




DEDICACES

Je dédie ce mémoire à tous ceux qui m'ont encouragé tout au

Long de ce travail à :

- **Mon père particulièrement pour ces conseils et sa présence à mes côtés,
ma mère pour son soutien moral et mes deux sœurs.**
 - **Ma fiancée, pour sa grande encouragé dans mon travail..**
 - **Mon encadreur qui me suive le long du travail**
 - **L'ensemble du personnel de la Direction de l'Energie.**
 - **A toutes Mes amis**
- 

Remerciement

Je tiens à remercier avant tous Allah le tout puissant qui m'a donné la santé, le courage, la volonté et la patience de réaliser ce travail.

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

Mon encadreur le professeur Serier Boualem

Monsieur le professeur Kaddouri Khacem.

Monsieur le professeur Ziadi abdelkader.

Monsieur le professeur Merdji Ali

M^{eme} Fekrini Hamida

Mr M.M. Bouziane

Mes travaux de thèse ont été effectués au Laboratoire (LMPM). Je tiens à exprimer ma gratitude aux Enseignants Membres de ce laboratoire, qui par leur aide scientifique ont permis la réalisation de ce travail.

Résumé : En chirurgie orthopédique et plus particulièrement en arthroplastie totale de hanche, La fixation des implants s'effectue généralement au moyen d'un ciment chirurgical constitué essentiellement de polymère (PMMA), Il est nécessaire de connaître les forces appliquées au droit de l'articulation prothétique au cours des activités courantes exercées par le patient dans leur vie quotidienne afin de pouvoir établir la distribution des contraintes dans le système (os – ciment – implant).

L'accumulation de dommages et l'échec dans le ciment polyméthacrylate de méthyle (PMMA) sont les plus importants dans une arthroplastie totale de la hanche cimentée (THA) conduisant à un éventuel relâchement de l'implant. Dans cette étude, nous avons utilisé la méthode des éléments finis tridimensionnels (FEM) pour analyser et calculer les trois modes (I, II et III) du facteur d'intensité de contrainte (FIC) de la fissure, de forme elliptique et autre de forme plane se situe à l'intérieure du manteau de ciment pour différentes tailles, orientation et l'emplacement de la fissure en fonction des différentes activités du patient.

A partir des résultats obtenus, nous montrons que le mode fissure d'ouverture est proportionnel à la contrainte appliquée à la pièce endommagée (compression ou traction). Le risque de rupture de la fissure dans la région antérieure de la partie proximale est plus important et provoque un risque de fracture du ciment dont la valeur du F.I.C dépasse la résistance intrinsèque du matériau. Les valeurs de FIC sont moins important pour la fissure elliptique celle de la fissure rectiligne, qui atteint le seuil de la rupture dans certaine condition, et se propage essentiellement par cisaillement des deux lèvres de fissure en modes mixtes II et III, Ces valeurs montrent que le mode de rupture le plus probable est le mode II.

Mots-clés: fissure 3D, ciment osseux, dynamique, PTH

Abstract: In orthopedic surgery and more particularly in total hip arthroplasty, the fixation of the implants is usually carried out using a surgical cement consisting essentially of polymer (PMMA). It is necessary to know the forces applied to the right of the prosthetic joint. during routine activities of the patient in their daily life in order to establish the distribution of the constraints in the system (bone - cement - implant).

Damage accumulation and failure in polymethylmethacrylate (PMMA) cement are the most important in total cemented hip arthroplasty (THA) leading to eventual loosening of the implant. In this study, we used the three-dimensional finite element (FEM) method to analyze and calculate the three modes (I, II, and III) of the stress intensity factor (FIC) of crack, elliptical, and other shapes. Flat shape is located inside the cement mantle for different sizes, orientation and location of the crack depending on the different activities of the patient.

From the results obtained, we show that the crack opening mode is proportional to the stress applied to the damaged part (compression or traction). The risk of rupture of the fissure in the anterior region of the proximal part is greater and causes a risk of fracture of the cement whose value of the SIF exceeds the intrinsic resistance of the material. The SIF values are less important for the elliptic crack than for the plane crack, which reaches the rupture threshold

under certain conditions, and spreads essentially by shearing the two crack lips in mixed modes II and III. These values show that the most likely mode of failure is mode II.

Keyword : 3D crack, Bone cement, Dynamic, PTH

ملخص : في جراحة العظام، وخاصة في تقويم مفاصل الورك، يتم تثبيت البدلة الوركية عادة من خلال الاسمنت الجراحي الذي يتكون أساساً من البولييمر (ب.م.م.ا)، فمن الضروري معرفة القوى المطبقة على طول الأطراف الاصطناعية خلال الأنشطة الروتينية التي يقوم بها المريض في حياته اليومية من أجل تحديد توزيع التوتر في النظام (العظام - الاسمنت - البدلة).

ويعتبر تراكم الأضرار والفتل في الاسمنت متعدد الميثاكريلات (بمما) الأكثر أهمية في إجمالي مفاصل مفصل الورك مما يؤدي إلى تخفيف في نهاية المطاف من الغرسة. في هذه الدراسة، استخدمنا طريقة العنصر المحدود ثلاثي الأبعاد (ع.ث.ا) معامل شدة الإجهاد (م.ش.ا) من الشق، البيضاوي، والأشكال الأخرى. يقع لتحليل وحساب الأساليب انماط فتح الشق الثلاثة داخل الاسمنت العظمي لمختلف الأحجام وكذا موقع الشق انتساباً على الأنشطة المختلفة للمريض.

من النتائج التي تم الحصول عليها، وتبين لنا أن وضعية فتح الشق يتناسب مع الضغط المطبق على الجزء التالف (ضغط أو الجر). يشكل خطر على تمزق الشق في المنطقة الأمامية ويسبب في كسر الاسمنت الذي تتجاوز قيمت معامل الاجهاد المقاومة الجوهرية للمادة. اما بالنسبة للصدع الإهليلجي فهو اقل ضرراً من الشق المستقيم الذي يصل معامل اجهاده إلى عتبة التمزق في ظروف معينة وينتشر أساساً على طرفي شفتا الشق في الوضع الانفتاحي الثاني و الثالث، وضع الفتل الأكثر احتمالاً هو الوضع الثاني.

الكلمات: الشق د3، الاسمنت، العظام، الديناميكية،

SOMMAIRE

Introduction Général	1
Chapitre I- Mécanismes de L'Articulation fémoral.	5
I.1. Organisation du Tissu Osseux	5
I.2. Organisation structurale	5
I.3 Organisation architecturale de l'Os	6
I.3.1 os cortical compact	6
I.3.2 Os spongieux au trabéculaire	7
I.3.3 Diffèrent cellules du tissu osseux	8
I.3.4. Matrice extracellulaire	09
I.4. Structure de fémur	10
I.5. Mouvement de la hanche	16
I.6. Moyennes d'unions	18
I.7. Remodelage et perte Osseuse	20
I.8. Les conditions expérimentales	21
I.9. La Mécanique de l'Os	23
I.9.1 Propriétés Mécaniques	23
I.9.2 Endommagement	24
I.9.3 Viscosité de l'Os	25
I.9.4 Comportement Mécanique de l'os Compact :	25
I.9.5 Autres propriétés	29
I.10. La Fracture du col du fémur	30
I.11. Application au traitement des fractures :	32
I.12 Définition et but d'arthoplastie	34
I.13 CONCLUSION :	35
Chapitre II. Biomécanique et biomatériaux	
II.1. Prothèse totale de la hanche	36
II.1.1. Historique	36
II.1.2. composant d'une prothèse totale de la hanche	37
II.1.3 Méthode de l'implantation fémoral	38
II.2 Les Biomatériaux	40
II.3 Biocompatibilité	41
II.4. Elaboration des biomatériaux	47
II.4.1 Domaine d'application des biomatériaux	48
II.5. Différents types de biomatériaux	49
II.5.1 Biomatériaux métallique	49
II.5.2. Les Céramiques	52
II.5.3 polyéthylène	56
II.5.4 Métaux nobles	57
II.5.5 Métaux purs	57
II.6. Les Bio-polymères	58
II.6.1 Biocéramique	60
II.6.2. Céramiques bioactives et les bio verres	62
II.6.3. Biomateriaux d'origine naturelle	63
II.7. ciment chirurgical	63

II.7.1 Présentation	64
II.7.2 Composition	64
II.7.3 Stérilisation	65
II.7.4. Propriétés physiques	66
II.7.5 Viscosité :	69
II.8 Porosité et fissures	70
II.8.1 Porosité	70
II.8.2. Les Fissures :	72
II.8.3 - Avantages et inconvénients de la porosité	73
II.8.4 -Variations dimensionnelles	74
II.8.5 - Propriétés mécaniques	75
II.9 Effets de l'environnement in vivo sur le ciment acrylique	75
II.10. Techniques de mise en œuvre	77
II.11 Inconvénients du ciment	78
Chapitre III. . Comportement biomécanique du système PTH	
III-1-introduction	80
III.2 Etude des charges appliquées au fémur	81
III.3.Modélisation par la méthode des éléments finis :	83
III.3.1 Propriétés matériaux	84
III.4.Contraintes induites dans un système Os-Ciment-Implant	84
III.4.1.L'Os cortical :	85
III.4.2. L'Implant :	86
III.4.3. le ciment orthopédique :	87
III.4.4.Effet de la nature des activités :	89
III.4.5. Etats de contraintes dans le Ciment :	95
III.4.6. Contraintes de Von-Mises dans la partie proximale du ciment:	98
III.4.7. Contraintes normales dans le ciment orthopédique lors de la montée des escaliers	104
III.4.8.Conclusion :	105
III.5 .Comportement en rupture du ciment PMMA :	105
III.6. Rappel de la mécanique de la rupture	105
III.6.1.Definition de fracture :	106
III.6.2. Les Différentes approches de modélisation de la fissuration :	108
III.6.2.2 Approches discontinues	109
III.6.2.3 Approche d'intensité des contraintes :	110
III.6.2.4 L'Approche énergétique :	113
III.6.3 Modélisation numérique de fissuration :	114
III.7. Cas d'une fissure elliptique :	114
III.7.1.introduction :	115
III.7.2. Analyse du comportement de fissure :	118
III.7.3. Effet de la localisation de la fissure :	119
III.7.4 Effet de l'orientation θ de la fissure :	121
III.7.5.Conclusion :	123
III.8. Cas d'une fissure rectiligne	124
III.8.1.Introduction :	124
III.8.2. Effet de la taille de la fissure :	125
III.8.3.Effet de l'orientation :	126
III.8.4.Effets des activités du patient :	128
III.8.5.Conclusion :	130
Conclusion général	132
Reference bibliographique	134

Introduction Général

Le développement des biomatériaux a permis, depuis le milieu du XX^{ème} siècle, est 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 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) ou encore en dermatologie (greffe de peau) [1].

L'arthroplastie totale de la hanche est une intervention de remplacement d'une articulation biologique (vivante) par une prothèse. Son efficacité dépend de la qualité de la reconstruction, de l'architecture, de la mécanique de la hanche, de l'intégrité et de l'équilibre, du fait de l'allongement de la durée de vie de la population, un accroissement considérable des besoins en biomatériaux se fait d'ores et déjà ressentir, notamment pour ceux utilisés comme implants médicaux en chirurgie orthopédique et dentaire (annuellement sont implantées 80000 prothèses de hanche et 30000 prothèses de genou).

vers la fin des années 1950, lorsqu'un chirurgien anglais, Sir John Charnley [2], utilisa une résine acrylique polymérisant à froid, le polyméthacrylate de méthyle (PMMA) de qualité chirurgicale, pour la fixation des prothèses dans l'os support, que la stabilité à long terme d'implants métalliques fut réalisée. Le PMMA est le seul matériau utilisé actuellement pour l'ancrage des prothèses dans l'os lors d'arthroplasties cimentées [3], Il est obtenu par mélange, au cours de l'intervention, d'une poudre constituée de billes prépolymérisées de PMMA et du monomère liquide MMA. Ce mélange polymérise en quelques minutes in vivo. La popularité de la technique de Charnley était due à son taux élevé de réussite parmi la population âgée [4].

Une fixation plus durable a permis une utilisation plus fréquente, plus intense et plus variée de l'articulation prothétique et les indications pour cette procédure ont été progressivement étendues pour inclure des patients plus jeunes et plus actifs [5] chez lesquels un taux d'échec plus important a été rapporté [6]. Cette intervention est devenue aujourd'hui la plus fréquente des procédures chirurgicales réalisées en Europe

et aux Etats-Unis [7]. Elle a soulagé des millions de personnes d'une douleur invalidante [8].

Cette opération est une intervention chirurgicale majeure associée à un certain nombre de complications [9]. Son échec conduit généralement à une arthroplastie de révision, procédure difficile comportant les mêmes risques que l'intervention de première intention, auxquels s'ajoute celui d'endommager le capital osseux lors du retrait des deux pièces prothétiques. Pour ces raisons, une prothèse de la hanche devrait remplir sa fonction pendant toute la durée de vie postopératoire du patient, sans gêne ni complications [10]. Or, quel que soit le mode de fixation, avec ou sans ciment, la durée moyenne de vie d'une prothèse de hanche in vivo est actuellement d'environ 8 à 10 ans.

Le ciment orthopédique appelé PMMA (polyméthylméthacrylate) est un polymère qui se solidifie en quelques minutes. La charge supportée par la prothèse va se transmettre à l'os par l'intermédiaire de ce polymère; ce dernier est donc sollicité mécaniquement.

