabezies, E.J., Hastings, P.R.**, “High Vacuum as a Method of Reducing Porosity of Polymethylmethacrylate”, *J. Orthopedics*, Vol.10, 1987, pp.1533-1539.
- [224] **L.L. Hench, J. Wilson**, An introduction to bioceramics, Singapore, World Scientific, 1993, 1-24.
- [225] **Lidgren, L., Drar, H., Möller, J.**, “Strength of Polymethylmethacrylate Increased By Vacuum Mixing”, *Acta Orthop. Scand.*, Vol. 55, 1984, pp. 536 541.
- [226] **Bishop, N., Ferguson, S., Tepic, S.**, “Porosity Reduction in Bone Cement at Cement-Stem Interface”, *JBJS*, Vol. 78, 1996, pp. 349 356, *JBJS*.
- [227] **S. K. Bhambri, L.N. Gilbertson, J.** *Biomed. Mater. Res.* 29 (1995) 233–237.
- [228] **Murphy, BP.** *J Biomed Mater Res* 59 (4), 2002.
- [229] **Lewis, GJ.** *J Biomed Mater Res* 48 (2), 1999.
- [230] **Topoleski LDT, Ducheyne P, Chuckler JM.** Microstructural pathway of fracture in poly (methylmethacrylate) bone cement. *Biomaterials* 1993; 14:1165–72.
- [231] **Krause WR, Mathis RS.** Fatigue properties of acrylic bone cements: review of literature. *J Biomed Mater Res Appl Biomater* 1988;22:37–53.
- [232] **Dunne N, Orr J.** Influence of mixing techniques on the physical properties of acrylic bone cement. *Biomaterials* 2001; 22:1819–26.
- [233] **ABAQUS Ver 6–5, User Guide**, 2004.
- [234] **Justin Hertzler, Mark A. Miller, Kenneth A. Mann**, *Journal of Orthopaedic Research* 20 (2002) 676–682.
- [235] **B. Bachir Bouiadjra, A. Belarbi, S. Benbarek, T. Achour, B. Serier**, *Computational Materials Science* 40 (2007) 485–491.

Références Bibliographique

- [236] **Irwing, G. R.** 1957. Analysis of stress and strain near the end of a crack traversing a plate. *Journal of Applied Mechanics ASME*, 24, 361-364.
- [237] **Huiskes R, Chao EYS:** A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. *J Biomech* 16:385-409, 1983.
- [238] **Verma A.; Melosh R.J.:** Numerical tests for assessing finite elements model convergence. *Int J Numer Meth Eng* 24:843-857, 1987.
- [239] **Huiskes R.:** The various stress patterns of press-fit, ingrown, and cemented femoral stems. 1990, *Clin Orthop* (261), 27-38.
- [240] **Katsareas D, anifantis N.** Boundary element analysis of thermally stresses interface crack. *Engng Fract mach* 1995; 50:51 ± 60.
- [241] **B. Bachir bouiadjra, M.Belhouari, B. Serier and M.benguediab,** Numerical analysis of the behaviour of biomaterial interface notch crack, contact mechanics, Juin 2001, Seville.
- [242] **J. R. Rice.** Elastic fracture mechanics concepts for interfacial cracks. *Journal of Applied Mechanics* vol.55, pp.98-103, 1988.
- [243] **T. Suga. G. Elssner. and S. Schmauder,** Composite parameters and mechanical compatibility of material joint, *J.Comp. Mat. Vol.22*, pp.917–934, 1988.
- [244]- **M. Toya.,** On mode I and mode II energy release rates of an interface crack, *Int. J. Fract.*, vol.56, pp.345-352, 1992.
- [245] **Bhambrik S.K and Gilbertson L.N.** Micromechanisms of fatigue crack initiation and propagation in bone cements, 1995. *J. Biomed. Mater. Res.* 29: 233–237
- [246] **Serier. B, B. et al.** Analysis of the effect of the forces during gait on the fracture behaviour in cement of reconstructed acetabulum. 2009, *Journal of Computational Materials Science. Vol 47, Issue 3*, 672-677.
- [247] **Bouziane. M. M et al.** Finite element analysis of the behaviour of microvoids in the cement mantle of cemented hip stem: static and dynamic analysis, 2009. *Materials and Design, Vol 31*, 545-550.
- [248] **Benbarek S et al.** Finite element analysis of the behaviour of crack emanating from microvoid in cement of reconstructed acetabulum, 2007. *Materials Science and Engineering. Vol 457*, 385-391.
- [249] **Flitti .A et al.** Effect of the crack position in the cement mantle on the fracture behavior of the total hip prosthesis, 2010. *Journal of computational Materials Science, Vol 49:598-602.*
- [250] **Griffit. A. A.** The phenomenea of rupture and flow in solids, 1920. *Trans. Roy. London. Series A.* 221(587). 163-198.
- [251] **Ingraffea. A. R.** The strenght ratio effect in the fracture of rock structure, 1979. In *proc. 20th U.S. Symposium on rock Mechanics, UNIVERSITY OF Texas at Austin.*, 153-162.
- [252] **Kemeny. J. A. and Cook. N. G. W.** Mcromechanics of deformation in rocks, 1991. In *Toughening Mechanics in Quasi-Brittle Materials. Ed. S. P. Shah. Kluwer Academic. The Netherlands.* 155-188.
- [253] **Dyskin. A. V et al.** Modeling crack propagation in compression. In *Rock Mechanics: Models and measurments, 1994. Challengers from Industry. Proc.* 451-460.
- [254] **Eberhardt. E et al.** The effect of neighbouring cracks on elliptical crack initiation and propagation in uniaxial and triaxial stress field, 1998. *Journal of Engineering Fracture Mechanics, Vol 59: 103-115.*