Le ciment orthopédique, continue de jouer un rôle vital comme l'un des biomatériaux synthétiques primaires le plus utilisé en chirurgie orthopédique. L'utilisation sûre et efficace du ciment orthopédique est un facteur critique dans la réussite d'un grand nombre des arthroplasties actuellement. Deux modes de fixation des deux surfaces de l'articulation dans l'os adjacent coexistent aujourd'hui : Avec et sans ciment chirurgical, le choix étant fait par le chirurgien en fonction de l'âge du patient et de la qualité du support osseux. Il est obtenu par mélange, au cours de l'intervention, d'une poudre constituée de billes prépolymérisées de PMMA et du monomère liquide MMA. Ce mélange polymérise en quelques minutes in vivo [6].

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), le ciment est le maillon faible de la chaîne de transfert de charge implant-ciment-os, c'est lui qui se casse le premier en présentant des fissures (des décollements) à l'interface ciment-implant ou des microfissures, les quelles avec le temps deviennent plus grandes par fatigue et engendrent la rupture du ciment.

L'amélioration des techniques de préparation et de mise en œuvre du ciment ainsi que des méthodes d'implantation contribue à ce succès. Néanmoins, des progrès restent à faire. Le comportement mécanique en rupture de la prothèse totale de hanche, lié à celui du ciment et les états de contraintes ainsi que leur niveau et leur distribution dans les trois matériaux (ciment-os-implant) constituant la prothèse ont été jusqu'à l'heure actuelle relativement peu étudiés.

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. Notre travail s'inscrit dans ce contexte et porte sur l'analyse, par la méthode des éléments finis, de l'influence de défauts dans le ciment sur la répartition de contrainte, du comportement en rupture du ciment.

La présente d'étude se divise en 5 chapitres :

- Le premier chapitre nous avons présentés la biomécanique de l'articulation fémorale, les différents organes constituant l'articulation naturelle de la hanche, la morphologie des os (fémur, os iliaque), la composition de l'os et les propriétés mécaniques de l'os
- Le deuxième chapitre présente l'arthroplastie totale de la hanche, les Biomatériaux utilisés en ATH et leur mode d'emplacement, leur bio-fonctionnement ainsi que leurs propriétés mécaniques.
- Dans Le troisième chapitre, nous avons fait une analyse numérique, utilisant la méthode des éléments finis pour étudier le modèle PTH de pied gauche cimenté de type CMK3 (Charnly-Miller-Carboul), à l'aide de logiciel ABAQUS nous avons analysé les contraintes agissant sur le système PTH durant le mouvement dynamique du patient pour les activités quotidiennes, après nous avons analysé le comportement d'une fissure elliptique en 3D située au niveau du ciment orthopédique, l'analyse porte sur l'effet de taille et l'orientation de cette dernière sur les paramètres de la rupture. Et finalement nous avons cherché de comparer nos résultats avec une autre géométrie de fissure s'appelant rectiligne, qui porte les mêmes conditions au limite de celle elliptique.

II-1-Prothèse totale de la hanche (PTH) :

La prothèse orthopédique est un dispositif mécanique adapté de manière à reproduire la forme et autant que possible la fonction d'un membre perdu ou absent. Le remplacement du membre par un substitut artificiel est réalisé par un chirurgien spécialisé.

II.1.1.Historique :

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.

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, 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. 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.

De plus, le problème de l'acier est qu'il est sensible à la corrosion dans un environnement physiologique. La très bonne résistance à la corrosion de l'alliage de titane lui confère une excellente biocompatibilité.

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. Ce matériau est aussi utilisé pour sa plus grande dureté que l'acier inoxydable donc une meilleure résistance à l'usure.

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

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

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. Nous avons donné quelques éléments pour comprendre l'évolution des différents matériaux pour remplacer une articulation coxo-fémorale [161].

II.1.2 Composants d'une prothèse totale de la hanche

Une prothèse totale de hanche est principalement constituée de trois composants, soit une tige fémorale sur laquelle est montée la tête fémorale s'articulant avec le cotyle (figure II.1). L'implant fémoral est inséré à l'intérieur de la cavité médullaire du fémur tandis que la cotyle est implantée dans l'acétabulum de l'os coxal [162].

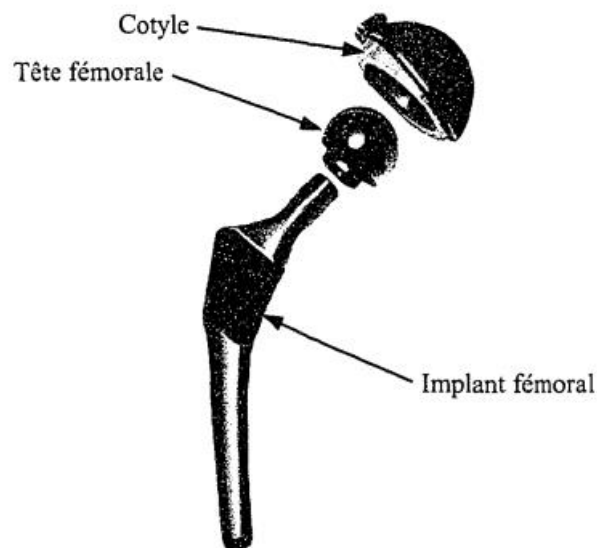


Figure II.1 Prothèse totale de hanche.

Les matériaux utilisés dans la fabrication de ces prothèses sont principalement constitués d'alliages métalliques, de céramiques et de polymères spécialement développés pour les besoins médicaux. Bien sûr, une des qualités premières de ces matériaux est qu'ils doivent être tolérés par l'organisme : on parle alors de biocompatibilité. Les composants articulaires, à savoir les surfaces articulaires qui entrent en contact direct les unes avec les autres, sont souvent constitués d'une tête en céramique ou en métal s'articulant avec le cotyle en polyéthylène à haute densité (UHMWPE), en céramique ou en métal.

Présentement, il existe une panoplie de modèles de prothèses de hanche disponible sur le marché et la question à savoir quel est le meilleur modèle suscite encore de vifs débats.

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

Généralement, le choix du modèle à implanter revient au chirurgien et chacun retient le modèle qu'il pense être le meilleur ou simplement le modèle pour lequel il a reçu la formation appropriée.

II.1.3 Méthode de fixation de l'implant fémoral :

Les implants fémoraux peuvent généralement être classés en deux grandes catégories selon leur méthode de fixation, soit les implants cimentés et non-cimentés.

II.1.3.1 L'implant fémoral non-cimenté :

L'implant fémoral non-cimenté est habituellement utilisé chez de jeunes patients actifs et/ou chez des patients ayant une densité osseuse à peu près normale. L'implant fémoral de ces prothèses est installé directement dans la cavité médullaire étroite du fémur, ce qui ne crée qu'une seule interface entre l'implant et l'os (figure II.2). Afin d'obtenir une stabilité initiale adéquate, l'implant non-cimenté doit être placé en contact avec de l'os pour le supporter de façon rigide.

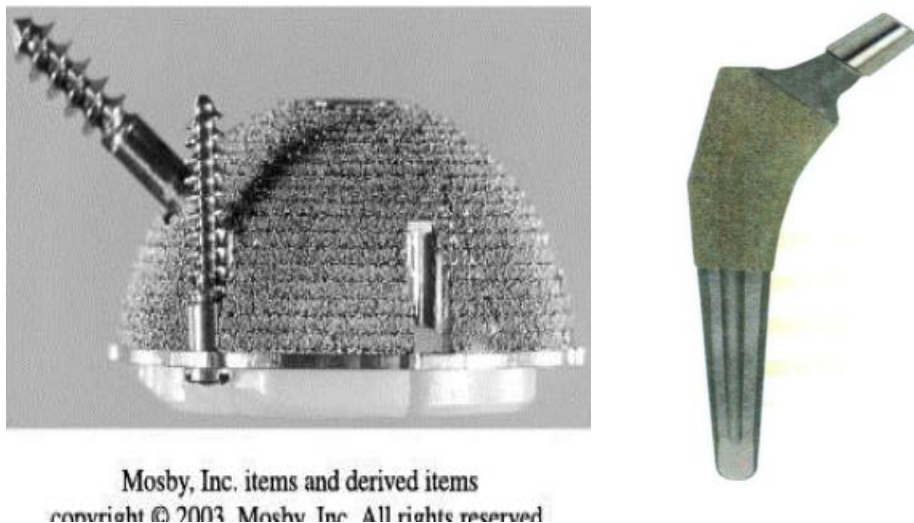


Figure II.2 Vue en coupe d'un implant fémoral non-cimenté poreux

Les implants non-cimentés peuvent être classifiés selon qu'ils soient maintenus par simple interférence, par croissance osseuse sur la surface poreuse de l'implant ou par adhésion chimique à l'aide d'un recouvrement minéral de la surface de l'implant [163].

II.1.3.2 L'implant fémoral cimenté :

Les prothèses cimentées sont habituellement implantées chez des patients plutôt âgés (généralement 65 ans et plus) ayant une densité osseuse plus faible ou des os en mauvais état et ne pouvant pas tolérer une longue réhabilitation [164]. Un des principaux avantages de la fixation cimentée est l'excellence de la stabilité primaire.

Cette dernière permet, après quelques jours suivant l'intervention, au patient de pouvoir supporter le poids de son corps et de bénéficier très rapidement d'une certaine mobilité comparativement aux implants dépendant d'une intégration osseuse où une période de convalescence de plusieurs semaines est nécessaire [163].

Dans les prothèses de hanche cimentées, le ciment osseux remplit tout l'espace compris entre l'os et l'implant fémoral inséré dans la cavité médullaire du fémur (Fig.II.3) et permet ainsi un ancrage de la prothèse. La fonction principale du ciment osseux est de transférer de façon uniforme la charge de l'implant vers l'os hôte ainsi que de fournir une bonne stabilité primaire de l'implant.

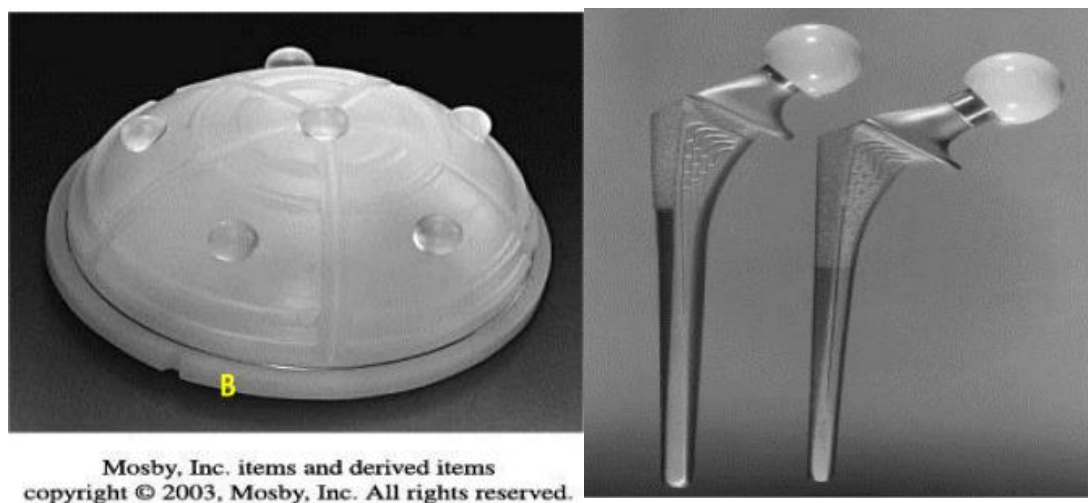


Figure II.3 Vue en coupe d'un implant fémoral cimenté

Comme il est possible de le constater sur la figure II.3, deux interfaces sont créées avec ce type de prothèse soit l'interface implant-ciment et ciment-os. L'implant fémoral est lié au ciment osseux uniquement grâce à la fixation mécanique de l'interface. La surface de l'implant est soit lisse, afin de profiter de l'enfoncement de la prothèse dans le ciment, ou rugueuse afin d'augmenter l'adhérence entre le métal et le ciment. Toutefois, la question à savoir quel mécanisme de fixation de l'implant au ciment est le meilleur pour assurer la stabilité de l'implant est encore controversé [163].

II. 2. Les Biomatériaux :

Après le bouleversement des matériaux traditionnels (bois, pierre, métaux, ...) par les matières plastiques et composites (élastomères, polymères ...) dans la seconde moitié du XXe siècle, des matériaux dits « intelligents » ont été développés afin de s'adapter au mieux et en permanence à des environnements de plus en plus spécifiques. Citons, par exemple, les alliages à mémoire de forme, appelés ainsi parce qu'ils retrouvent leur forme initiale après une déformation de grande amplitude provoquée par des variations de température de leur environnement. D'autres nouveaux matériaux intelligents qui trouvent de nombreuses applications dans le domaine des biomatériaux sont actuellement en cours d'étude. Les biomatériaux sont des implants caractérisés par leur destination qui impose des exigences évidentes de biocompatibilité. Celle-ci implique une interaction non défavorable entre le matériel et l'hôte et une fiabilité exceptionnelle. Les biomatériaux s'inspirent de plus en plus des propriétés des systèmes biologiques. En effet, la nature reste un modèle inégalé dans la production de matériaux aux propriétés exceptionnelles (soie, ailes de papillon...) que l'on est tenté d'imiter.

Les biomatériaux représentent une des grandes avancées thérapeutiques de ces quarante dernières années. Selon la définition du consensus de Chester (1991), un biomatériau est un matériau destiné à être en contact avec les tissus vivants et / ou les fluides biologiques pour évaluer, traiter, modifier les formes ou remplacer tout tissu, organe ou fonction du corps.

Ces matériaux doivent, d'une part satisfaire à des caractéristiques physico-chimiques appropriées au site d'implantation et à la fonction à remplir et d'autre part être biocompatibles. Historiquement la biocompatibilité, a d'abord été appréhendée de manière passive, avec le développement de matériaux les plus inertes possibles vis-à-vis des tissus.

Aujourd'hui, une interaction positive est clairement visée, dans le but d'une intégration plus rapide et durable des implants et une guérison des tissus. On cherche alors des matériaux dits 'bioactifs', qui présentent une affinité avec les tissus environnant et permettent une intégration plus rapide des biomatériaux [43,44,45]



Figure.II. 4 : les organes peuvent être remplacés par des biomatériaux [46]

Les matériaux destinés à être en contact permanent ou provisoire avec les systèmes biologiques doivent obéir à des règles très strictes, notamment de biocompatibilité et de bio-compétence, pour pouvoir être utilisés en pratique médicale :

II.3.Biocompatibilité :

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

II.3.1. Biocompatibilité structurale :

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

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

polymères déterminent les caractéristiques mécaniques du matériau et tout particulièrement sa raideur, sa résistance mécanique et sa résistance à la fatigue.

II.3.2 Le Raideur :

La raideur est une propriété déterminante lors du choix d'un biomatériau. Elle est définie comme le produit du moment d'inertie « I » et du module de Young (I, étant imposé par la forme de l'implant). En effet, à l'interface implant-os, le transfert de charge conduit à leur modification locale quantitative et qualitative. Il a été montré que les ostéoblastes sollicités en tension favorisent la formation du calcium et par conséquent l'ostéointégration, alors qu'au contraire, celles se trouvant en compression meurent et par conséquent ramollissent la structure osseuse. Ce comportement dû essentiellement à l'écart entre les modules de Young des deux matériaux en présence, (écart des modules de Young de l'implant massif et l'os) (Tableau II.1), peut conduire au déchaussement de l'implant. Ce problème ne peut être évité que par une réduction du module de Young de l'implant ou par un développement de continuité d'élasticité de l'implant vers l'os [47].

A l'heure actuelle une des techniques les plus employées se limite au développement de surfaces poreuses à l'interface implant massif-os. Le module de Young des céramiques et des métaux (Fig.II.4) est étroitement lié à la porosité par la relation suivante: $E_p = E_o (1 - 1,21p^{2/3})$

Pour satisfaire cette exigence, il est donc nécessaire de développer des matériaux présentant un faible module de Young et une résistance mécanique élevée [48].

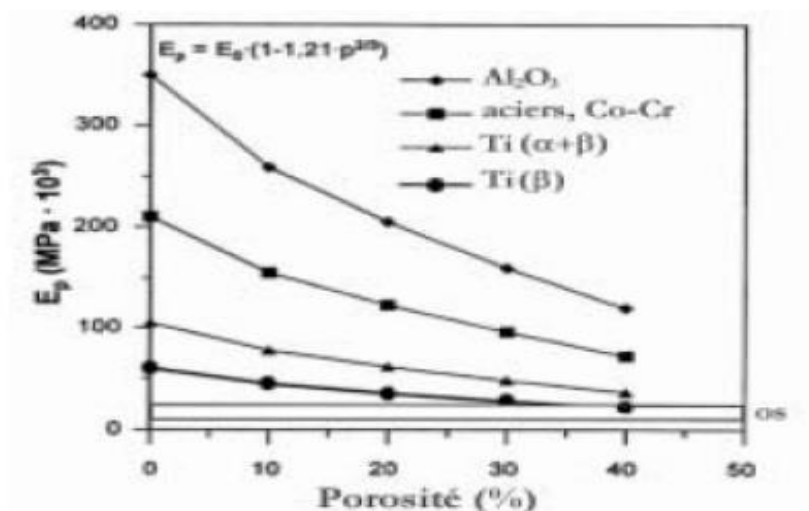


Figure II.5 : Module de Young de différents biomatériaux en fonction de la porosité [48].

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

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

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

Tableau II.1 : Caractéristiques mécaniques de différents biomatériaux [48].

II.3.3. Biocompatibilité des surfaces :

La biocompatibilité des surfaces est la compatibilité du point de vue topographique et biochimique entre le biomatériau et les cellules environnantes. Elle définit l'aptitude de la surface de l'implant à favoriser ou défavoriser l'adhésion et le développement cellulaire ; cette adhésion est une condition sine qua none de l'ostéointégration, recouvre différents phénomènes qui font l'objet de plusieurs recherches [49]; pour résumer il se forme

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

une phase rapide de liaisons non spécifiques entre les matériaux vivants et les matériaux synthétiques de type ioniques ou de Van der Wals ; celle-ci précède une phase d'adhésion plus lente impliquant différentes protéines (protéines de la matrice extracellulaire et protéines cytosquelette) qui en réagissant entraînent de nouvelles protéines stimulant l'enracinement définitif des cellules. Une étude a montré que le développement cellulaire dépend non seulement des caractéristiques biomécaniques mais également des paramètres physicochimiques tels que la résistance à la corrosion, la composition, la topographie et la résistance à l'usure.

II.3.4. Composition de la surface du biomatériau :

Elle ne doit pas comporter d'ions susceptibles de conduire à une réaction immunitaire. En effet, les phénomènes de frottement ou de corrosion ou de dégradation au cours de l'opération chirurgicale peuvent conduire à la formation d'ions qui peuvent être relégués 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.3.5 Résistance à l'usure :

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

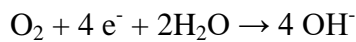
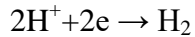
II.3.6. Topographie du biomatériau :

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

Chimiquement différents phénomènes tels que les réactions de corrosion l'hydrolyse des produits de corrosion et la formation de composés organométalliques peuvent résulter de l'interaction d'un corps étranger avec le tissu humain ; la succession

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

catastrophique de ces phénomènes peut conduire au rejet. La corrosion dans un milieu agressif (eau ou liquides physiologiques) intervient comme un processus électrochimique où une oxydation du métal et couplée à une réduction. Ce phénomène se produit à la surface du matériau et se traduit par les réactions d'oxydoréduction suivantes :



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

- les métaux de transition susceptibles de s'oxyder spontanément car leurs potentiels E_0 sont négatifs et inférieurs à ceux des couples H_2/H^{+} ou O_2/OH^{-} ,
- les métaux «nobles» qui ne s'oxydent pas en présence des couples précités ($E^0 \gg 0$).

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.2 : Potentiel normal E^0 à 25°C (en V/au potentiel de l'électrode au calomel saturée ECS) [50].

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 (Fig.II.6).

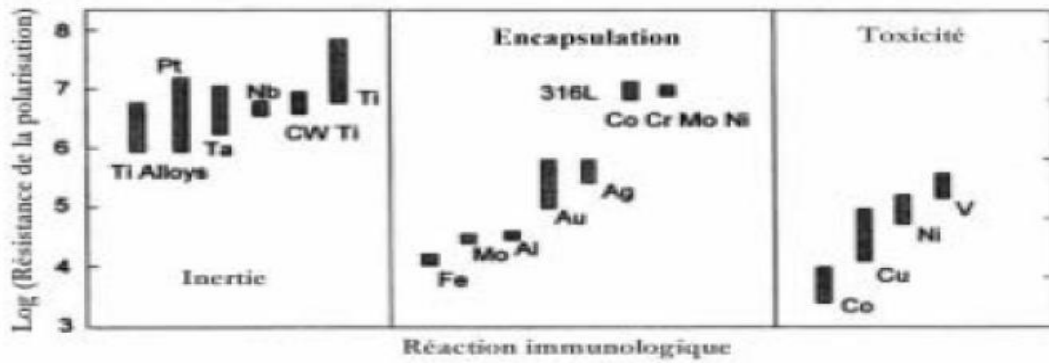


Figure II.6 : Résistance à la corrosion et réaction tissulaire à différents biomatériaux métalliques [51].

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

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

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 bio activité 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 bio tolérés 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 bio inertes 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. Élaboration des biomatériaux :

Les procédés d'élaboration et de mise en forme des matériaux biologiques sont très divers en raison de la multitude des produits proposés. Comme pour tous les domaines récemment explorés, les modes de mise en forme des biomatériaux sont inspirés de ceux propres à d'autres domaines (frittage, coulée, forgeage, usinage, injection, projection plasma, etc...).

Une attention particulière est portée à la présence d'impuretés ou à toutes formes de contamination ou de pollution qui peuvent avoir, même à de faibles concentrations, une grande influence sur le comportement biologique. Ainsi la stérilisation est une étape obligatoire. Différents procédés sont proposés mais l'irradiation aux rayons gamma sur le matériau préemballé est aujourd'hui recommandée [52].

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

II.4.1 Domaines d'application des biomatériaux :

Ce paragraphe rassemble un échantillonnage significatif des domaines médicaux où l'usage des biomatériaux s'est révélé pertinent. Pour chaque domaine, les types de produits nécessaires sont désignés.

- **En ophtalmologie :**

Lentilles (souvent exclues du domaine pour cause de brièveté du contact) ;

Implants ;

Coussinets de récupération ;

Produits visqueux de chambre postérieure.

- **En odontologie – stomatologie :**

Matériaux de restauration et comblement dentaire et osseux ;

Traitements prophylactiques ;

Orthodontie ;

Traitement du parodonte et de la pulpe ;

Implants ; Reconstruction maxillo-faciale.

- **En chirurgie orthopédique :**

Prothèses articulaires (hanche, coude, genou, poignet,...) ;

Ligaments et tendons artificiels ;

Cartilage ;

Remplacement osseux pour tumeur ou traumatisme ;

Réparation de fractures (vis, plaques, clous, broches) ;

Matériaux de comblement osseux injectable.

- **En cardiovasculaire :**

Valves cardiaques ;

Cœur artificiel ;

Assistance ventriculaire ;

Prothèses vasculaires ;

Matériels pour angioplastie luminale coronarienne et stents ;

Cathéters endoveineux.

- **En urologie/ néphrologie :**

Poches, cat hétérs et tubulures pour dialyse péritonéale ;

Rein artificiel ;

Matériaux pour traitement de l'incontinence.

- **En endocrinologie-chronotherapie :**

Pancréas artificiel ;

Pompes portables et implantables ;

Systèmes de libération contrôlée de médicaments ;

Biocapteurs.

- **En chirurgie esthétique :**

Matériaux et implants pour chirurgie esthétique ;

Drains de chirurgie ;

Colles tissulaires ;

Peau artificielle ;

II.5. Différents types de biomatériaux

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

II.5.1. Biomatériaux métalliques :

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

II.5.1.1. Alliages à base de titane :

Deux types d'alliages sont utilisés : le Protasul 64 WF de nuance (Ti6Al4V) et le Protasul 100 de (Ti6Al7Nb). Contrairement au premier ce dernier ne contient pas de vanadium. Cet élément semble être à l'origine de réactions d'intolérance. Les deux alliages présentent d'excellentes propriétés de résistance à la fatigue. Cependant leur très faible dureté

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

limite leur utilisation comme surface de frottement. Leur emploi comme aire de contact peut conduire à une usure abrasive du dioxyde de dioxyde de titane et à un risque trop important de corrosion en contact direct avec le matériau adhésif [54]. Les Protasul 64 WF et le 100 sont de propriétés mécaniques de résistance plus élevées que les aciers inoxydables par exemple et les alliages Cobalt-Chrome. Par contre, leur module de Young est environ deux fois moins important que celui de ces deux alliages comme le montre le Tableau II.3.

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

Les alliages de titane présentent la possibilité de réduction du module d'élasticité tout en gardant une valeur élevée de la résistance métallique. En effet, les alliages caractérisés par le couple de propriétés : module de Young (faible) et résistance mécanique (élevée) [55], sont recherchés. Les alliages de titane permettent l'obtention d'un tel couple.

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

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

Tableau II.3: Composition et propriétés mécaniques des alliages forgés cas du Protasul 10[54]

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

- **1 ère technique** : Ajout d'éléments d'addition de rayons atomiques différents conduisant à un durcissement par substitution (Tableau II.4) ou par insertion (O, N, H). Cette dernière étant plus rentable parce qu'elle entraîne des contraintes plus importantes dans le réseau cristallin.

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

Elément	Cu	V	Cr	Mo	Mn	Ni	Fe	Co
Durcissement (Mpa par % Pd.)	14	19	21	27	34	35	46	48

Tableau II.4 : Durcissement par substitution.

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

3 ème technique : Réduction de la taille des grains conduisant à une augmentation de la résistance mécanique conformément à la loi de Hall et Petch [56].

$$\sigma_e = \sigma_0 + K\varphi^{-1/2} \quad \text{Ou : } \sigma_0 : \text{constante ; } K : \text{constante et } \varphi : \text{diamètre des grains}$$

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

II.5.1.2. Alliages à base de cobalt :

De par les résultats obtenus dans le cas de leur utilisation en odontologie pour l'élaboration des prothèses [15.], leur application a été étendue à l'arthroplastie. Ces alliages ont quasiment un comportement élastique et sont très durs. Ils sont obtenus par moulage ou par forgeage. Les alliages élaborés par le premier procédé présentent une composition chimique : 63-65% Co, 26-30% Cr, 4-7% Mo et environ 2.5% Ni ; de par leur excellente dureté, ils présentent une très bonne résistance au frottement mécanique, d'où leur utilisation comme surface de frottement. Les alliages Cobalt-Chrome sont essentiellement utilisés en chirurgie cardiovasculaire et orthopédique (Vitalium).

Le carbone améliore la coulabilité de ces alliages mais sa concentration doit être limitée < 0.35 % afin d'éviter la formation de carbures dont la présence réduit considérablement la propriété de ductilité du matériau. Malgré la présence du Chrome en surface assurant une très bonne résistance à la corrosion, du fait de la formation spontanée d'une couche superficielle d'oxydes stables (Cr_2O_3), ce dernier joue le rôle de couche protectrice. Il y a toujours une dissolution passive du métal. Une addition de 4-7 % de Molybdène ou de Nickel conduit à un durcissement par substitution dû aux différences de rayon atomique avec le Cobalt. Cependant, une étude [58] a montré que dans les zones d'implant soumises à des frottements, l'arrachement de particules de tailles (0.5 à 35 μm) contenant des ions toxiques Cr^{6+} et Co^{2+} pouvant conduire au relâchement spontané des tissus entourant la

prothèse. Comparativement aux aciers inoxydables, ces alliages sont très rigides et présentent une excellente résistance à la corrosion.