Références Bibliographique

- [255] **Gravius. S et al.** In vitro interface and cement mantle analysis of different femur stem designs, 2008. *Journal of Biomechanics*: 2021–2028.
- [256] **Byeongsoo Kim et al.** Simulated crack propagation in cemented total hip replacements, 2007. *Materials Science and Engineering*: 0921-5093.
- [257] **Michael D. Ries et al.** In vivo behavior of acrylic bone cement in total hip arthroplasty, 2006. *Biomaterials* 27 256–261.
- [258] **Nuño N and Avanzolini G.** Residual stresses at the stem–cement interface of an idealized cemented hip stem. 2002. *Journal of Biomechanics*, vol 35, pp 849–852.
- [259] **Norman TL et al.** Stem surface roughness alters creep induced subsidence and ‘taperlock’ in a cemented femoral hip prosthesis, 2001. *J Biomech*; 34: 1325–33.
- [260] **Zafer Senalp. A et al.** Static, dynamic and fatigue behavior of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis, 2007. *Materials and Design*: 1577–1583.
- [261] **Bergmann G et al.** Hip Joint Loading Measured During Walking and Running, Measured in Two Patients, 1993. *Journal of Biomechanics*; 26:969-990.
- [262] **Huiskes R.,** Some fundamental aspects of human joint replacement, 1980. *Acta Orthopaedica Scandinavica Supplement*, 185,208.
- [263] **Rohlmann A., et al.** Finite element analysis and experimental investigation in a femur with hip endoprosthesis, 1983. *Journal of Biomechanics*. Vol 16, 727–742.
- [264] **Bouziane. M. Mohamed et al.** Influence de la présence des microcavités dans le ciment de la partie fémorale sur le comportement mécanique de la prothèse totale de hanche, 2010. *Journal de Sciences et Technologies pour le Handicap*, Vol.4 n°2: 189-202.
- [265] **Rybicki EF and Kanninen MF.** A finite element calculation of stress intensity factors by a modified crack closure integral, 1977. *Eng. Fract. Mech.* 931–938.
- [266] **Jasty M and Smith E.** Wear particles of total joint replacements and their role in periprosthetic osteolysis, 1992. *Curr Opin Rheumatol* ; 4(2):204–9.
- [267] **David Hoey and David Taylor.** Fatigue in porous PMMA: The effect of stress concentrations, 2008. *International Journal of Fatigue* 989–995.