II.5.1.3. Aciers inoxydables :

Les implants utilisés dans la prothèse totale de hanche sont dans ce cas en aciers inoxydables de structure austénitique ; le 316L contenant 0,03% C, 17 % Cr, 12 % Ni et 2% Mo. De par sa grande rigidité il est pratiquement l'acier orthopédique le plus fiable. Il est utilisé pour l'élaboration d'implants permanents comme par exemple les prothèses. Il contient au moins 12% de Cr dont le but est d'assurer une excellente passivation formant une couche d'oxyde de chrome. Le carbone permet d'améliorer la résistance de l'alliage à la corrosion en milieu biologique. L'acier inoxydable présente une sensibilité élevée à la corrosion in vivo [59] caractérisée par l'apparition d'ions (Ni^{2+} , Cr^{3+} , Cr^{6+}) à chaque fois qu'il y a un micromouvement de l'implant.

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

II.5.2. Les Céramiques :

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

II.5.2.1. Céramiques bio-inertes :

- **Alumine**

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

- densité supérieure à 3,93 ;
- Taille de grains inférieure à 6 micromètres ;
- Résistance à la flexion ≥ 500 MPa ;
- Résistance à la compression $> 4\ 000$ MPa ;

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

-Résilience – résistance aux chocs : 45 N/cm^2 .

L'alumine présente les *avantages* suivants :

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

Cependant, elle présente les inconvénients suivants :

- Leur très grande résistance aux chocs mécaniques leur confère une faible propriété d'amortissement ;
- Une différence trop importante entre son module de Young (380 GPa), et ceux de l'os sous-chondral ($\approx 0,2$ à $2,2$ GPa) et du ciment (≈ 3 GPa). De par cet écart la cupule élaborée en alumine conduit à un taux de descellement beaucoup plus important que celui provoqué par l'utilisation d'une cupule en polyéthylène cimentée [60,61].

TOOMS [62] a constaté une usure caractérisée par la présence de particules d' Al_2O_3 ou de rupture dans le cas de systèmes alumine – alumine. D'autre part, cette céramique doit être de haute pureté. La présence d'impuretés constitue le siège de concentration de contraintes et peut conduire à l'amorçage de fissures inter granulaires.

• La zircone

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

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

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

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

Actuellement [63] les céramiques TZP (Tétragonal-Zirconia-Polycristalls de composition $ZrO_2 + 3\% Y_2O_3$) sont utilisées comme prothèses totales de hanche. Des matériaux céramiques contenant une grande densité de pores (céramiques poreuses) ont été développées afin notamment d'adapter le module d'élasticité de l'implant à celui de l'os (Fig.II.6)

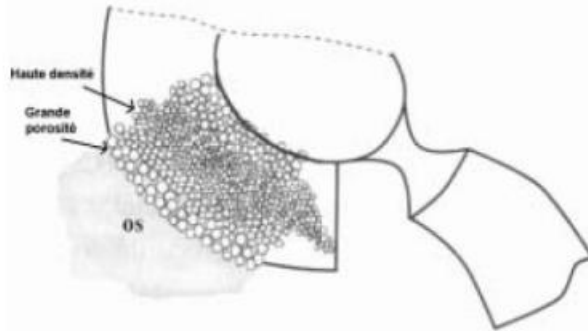


Figure II.6 : Cavités articulaires d'une céramique à forte densité de pores, d'après Schmid [64].

II.5.2.2 Céramiques bioactives :

Ces céramiques ont été développées afin que leurs caractéristiques chimiques tendent vers celles de l'OS, autrement dit, elles doivent présenter une composition chimique la plus proche possible de celles de l'os naturel. Des travaux récents [65] ont montré que les matériaux céramiques et les verres à base de phosphore et de calcium présentent une excellente bioactivité. En effet, de structures et de rapport calcium sur phosphore (Ca/P) comparables à ceux de la matière osseuse (l'os contient 60 à 70 % d'hydroxyapatite), les céramiques hydroxyapatites (HAP) et phosphates tricalciques (TCP) de formules chimiques respectives : $Ca_5(PO_4)_3(OH)$ et $Ca_3(PO_4)_2$, sont essentiellement utilisés comme revêtements d'épaisseurs proches. Ce revêtement a pour rôle de faciliter l'incorporation de la prothèse dans le tissu humain sans ciment. Il est à noter cependant que les prothèses particulièrement métalliques, sont souvent assemblées à l'os par des ciments polymères (PMMA).

L'application de ces ciments conduit parfois à un relargage de monomères nocifs ou à un échauffement local important (environ $80^\circ C$) pouvant provoquer la nécrose des tissus environnants.

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

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

la résorption peut intervenir suivant différents modes de dégradations (chimiques, cellulaires, ou enzymatiques) dans ce cas, la dissolution des céramiques intervient grâce à des cellules voisines des ostéoclastes et conduit à la libération d'ions de phosphore et de calcium.

II.5.2.3. Céramiques dentaires :

Au cours des 10 dernières années, l'application des procédés de haute technologie a conduit au développement de nouveaux matériaux céramiques pressés, injectés et « slip casting ». Les céramiques classiques, peut être considéré comme céramique tout matériau inorganique, fragile, composés d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures. Les céramiques présentent des liaisons chimiques fortes de nature ionique ou covalente et mis en forme à haute température à partir d'une poudre dont la consolidation se fait par frittage, cristallisation ou prise par un liant hydraulique. Le frittage est un traitement thermique avec ou sans application de pression externe.

En dentisterie, les céramiques sont essentiellement employées dans des applications prothétiques mais peuvent également être utilisées en implantologie, en orthodontie, en matériau de restauration esthétique comme dans le cas d'inlays, onlays ou facettes (Fig. II.7). La plus grande partie des nouveaux systèmes très sophistiqués apparus ces dernières années sont des améliorations technologiques d'un produit apparu il y a plus d'un siècle [34].



Figure II. 7 : céramiques dentaires [35].

Les céramiques et les verres sont utilisés en tant que matériaux de comblement osseux, pour les prothèse de hanche, les implants dentaires, les implants de l'oreille interne et les valves cardiaques. Cette classe de biomatériaux peut être divisée en deux sous-catégories : les céramiques bios inters et les céramiques bioactives tableau II.5.

Dans le tableau ci-après, sont cités les biomatériaux les plus couramment utilisés en fonction de leur domaine d'utilisation.

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

céramique	Formule chimique	Type
Alumine	Al_2O_3	Bioinerte
Zircone	ZrO_2	Bioinerte
Barreier	$\text{Na}_2\text{CaOP}_2\text{O}_3.\text{Si}$	Bioinerte
Hydroxyapatite	$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$	Bioinerte
Phosphate tricalcique	$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)$	Bioactive+biorésorbable

Tableau II. 5 : principales céramiques utilisées pour les applications médicales[78,74,79,80].

II.5.3. Polyéthylène :

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

Il présente les avantages suivants :

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

Le résultat de cette usure est l'existence d'un troisième corps ou d'irrégularités sur la surface (métal ou céramique) en regard du polyéthylène par adhérence (liée à l'élimination par le frottement des irrégularités de surface du polyéthylène par fatigue (lié au vieillissement et apparaissant au-delà de la 8^{ème} année), ou par fatigue. L'épaisseur du polyéthylène détermine la durabilité des prothèses cimentées. Celle-ci croît et ce paramètre atteint une valeur de 10mm (8mm en fond de rayures). C'est ainsi que la fonction primordiale du polyéthylène est d'assurer une distribution homogène des charges et d'éviter leur concentration localisée dans le ciment autour de la cupule [66]. Ce comportement permet d'augmenter considérablement la durée de vie des prothèses.

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

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

II. 5.4 Métaux nobles :

A cette catégorie, on rattache le tantale, le palladium, le platine, l'or, l'argent, l'iridium et le niobium. La plus connue est l'utilisation de l'or en dentisterie. Le coût élevé de ces matériaux rend leur utilisation de plus en plus rare [67]

II. 5.5 Métaux purs

Leur utilisation est actuellement très limitée (seul le titane pur est employé en Grande-Bretagne), bien que, par le passé, de nombreux essais aient été réalisés avec le fer, le plomb, le cuivre, le zinc, l'or et bien d'autres métaux. L'insuffisance de leurs propriétés mécaniques, de leur résistance à la corrosion ou de leur biocompatibilité les a fait rapidement abandonner [68].

○ Avantages et inconvénients :

Les métaux utilisés comme biomatériaux ont des limites d'élasticité et des résistances à la rupture élevées.

-Ils sont conçus pour résister à la corrosion.

-Leur usage est très répandu en orthopédie: articulations de remplacement au niveau de la hanche ou du genou.

-Les implants réduisent la douleur et permettent une récupération de la fonction des articulations dans lesquelles les cartilages naturels ont été endommagés.

-Des plaques et vis métalliques sont largement utilisées pour maintenir en place des os fracturés (peuvent être enlevés ou laissés en place après guérison selon les cas).

-Le point faible des métaux est leur susceptibilité à la corrosion qui a mené à la sélection d'alliages (Titane, Cobalt-Chrome).

Sur le tableau II.6 sont regroupés les matériaux utilisés en implantologie dentaire.

Biomatériaux « Métaux »	Utilisations
Acier inoxydable	Remplacement mixte, fracture osseuse fixation, valves cardiaques, des électrodes
Titane et alliages de titane	Joint de Remplacement, revêtements de surface sur le total des remplacements articulaires, échafaudages cellulaires
Alliages cobalt-chrome	Joint de remplacement, fracture osseuse fixation
Or	obturations et les couronnes, les électrodes dentaires
Argent	Fils de pacemakers, matériel de suture, les amalgames dentaires
Platine	Électrodes, de neurones périphériques stimulations

Tableau II .6: Quelques biomatériaux métalliques et leur usage.

Remarque :

La sélection d'un biomatériau spécifique pour une application particulière est compliquée.

Les métaux ont été utilisés de longue date en raison de leur biocompatibilité, de leur grande résistance mécanique. En comparaison avec les céramiques et les polymères, les métaux sont très ductiles et résistants [69].

II.6. Les Biopolymères :

Grace à leur usinage aisé sous diverses formes les matériaux polymères sont largement utilisés en implantologie : fibres, profilés, bandes, fils, etc. certains polymères présentent une forte ressemblance avec les composants polymériques naturels du corps humain, comme le collagène. Ainsi, dans certaines situations la liaison entre un polymère synthétique et un polymère tissulaire (naturel) devient possible.

Grace à leur biocompatibilité, les polymères adhésifs sont utilisés pour la suture ou la cicatrisation des blessures. Ils peuvent être également utilisés pour fixer les implants orthopédiques. Les matériaux polymérique utilisés en implantologie sont décrits dans les standards ASTM. Dans la recherche on retrouve deux grandes tendances en fonction de l'usage des polymères [70]. Sur la fig.II.8 est représenté un schéma d'un polymère à liaisons croisées.

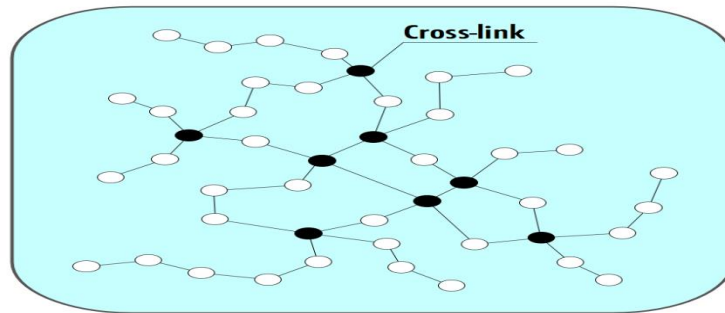


Figure II. 8 : schéma d'un polymère à liaisons croisées [71].

- **polymères fonctionnels :**

C'est-à-dire susceptibles d'avoir une fonction chimique particulière à l'interface matériau-tissu vivant, à savoir par exemple la capacité d'interaction avec les ostéoblastes (et/ou les fibroblastes) qui favorise la repousse osseuse ou ligamentaire. Ceci est envisagé par la fixation sur le polymère de groupements ionisés tels qu'orthophosphate, carbonate, carboxylate, etc. La "fonctionnalité" peut notamment être obtenue par la modification de l'état de surface du polymère par implantation ionique ou par greffage de substances fonctionnelles.

- **polymères résorbables :**

Tels que les copolymères d'acide lactique et d'acide glycolique qui sont utilisables en chirurgie orthopédique traumatologique, ou les polyanhydrides qui sont utilisés dans les formes retard de médicaments [72].

Les polymères résorbables, Aujourd'hui, on s'oriente vers l'utilisation de matériaux dits biorésorbables. En effet, les implants permanents dans l'organisme occasionnent le plus souvent une inflammation chronique correspondant à la réponse de l'organisme au corps étranger. Elle se traduit par la formation d'une couche de tissu fibreux peu vascularisée. La biorésorbabilité de certains polymères permet de s'affranchir de la seconde opération chirurgicale liée au retrait de l'implant. Enfin les polymères sont des matériaux radio-translucides, permettant ainsi le suivi médical par imagerie. Un polymère est dit biorésorbable (Fig.II.9). S'il est susceptible après implantation dans l'organisme d'être totalement dégradé sous forme de produits simples, éliminés par les voies métaboliques. La biodégradabilité des polymères est liée à la présence de liaisons chimiques hydrolysables. Par ordre décroissant de vitesse de dégradation [73].

Des exemples de polymères biorésorbables sont les copolymères d'acide lactique et d'acide glycolique qui sont utilisables en chirurgie orthopédique traumatologique, ou les polyanhydrides qui sont utilisés dans les formes retard de médicaments [74]. Leurs propriétés

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

de biocompatibilité et de biorésorbabilité associées à leur résistance mécanique sont très importantes pour assurer les fonctions attendues dans ce domaine

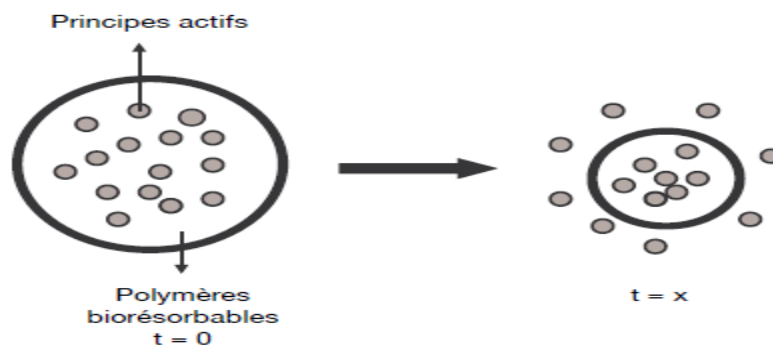


Figure II. 9 : Applications des biopolymères libération contrôlée des principes actifs [24].

Les caractéristiques mécaniques des quelques biopolymères sont illustrées sur le tableau II.7

polymères	Module d'young (GPa)	Résistance à la traction (MPa)	% d'élongation
Polyméthacrylate méthyle de (PMMA)	2.2	30	1.4
Polyéthylène téréphtalate (PET)	2.14	53	300
Polytétrafluoroéthylène (PTFE)	0.5	17-28	120-350
Polyéthylène à ultra haut poids moléculaire (UHMWPE)	4-12	35	300

Tableau II. 6 : principales propriétés mécaniques de biomatériaux polymères [75].

II. 6.1. Biocéramiques:

Leur inertie par rapport aux tissus environnants leur confère une biocompatibilité empêchant le rejet (pas de risque d'infection, de réaction immunitaire ou inflammatoire). Ces céramiques ne sont pas solubles dans le milieu physiologique et par conséquent stables dans le temps. La liaison développée entre le substitut et le tissu osseux se fait par accroche mécanique via une fine capsule fibreuse située autour de l'implant. Les deux céramiques les plus utilisées dans ce domaine sont l'alumine Al_2O_3 et la zircone ZrO_2 . Leur champ

d'applications principal est le remplacement articulaire, et plus particulièrement la prothèse de hanche [81].

- **L'alumine**

La présence d'aluminium dans l'environnement est naturelle et anthropique. L'aluminium est un métal relativement jeune par rapport à des métaux comme le fer et le cuivre. L'aluminium est l'élément métallique naturel le plus abondant de l'écorce terrestre dont il est le 3e élément constitutif le plus important, il représente environ 8%. Il n'y est présent que combiné avec l'oxygène, le silicium, le fluor ou autres éléments. On le trouve sous forme :

- D'alumine Al_2O_3 (corindon α Al_2O_3 , émeri, rubis, saphir, émeraude, etc.),

- Ou hydratée (hydrargillite ou Gibbsite γ $Al(OH)_3$, boehmite γ $AlO(OH)$, diaspore α $AlO(OH)$). La bauxite qui constitue le principal minerai contient de 40 à 60% d'alumine (oxyde d'aluminium). De la famille des Latérites, la Bauxite est une roche sédimentaire principalement composée d'hydroxydes d'aluminium (Gibbsite, Boehmite, Diaspore), associés à des oxydes de fer et des impuretés (Silice, Calcite). Elle ressemble à de l'argile dure mais qui ne fait pas de pâte avec l'eau.

La résistance à la rupture de l'aluminium est de l'ordre de 80 MPa pour l'aluminium ordinaire et de 60 MPa pour l'aluminium extrapur. La dureté de l'aluminium est accrue par la présence d'impuretés (cuivre, nickel, argent, phosphore, etc.). Le défaut de l'aluminium est donc sa faible résistance mécanique, ce qui ne permet pas de l'utiliser pour la réalisation d'éléments porteurs dans la construction. Cependant, les qualités mécaniques de l'aluminium sont fortement améliorées lorsqu'on lui ajoute du cuivre, du manganèse et du magnésium pour se présenter sous forme d'alliages légers [82].

- **La zircone**

($ZrSiO_4$) est un minéral de la famille des silicates, découvert en 1789 par M. H. Klaproth, un chimiste allemand.

Le dioxyde de zirconium (ZrO_2) est un composé chimique naturel utilisé en prothèse dentaire depuis 10-15 ans. Sa stabilisation partielle à l'yttrium et son enrichissement à l'aluminium lui confèrent des propriétés optimales, notamment une résistance à la flexion > 1400 MPa, une dureté Vickers de 1200 HV et un module Weibull de $15,84$. (*pour la céramique Zirkon « ICE Zirkon Translucide ») La zircone étant un matériau non seulement ultra résistant mais aussi 100 % biocompatible [76]. de bonnes caractéristiques mécaniques (densité : $6.02g/cm^{-3}$,

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

résistance à la flexion 1000-1500 MPa, module d'élasticité : 210GPa, résistance à la compression : 2500 MPa), une bonne résistance à l'usure et au frottement, leur résistance à la fatigue atteint 10⁷ cycles sur le banc d'essai.

Les études de Christel en chirurgie orthopédique et de Débrouille et al en chirurgie orale n'ont montré aucune différence entre la réaction du tissu au contact de l'alumine et sa réaction au contact de la zircone.

Les travaux d'Ichikawa et al (in vitro et in vivo chez l'animal) ont également montré l'excellente biocompatibilité de la zircone [78,83].

II.6.2 Céramiques bioactives et les bioverres :

Le caractère bioactif de ces matériaux est dû en partie à leur faible solubilité. En effet, cette propriété leur permet de créer une liaison intime entre leur surface et le tissu environnant. Les principaux composés de cette catégorie sont les bioverres et l'hydroxyapatite. L'un des problèmes majeurs des bioverres est leur mauvaise tenue mécanique qui empêche leur utilisation dans le cas de mise en charge importante.

L'hydroxyapatite phosphocalcique ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, HA) et ses domaines d'applications seront détaillés dans les paragraphes suivants [84, 85].

Le PMMA est utilisé en chirurgie orthopédique pour la fixation des prothèses. Le vieillissement du PMMA peut réduire la durée de vie de la prothèse, c'est la raison pour laquelle des équipes de scientifiques cherchent à améliorer ces propriétés mécaniques en y ajoutant des fibres de titane [74].

Le ciment osseux est un matériau visco-élastique dont les propriétés in vitro (de la plupart des ciments commercialisés) sont :

- module d'Young : 2.000 (Mpa) ;
- résistance à la rupture en traction : 25 Mpa ;
- compression : 80 MPa ;
- élongation avant rupture : 5 % ;
- résistance à la fatigue (10⁸ cycles) : 14 Mpa .

Il agit donc comme une couche élastique entre deux couches rigides [85,86,87].

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

II.6.3 Biomatériaux d'origine naturelle :

La synthèse des matériaux naturels est réalisée par un organisme ou une plante. Par conséquent, ils sont en général plus compliqués structurellement et chimiquement que les matériaux synthétiques [69]. Le souci de biocompatibilité des implants a orienté les chercheurs vers des matériaux logiquement biocompatibles puisque d'origine naturelle.

Outre les tissus biologiques retraités (valves porcines, carotide de bœuf, veine ombilicale..), le sulfate de chondroïtine et l'acide hyaluronique, on trouve parmi ceux-ci : [88]

Les fucanes, polysaccharides extraits des algues marines (anticoagulants anti complémentaires, etc. ...).

Les applications existantes ou envisageables de ces matériaux d'origine naturelle (fig.II.10) sont très nombreuses : cosmétologie et chirurgie esthétique, pansements et éponges hémostatiques, implants oculaires et pansements ophtalmologiques, reconstitution de tissus ou peau artificielle (derme) [89].



Figure II.10 : image de biomatériaux d'origine naturelle [90].

II.7. 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.

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

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.

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 [91] est aussi importante que celle de l'os receveur ou que le choix de l'implant.

II. 7.1 Présentation :

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

-La poudre prépolymérisée de PMMA, sous la forme de microbilles dont la taille de l'ordre de quelques dizaines de microns 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 [92], permet de réduire les effets négatifs, liés au seul monomère liquide, accompagnant la polymérisation in vivo du ciment acrylique :

-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 [93] 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 [94] 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. 7.2 Composition :

La majorité des formulations commerciales, actuellement utilisées, ont des compositions voisines [95,96] :

• **La poudre :**

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

- **Le liquide :**

- méthylméthacrylate MMA (monomère) 83% (ou 98% en l'absence d'agent de liaison)
- co-monomère : butylméthacrylate (agent de liaison) 15%
- diméthyl paratoluidine (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 [95]. Peu de temps après le mélange des deux composants, l'activateur (diméthyl-paratoluidine) 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 prépolymérisées dans une matrice de PMMA. La dureté du composé obtenu devient maximale un peu avant que la température maximale de polymérisation soit atteinte [93]. Le monomère et les additifs (peroxyde de benzoyle, diméthyl paratoluidine, hydroquinone) sont des substances potentiellement toxiques [93,94].

Les ciments chirurgicaux peuvent contenir des adjuvants :

- des opacifiants radiologiques : sulfate de baryum, dioxyde de zirconium, tétraoxyde de zirconium,
- Des antibiotiques (gentamicine, érythromycine et colistine),
- Des colorants (complexe chlorophylle - cuivre dans une solution d'huile de cacahuète, chlorophylle) : la coloration verte donnée au ciment est destinée à le rendre visible dans le champ opératoire lors d'une intervention ultérieure.

II.7.3 Stérilisation :

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

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

II.7.3.1 Méthode de préparation du ciment osseux :

Le ciment osseux est préparé selon deux grandes méthodes : à la main et sous vide.

- Le mélange à la main (fig.II.11.a) consiste simplement à introduire le composant liquide et en poudre dans un bol (ou tout autre récipient ouvert) avec un instrument servant de spatule. Le brassage des composants ne doit pas se faire trop vigoureusement afin d'éviter l'incorporation de bulles d'air dans le mélange.

-La préparation sous vide (fig.II.11.b) du ciment a évolué au cours des années et elle diffère légèrement selon les fabricants. En effet, chaque compagnie propose un ensemble de préparation sous vide qui est conçu pour le ciment osseux qu'elle fabrique.

Le principe de la dernière génération d'équipement est bien simple: les composants du ciment sont mélangés, via une manivelle ou une poignée, dans un contenant étanche relié à une pompe qui aspire l'air à l'intérieur de ce dernier créant ainsi un vide. Lorsque le mélange est terminé, le contenant se transforme en seringue et le ciment est directement injecté dans l'os. Le résultat est que le ciment présente moins de porosités que le ciment mélangé à l'air libre et à la main [165].

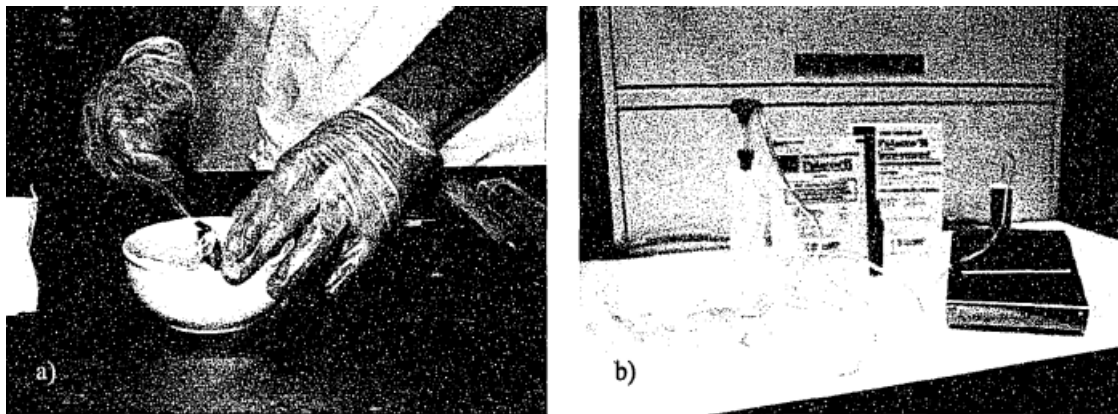


Figure II.10 Préparation du ciment (a) à la main et (b) sous vide.

La méthode de préparation du ciment osseux a une grande influence sur le comportement et les propriétés de ce dernier et elle est au cœur de plusieurs débats en ce qui concerne le succès de l'arthroplastie cimentée. Une revue exhaustive de la littérature réalisée par Lewis [165] sur les propriétés du ciment osseux fait ressortir l'influence de la méthode de mélange sur le ciment.

II.7.4 Propriétés physiques :

II.7.4.1 - Temps de prise ou de durcissement :

C'est l'intervalle de temps (Fig.II.11) 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 [95]. La phase de repos qui suit la fin du mélange est nécessaire à la libération des radicaux libres qui permettent la polymérisation.

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

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

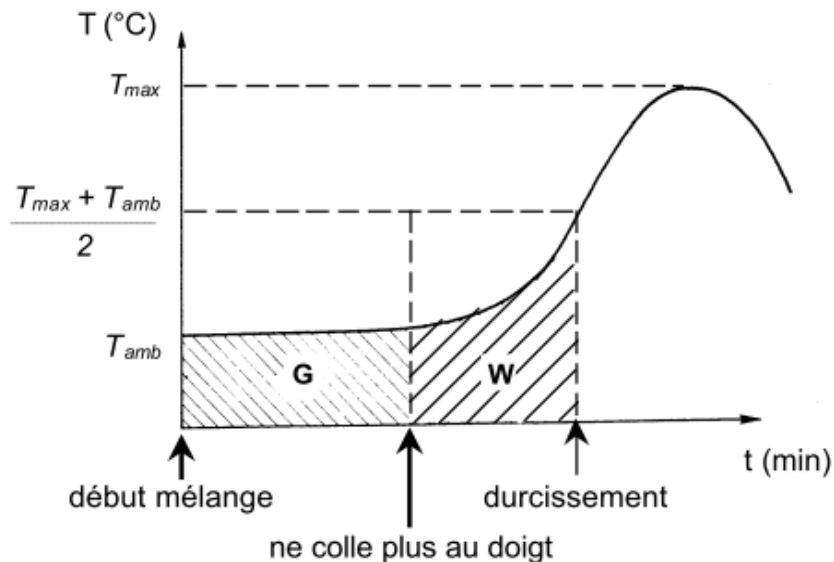


Figure II.11 : phases du ciment en fonction de la température de polymérisation

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.7.4.2 – La Chaleur dégagée :

Le processus de polymérisation [93] s'accompagne d'un fort dégagement de chaleur (132,8 cal/g) proportionnel à la masse de monomère engagée dans la réaction.

L'exothermicité de la réaction [95] présente un double risque :

- Biologique, par la nécrose des tissus avoisinants.
- Mécanique par la dilatation des bulles éventuellement incluses dans le ciment qui en augmente ainsi la porosité.

La température à l'interface os – ciment [97] est fonction :

- De la quantité de chaleur produite par le ciment,

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

- 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 [94] ralentissent la polymérisation et conduisent à un relargage plus important du monomère toxique.

Le paramètre le plus important pour disperser la chaleur à l'interface [97, 93] 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.

Huiskes [93] a montré 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 intramédullaire utilisant un implant métallique.

L'exothermicité de la réaction [95] 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 [93] 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.

Moritz et Henriques [93] ont établi, en 1947, deux courbes donnant le seuil critique de nécrose cellulaire des cellules épithéliales et le seuil critique de l'endommagement vasculaire en fonction du temps (Fig.II.12). Ils ont montré, par exemple, qu'une température de 70°C détruit immédiatement les cellules épithéliales, qu'une température de 55°C en fera autant après 30 secondes, mais qu'une température de 45°C devra être maintenue pendant plus de 5 heures pour endommager les cellules. Leurs résultats ont été confirmés par la suite par plusieurs auteurs.

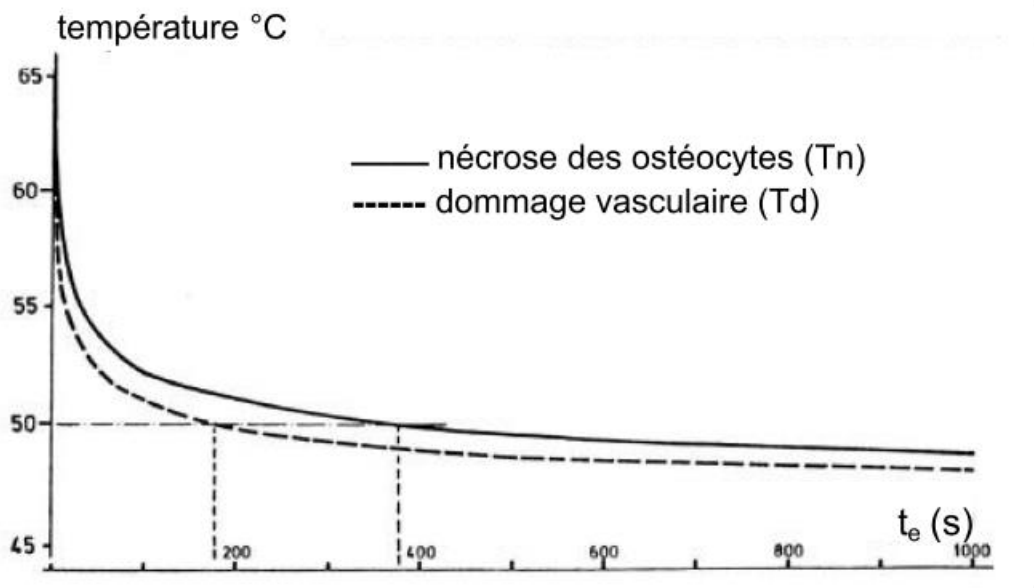


Figure II.12 : courbes d'endommagement cellulaire (nécrose osseuse (T_n) et endommagement vasculaire (T_d)) en fonction du temps d'exposition (t_e) établies par Moritz et Henriques [93]

Pour Merckx [95], la mesure la plus efficace pour réduire le risque de nécrose thermique est de tenter de limiter, à 2 ou 3 mm, l'épaisseur de la couche de ciment en contact avec l'os en surveillant que la température ambiante de la salle d'opération reste inférieure à 20°C. Huiskes et Slooff [93] recommandent de ne pas dépasser une profondeur de pénétration du ciment dans l'os de plus de 5 mm pour éviter l'endommagement thermique du tissu osseux.

Huiskes [93] envisage l'hypothèse que la chaleur de polymérisation ait un effet indirect, en influençant l'action toxique du monomère résiduel dont l'effet nécrotique augmente avec la température, plutôt qu'un effet nécrotique direct sur les tissus osseux.

II.7.5 La Viscosité :

En raison de leurs différentes compositions chimiques, les ciments osseux montrent un comportement viscoélastique différent après le mélange et sont ainsi classés en trois groupes :

- Ciments à basse viscosité, à viscosité standard (ou moyenne) et à haute viscosité.

La seule liaison possible entre le ciment et l'os étant d'ordre mécanique [95], le ciment doit donc pénétrer le maximum d'interstices osseux pour assurer un verrouillage mécanique étroit entre la surface irrégulière de l'os et le PMMA.

Plus un ciment est fluide, mieux il pénétrera dans les interstices de l'os, améliorant ainsi la fixation. Une pénétration profonde du ciment [96] dans les cavités osseuses

peut être obtenue par une faible viscosité du ciment. Miller [95] préconisait d'utiliser un ciment fluide, et de viscosité inférieure à 100 N/s.m^2 entre la 3ème et la 5ème minute après le début du mélange. Depuis, les fabricants se sont efforcés d'abaisser la viscosité de leurs produits. La viscosité du ciment doit cependant être suffisamment élevée [96] pour s'opposer au saignement osseux. Si du sang est mélangé au ciment, les propriétés mécaniques du ciment osseux seront réduites de manière significative. Benjamin et al. [97] ont montré, dans une expérience réalisée avec un ciment à viscosité standard, qu'au cours d'une arthroplastie la pression provoquée par le saignement normal de l'os peut chasser le ciment des anfractuosités jusqu'à la 6ème minute après le début du mélange.

Des publications scandinaves récentes [98 ,99] ont montré que les ciments pour os à viscosité élevée donnent de meilleurs résultats à long terme que les ciments à basse viscosité.

Les difficultés d'application des ciments à faible viscosité en sont peut être la cause, bien que ces ciments soient plus faciles à mélanger. Il semblerait que le maintien d'une pression constante suffisante durant la polymérisation d'un ciment de basse viscosité soit difficile à obtenir. Le saignement a tendance à chasser le ciment de l'os trabéculaire, ce qui diminue la résistance du ciment aux contraintes de cisaillement à l'interface os-ciment [100].

- Le ciment acrylique pour os se comporte avant prise comme un fluide non newtonien pseudo-plastique, c'est-à-dire que sa viscosité diminue lorsque la vitesse de cisaillement Augmente. Ce phénomène avait déjà été constaté par Charnley lors du remplissage au doigt du fût fémoral et de l'insertion de la prothèse. Krause et al. [101] suggèrent de mettre à profit cette propriété pour réduire la viscosité du ciment lors du remplissage de la cavité au moyen d'une seringue.

II.8 Porosité et fissures

II.8.1.Porosité :

On distingue trois types de porosités [102, 103] :

- **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

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

ciment. Le diamètre de ces cavités varie du millimètre à quelques micromètres : les macro-bulles (Fig.II.13.A) 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 (Fig.II.13.B), correspondant à des billes de prépolymère, à l'intérieur de la cavité. Dans un certain nombre de cas, ces cavités sont moins régulières et peuvent initialiser les fissures dont le point de départ correspond vraisemblablement au phénomène de retrait
- **la porosité par inclusion de sang** : de tissus mous ou osseux au cours du cimentage de l'implant.

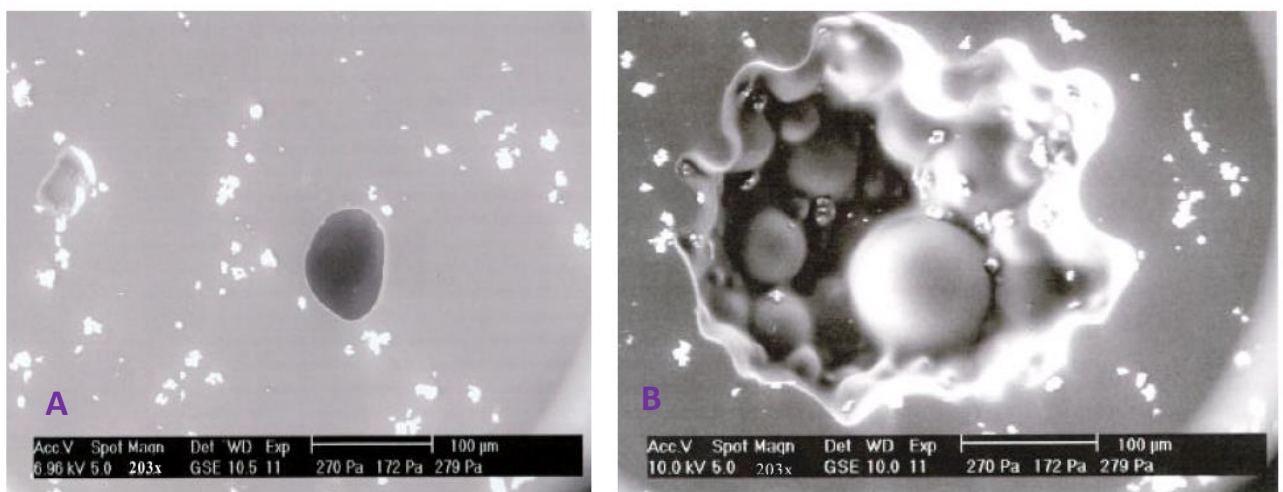


Figure II-13 : **A** : porosité gazeuse , **B** : porosité par retrait .

L'opacifiant radiologique contenu dans le ciment apparaît sur la figure II.12 et la figure II-13 sous la forme de grains de couleur blanche. La microanalyse X de ces particules de dioxyde de zirconium (Fig.II.14) a été réalisée à l'aide du Microscope Electronique à Balayage Philips XL30 équipé d'un détecteur EDS (sonde de dispersion d'énergie).

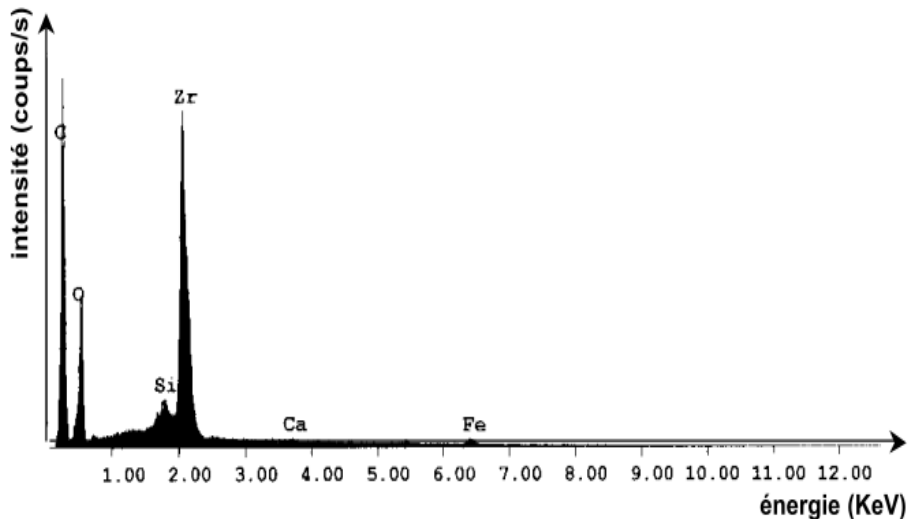


Figure II-14 : porosité par retrait (sonde de dispersion d'énergie).

Il est possible que le carbone provienne de la matrice. Le spectre en énergie fait apparaître également des traces de calcium et de fer.

II.8.2. Les Fissures :

Trois types de fissures [103] 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 (Fig.II.15);
- 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[102] 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.

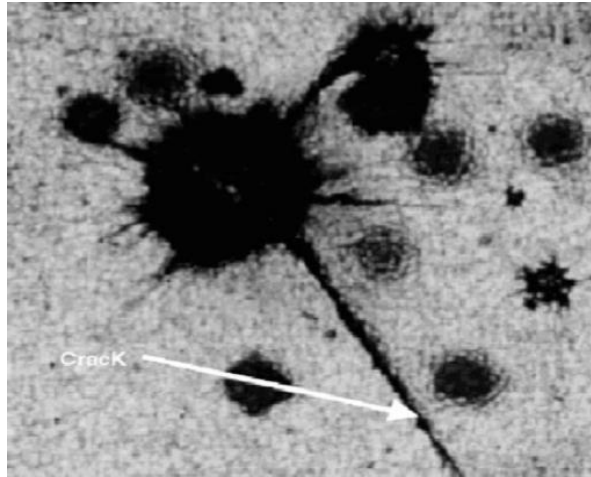


Figure.II.15 : Fissure initié dans le ciment orthopédique.

II.8.3 - Avantages et inconvénients de la porosité :

La porosité semble être un facteur déterminant des performances mécaniques du ciment. Merckx [95] 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.

Selon Hernigou et al.[94, 102], la porosité est une caractéristique que l'on ne maîtrise pas. La porosité a des avantages :

-Le ciment est un vecteur pharmacologique possible et la porosité est un support de diffusion locale, notamment pour les antibiotiques et les antimétabolites. L'un de ses inconvénients potentiels est la création d'irrégularités, zones d'amorçage possibles de ruptures par fatigue ou de fissures. Mais malgré la présence de porosité à l'intérieur du ciment, Hernigou n'a jamais retrouvé de véritables fractures à partir d'une bulle dans son étude rétrospective à plus de 10 ans. L'analyse des pièces d'explantation montre que les fissures observées à partir des pièces fémorales s'arrêtent habituellement sur les bulles et ne traversent pas la totalité du ciment. D'autre part, 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.

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

II.8.4 - Variations dimensionnelles :

Des variations de volume du ciment sont observées entre le début du mélange et la fin de la polymérisation. Elles sont dues [93] :

- A la contraction volumique du monomère MMA lorsqu'il polymérise (masse volumique du MMA : $0,94 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$, du PMMA : $1,18 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$),
- A l'expansion des bulles d'air piégées dans le ciment, lors de sa préparation et de sa mise en œuvre, et des bulles de monomère à l'état de vapeur,
- Au retrait thermique.

Le phénomène de polymérisation faisant passer le méthylméthacrylate du stade de monomère au stade de polymère entraîne un phénomène de retrait qui est normalement de 21% pour le seul monomère. Compte - tenu des formules données par les fabricants [94], on peut évaluer, suivant le pourcentage de monomère par rapport à la poudre, le retrait théorique que l'on devrait observer sur les échantillons en fin de polymérisation à 7 ou 8%. Même si le phénomène de retrait est net, dans les échantillons expérimentaux son importance n'atteint jamais ces chiffres, la porosité gazeuse diminuant l'effet de la porosité par retrait.

Le retrait peut se manifester [52] soit par un changement de volume du ciment à sa périphérie, ce qui risque d'entraîner une décoaptation immédiate du ciment de l'os, soit par l'absence de changement de volume (c'est-à-dire l'absence de retrait périphérique), avec la création de vides à l'intérieur du ciment formant des bulles et éventuellement des fissures.

Porosité et retrait sont étroitement liés [94] , puisque la réduction de la porosité entraîne une augmentation du phénomène de retrait et des fissures. Dans la pratique, le phénomène de retrait est toujours plus faible que ne le voudraient la théorie et les expériences effectuées en laboratoire. En fait, s'il y a moins de 8% de retrait c'est parce que les deux autres types de porosité, à l'air et au monomère, sont associées. Plus il y a de porosité gazeuse, moins il y a de retrait et inversement. Si l'on cherche une réduction importante de la porosité gazeuse dans le ciment, on risque de se retrouver avec un retrait important et donc des amorces de fissures très nombreuses.

Selon Ling et Lee [105], de nombreuses études cliniques révèlent que la diminution de la porosité n'est pas des plus pertinentes pour la survie à long terme des implants prothétiques. Ils affirment que les résultats obtenus par les études de migration précoce font lever de sérieux doutes sur la part jouée par la fatigue du ciment dans la genèse du descellement.

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

II.8.5 - Propriétés mécaniques :

Les ciments actuellement commercialisés ont sensiblement les mêmes performances mécaniques. Les différences qui peuvent apparaître dans la littérature [95, 96] 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 [106] proposent souvent des tests adaptés à l'amélioration qu'elles souhaitent apporter au ciment, rendant ainsi la comparaison des résultats difficile. Parfois, des détails importants concernant la préparation des éprouvettes et la procédure d'essai ne sont pas rapportés. Par ailleurs, les tests réalisés en laboratoire [95] reflètent plus l'effet d'un type de sollicitation (compression, flexion) qu'une combinaison d'actions à laquelle le ciment est soumise lors des activités du patient, comme la marche par exemple.

Les valeurs moyennes habituellement publiées [95] 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 10^8 cycles 14 MPa .

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. Dans la suite de ce mémoire, nous n'en tiendrons pas compte mais ce thème pourrait faire l'objet d'un développement futur.

II.9. 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 [107] empêchent une liaison complète des billes prépolymérisées 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

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

prépolymérisées 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 , soit environ 2 à 4 couches de billes. De plus, les substances contenues dans les tissus peuvent interférer [107] avec la polymérisation du monomère. 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.

Le poids des échantillons de ciment conservés dans l'air [106] diminue avec le temps, probablement en raison du relargage du monomère résiduel. Celui des échantillons conservés dans l'un des trois milieux fluides suivants : eau distillée, solution de Ringer, Intralipide augmente, mettant en évidence la pénétration du milieu environnant dans le ciment. Braden [108] a montré que le taux de saturation d'éprouvettes de 5 mm d'épaisseur était de 99,9% au bout de 120 jours de conservation dans l'eau. Ces résultats concordent avec ceux de Hailey et al qui constatent une stabilisation à 140 jours environ.

Jaffee et al.[109] 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 (Works Of Fracture) avec le temps [110]. 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. Il n'y a pas de différence significative entre les valeurs de WOF d'éprouvettes conservées dans de l'eau ou dans une solution de Ringer. 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. De même que pour les ciments acryliques dentaires [110], les propriétés mécaniques du ciment acrylique chirurgical sont influencées par le relargage hors de la masse de ciment d'éléments de faible poids moléculaire et par l'absorption d'autres éléments à faible poids moléculaire provenant du milieu environnant.

II.10. Techniques de mise en œuvre :

De nouvelles techniques de mise en œuvre des ciments orthopédiques [54] 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 [91] 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 [54] 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 [111] a permis d'augmenter considérablement la survie des implants fémoraux chez les jeunes patients, mais pas celle des implants acétabulaires. Certains auteurs ont suggéré d'améliorer la résistance à long terme des ciments acryliques en diminuant leur porosité.

Dans le cimentage de troisième génération [100], 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.
- La pressurisation du ciment [100] peut être obtenue en pratique clinique par :
- L'utilisation d'un obturateur distal et proximal au niveau fémoral,
- L'injection fémorale rétrograde du ciment à l'aide d'un pistolet,
- L'application d'une pression sur le ciment au droit de l'acetabulum avant mise en place de la cupule.

II.11 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 [112] 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'acetabulum ;

-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 périprothétiques avec constitution de granulomes et augmentant la destruction osseuse.

L'analyse de ciments explantés [103] 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.

Chapitre II. Biomécanique et Biomatériaux :

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).

I.1 Organisation Du Tissu Osseux :

Le système squelettique du corps humain assure des fonctions importantes pour l'organisme :

1) *Fonction mécanique* : le tissu osseux est un des tissus les plus résistants de l'organisme, capable de supporter des contraintes mécaniques, donnant à l'os son rôle de soutien du corps et la protection des organes.

2) *Fonction métabolique* : le tissu osseux est un tissu dynamique, constamment remodelé sous l'effet des pressions mécaniques, entraînant la libération ou le stockage de sels minéraux, et assurant ainsi dans une large mesure (conjointement avec l'intestin et les reins) le contrôle du métabolisme phosphocalcique.

3) *Fonction hématopoïétique* : les os renferment dans leurs espaces médullaires, la moelle hématopoïétique, dont les cellules souches, à l'origine des 3 lignées de globules du sang, se trouvent au voisinage des cellules osseuses. Les cellules stromales de la moelle osseuse fournissent un support structural et fonctionnel aux cellules hématopoïétiques. Certaines d'entre elles sont des cellules-souches multipotâtes susceptibles de se différencier dans de multiples lignages différents (fibroblastes, chondrocytes, ostéoblastes, adipocytes...).

I.2 Organisation structurale

I.2.1 Structure primaire :

- Os tissé ou fibreux :

Il est caractérisé par une trame collagénique peu ordonnée et irrégulièrement minéralisée. Les fibres de collagène y sont de calibre inégal et les ostéocytes volumineux et nombreux. Il est synthétisé rapidement et il est mécaniquement peu résistant. C'est le seul type de tissu osseux qui se forme de novo sans matrice préalable. Il est caractéristique de l'os fœtal mais on peut l'observer dans des situations pathologiques: cals de fracture, ossifications ectopiques, tumeurs ostéogéniques ...etc. Au fur et à mesure de la maturation des pièces osseuses l'os fibreux sera remplacé par de l'os lamellaire.

- **Os lamellaire**

Il est constitué de lamelles, de 3 à 7 microns d'épaisseur, parallèles entre elles. Cet os lamellaire renferme des ostéocytes ovoïdes, réguliers, dont le grand axe est le plus souvent parallèle aux lamelles.

Chapitre I. Mécanismes de L'Articulation Fémoral

1.2.2 Structure secondaire :

Le tissu osseux est constitué de la juxtaposition d'unités de base appelées "ostéons" centrées sur des vaisseaux sanguins associés à des fibres nerveuses (os haversien) dont la forme dépend du type d'os auxquels elles appartiennent: os cortical ou spongieux. Leur limite externe est constituée par la ligne cémentant, un peu plus dense en lumière polarisée. Entre les ostéons, le tissu osseux est appelé os interstitiel qui, chez l'adulte, est le fruit du remodelage d'ostéons anciens [9].

I.3 Organisation architecturale de l'Os :

1.3.1 Os cortical ou compact :

L'os cortical représente 80 % de la masse totale du squelette humain. Il forme une coque externe de l'os et protège la partie interne constituée de tissus spongieux. Cette coque d'os compact dur et dense est particulièrement épaisse dans la portion moyenne du corps des os longs, ce qui leur procure la rigidité nécessaire. L'os cortical est formé par une association dense d'unités structurales élémentaires cylindriques appelées ostéons. L'ostéon est composé de lamelles concentriques au canal de Havers (Fig.I.1). Les ostéons sont reliés entre eux par des lamelles interstitielles formées par des restes d'ostéons antérieurs, l'ensemble donne une structure compacte, hétérogène, anisotrope et viscoélastique.

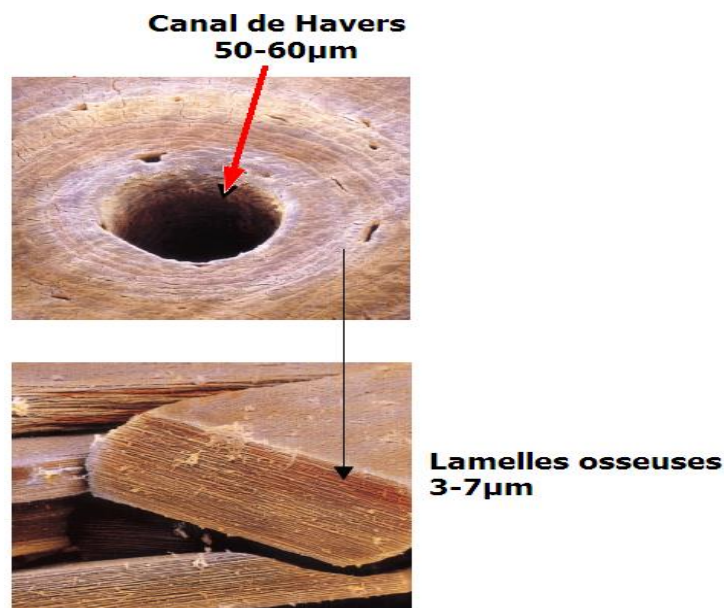


Figure.I.1:Structure microscopique du tissu osseux cortical [10].

Chapitre I. Mécanismes de L'Articulation Fémoral

I.3.2 Os spongieux ou trabéculaire :

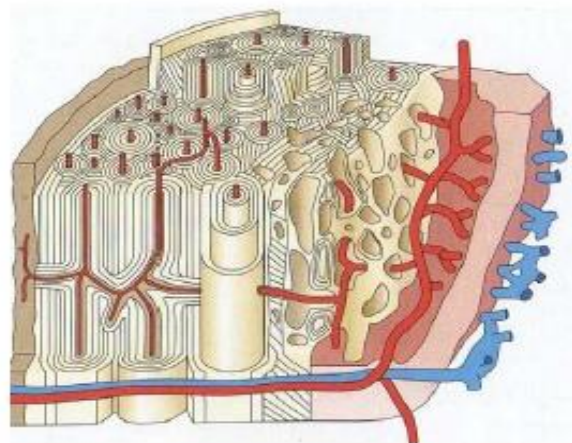
Le tissu osseux spongieux est la partie interne poreuse de l'os, située sous la couche de tissu osseux cortical. Ainsi appelé en raison de sa structure en éponge, faite de travées osseuses, le tissu spongieux est surtout présent au niveau des épiphyses des os longs, telles que les têtes de fémur sur lesquelles s'exercent les contraintes les plus importantes. Il joue un rôle d'amortisseur grâce à la moelle emprisonnée dans les alvéoles. C'est un os friable, il est constitué d'unités structurelles élémentaires figurant des arches ou des plaques, sortes d'ostéons déroulés à texture lamellaire qui s'accolent les uns aux autres au niveau des lignes cémentâtes pour former une travée ou trabécule osseuse. Celles-ci, épaisses de 0,1 à 0,5 mm et de directions variées, délimitent de petites cavités et forment une structure alvéolaire [11].

L'os spongieux peut être donc considéré comme un matériau composite. En effet, ses deux éléments constitutifs, comme le montre la figure.I.2 ; sont les trabécules et le vide. Les trabécules associent une phase organique constituée principalement de fibres de collagène (35% du poids osseux) et une phase minérale constituée de cristaux de calcium (45% du poids osseux), le reste étant essentiellement de l'eau. Les pores sont interconnectés entre eux et sont remplis de moelle (tissu composé de vaisseaux sanguins, de nerfs et de différents types de cellules dont la fonction principale consiste à produire les cellules sanguines). Ils procurent le comportement visqueux à l'os trabéculaire [12.]



(A)

(A) : Os spongieux ou trabéculaire.



(B)

(B) : Schéma représentant l'organisation architecturale de l'os cortical, sous forme de lamelles concentriques autour de canaux centraux.

Figure.I.2 : les types d'os [13].

Chapitre I. Mécanismes de L'Articulation Fémoral

L'os est un matériau composite comportant deux phases, la matrice qui est essentiellement collagène et l'os minéral. Le collagène n'a aucune résistance en compression mais à une grande résistance à la traction, la diminution des propriétés mécaniques de l'os avec l'âge est due à des modifications du collagène. La partie minérale est plus résistante en compression qu'en traction. L'os tire sa résistance en traction de son composant collagène et sa résistance en compression de son composant minéral.

1.3.3 Différentes cellules du tissu osseux :

L'os contient différents types de cellules : ostéoblastes, ostéoclastes, ostéocytes et les cellules bourdantes (Fig.I.3).

- Les ostéoblastes

Ces cellules sont responsables de la synthèse de la matrice osseuse qui les entoure ainsi que des protéines de cette matrice. Ce tissu est appelé tissu ostéoïde et prendra le nom de « tissu osseux » seulement après calcification. Les ostéoblastes sont actifs pendant la phase d'édification des structures osseuses mais aussi pendant les périodes de remaniement osseux.

- Les ostéocytes

Ces cellules sont les plus abondantes. Elles correspondent à des ostéoblastes qui se sont retrouvés coincés au sein de la matrice osseuse qu'ils ont eux-mêmes formée. Elles communiquent entre elles par un système de prolongements dendritiques qui les relient les unes aux autres, formant ainsi un réseau canaliculaire.

- Les ostéoclastes

Ils sont capables de dissoudre les minéraux et dégrader la matrice organique. Cette résorption osseuse leur permet de contrôler l'homéostasie du calcium. Ces cellules géantes multi-nucléées se trouvent sur les surfaces osseuses de l'endoste, dans les systèmes de Havers et parfois sur la surface du périoste, et sont présentes au niveau des sites actifs de remaniements osseux

- Les cellules bourdantes

Elles forment une frontière entre l'os et les autres compartiments de l'organisme. Peu actives, elles dérivent des ostéoblastes et sont impliquées dans l'ostéogénèse [14].

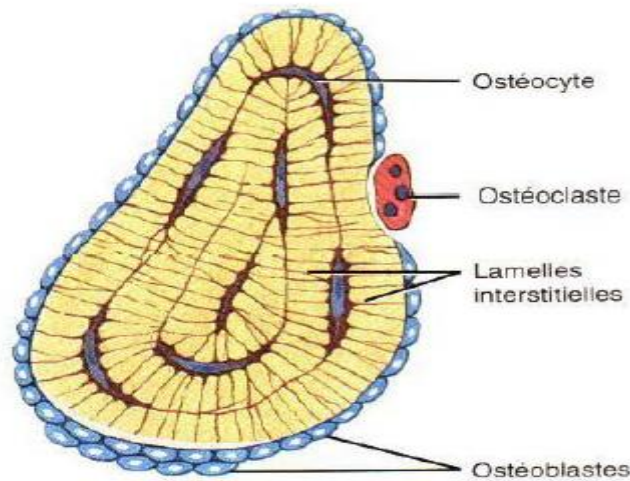


Figure.I.3 : détails d'une coupe de travée osseuse [15].

1.3.4 Matrice extracellulaire (MEC) :

Comme le montre la figure.I.4, l'os est généralement composé de :

- La matrice organique

La MEC organique est composée de micro-fibrilles de collagène I, de protéoglycanes, d'ostéopontine (reliant l'hydroxy-apatite aux cellules osseuses), d'ostéonectine (intervenant dans la minéralisation par son affinité pour le collagène I et le calcium), d'ostéocalcine (marqueur des ostéoblastes matures, intervenant dans la minéralisation), de sialoprotéine osseuse et de thrombospondine (permettant l'attache des cellules osseuses à la MEC via un récepteur membranaire de la famille des intégrines). La Matrice extracellulaire osseuse contient des cytokines et facteurs de croissance sécrétés par les ostéoblastes et jouant un rôle fondamental dans la régulation du remodelage du tissu osseux et de la minéralisation de la MEC osseuse.

- La phase minérale

Elle est constituée de cristaux d'hydroxy-apatite (phosphate de calcium cristallisé) et de carbonate de calcium. Ces cristaux sont visibles en microscopie électronique entre les fibres de collagène à l'intérieur de celles-ci, sous la forme de petites aiguilles hexagonales, denses aux électrons. Les ions Ca^{++} et PO_4^{3-} situés en surface des cristaux participent à des échanges rapides avec le liquide interstitiel et donc avec le courant sanguin. L'os, qui contient 98 % du calcium de l'organisme, représente un réservoir de calcium et joue un rôle primordial dans le métabolisme phosphocalcique. La minéralisation de la Matrice extracellulaire (MEC) osseuse rend compte de la dureté de l'os [16]

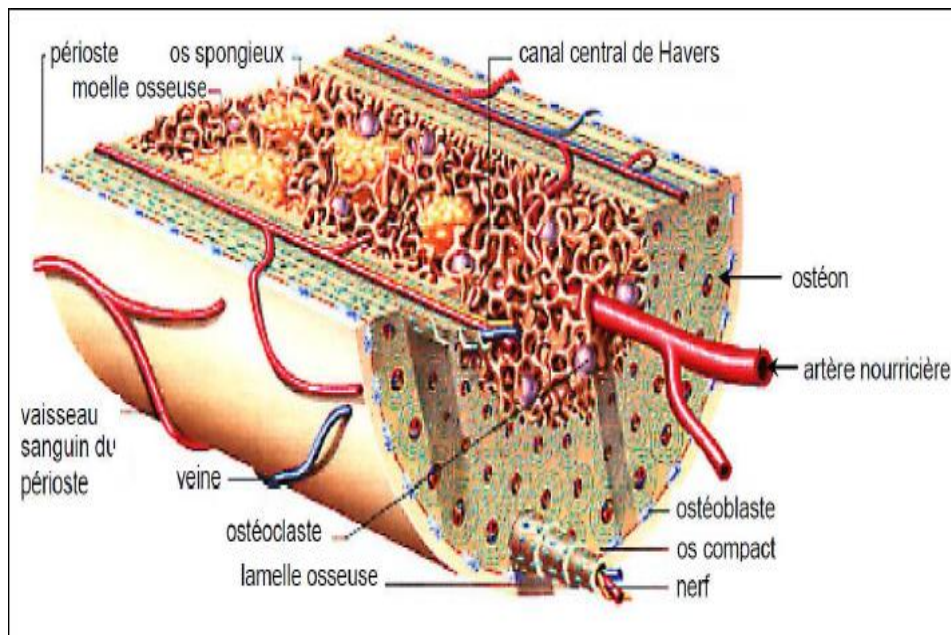


Figure.I.4 : Composition en couches du tissu osseux [17].

I.4. Structure du fémur :

I.4.1 définition de l'articulation fémorale:

Le fémur est également connu sous le nom de cuisse. Ce n'est pas seulement une partie solide. Il se compose de la corticale (qui est l'os externe et également connu sous le nom d'os compact), spongieux (qui est l'os interne et également connu comme l'os spongieux), la moelle osseuse, le canal haversien, les ostéocytes, les vaisseaux sanguins et le périoste. La structure elle-même est complexe. Cela conduit à la complexité des propriétés des os. Par conséquent, une compréhension des propriétés osseuses est importante afin que la modélisation appropriée puisse être effectuée.

Le fémur se relie au bassin en formant une articulation à rotule. La tête du fémur agit comme la boule alors que l'acétabulum sur le bassin est la prise correspondante pour l'articulation. Cette articulation est connue sous le nom d'articulation de la hanche. L'articulation de la hanche est reliée par un ligament rond. Le cartilage joue le rôle de lubrifiant entre la bille et la douille. Si elle est dégradée, par exemple, en raison de l'arthrose, elle va limiter les mouvements de la personne et causer de la douleur. L'illustration de l'articulation de la hanche est illustrée sur la fig.I.5.

Chapitre I. Mécanismes de L'Articulation Fémoral

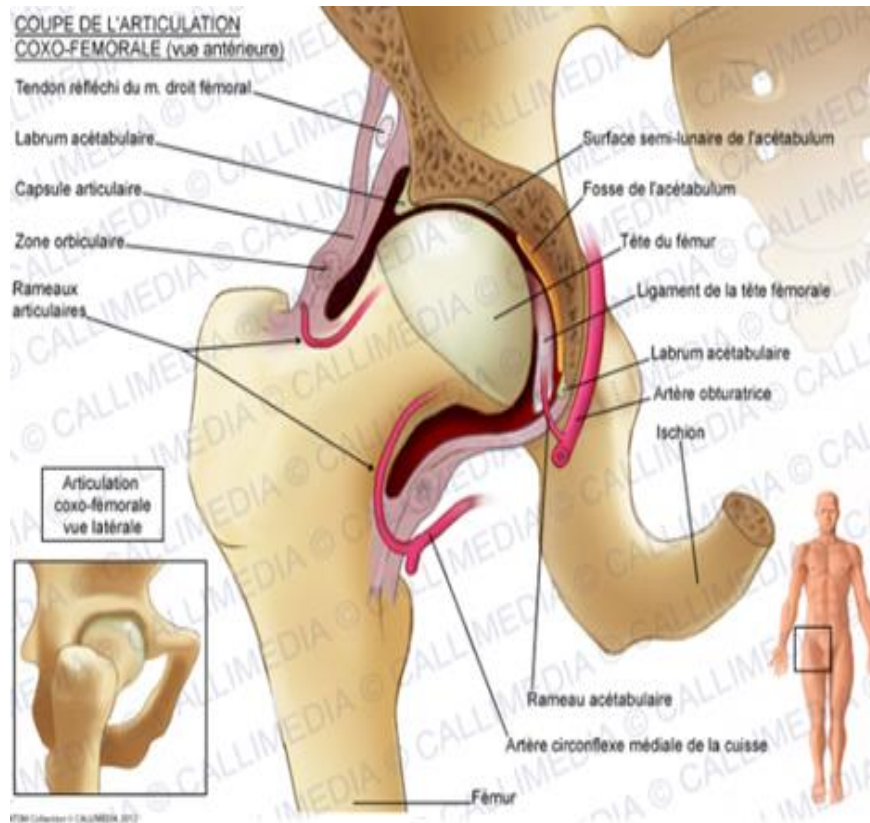


Figure I.5: coupe de l'articulation coxo-femorale.

Du fémur lui-même, il est divisé en plusieurs régions et le nom de chaque région (Fig.I.6) :

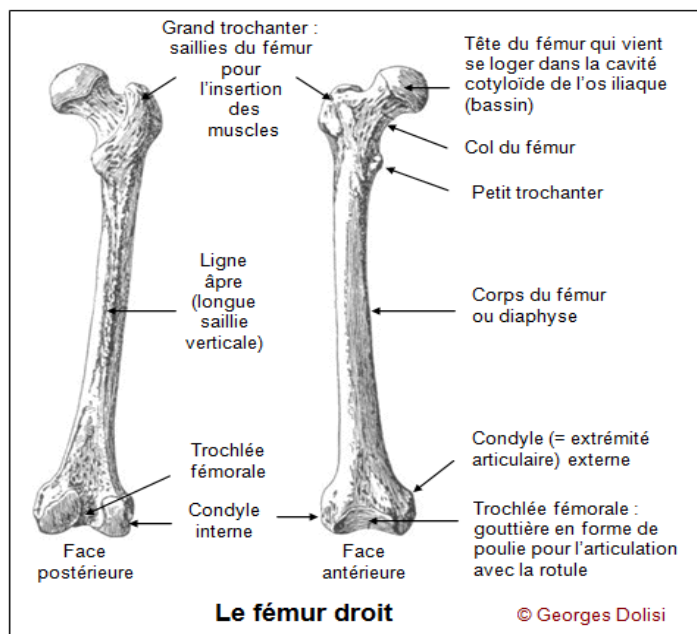


Figure I.6 : Composition d'une structure de fémur [6]

Chapitre I. Mécanismes de L'Articulation Fémoral

Les dimensions de l'os humain varient d'une personne à l'autre. Le tableau.1 présente certaines dimensions importantes du fémur humain et montre la géométrie du fémur dans la partie proximal.

Paramètres	Femme	Homme
Diamètre de la tête fémorale, d (mm)	45.0±3.0	52.0±3.3
Angle de l'arbre du cou, α (degrees)	133.0±6.6	129.0±7.3
Anteversión, θ (degré)	8.0±10.0	7.0±6.8

Table I.1 : Géométrie du fémur proximal. [7]

I.4.2. Les Surfaces articulaires :

I.4.2.1. La Tête fémorale :

La tête du fémur (fig.I.7) arrondie, représente à peu près les deux tiers d'une sphère. Sa surface articulaire, lisse, limitée par une ligne sinueuse, se prolonge en avant et en arrière sur le col fémoral. L'angle qu'elle forme sur la face postérieure du col est arrondi l'angle ou prolongement qui s'avance sur la face antérieure est variable il répond à cette empreinte osseuse à laquelle j'ai donné le nom d'empreinte iliaque, parce qu'elle résulte du contact de l'avancée osseuse qui supporte l'épine iliaque antéro-inférieure avec cette partie de la face antérieure du col, dans la flexion de la cuisse sur le bassin.

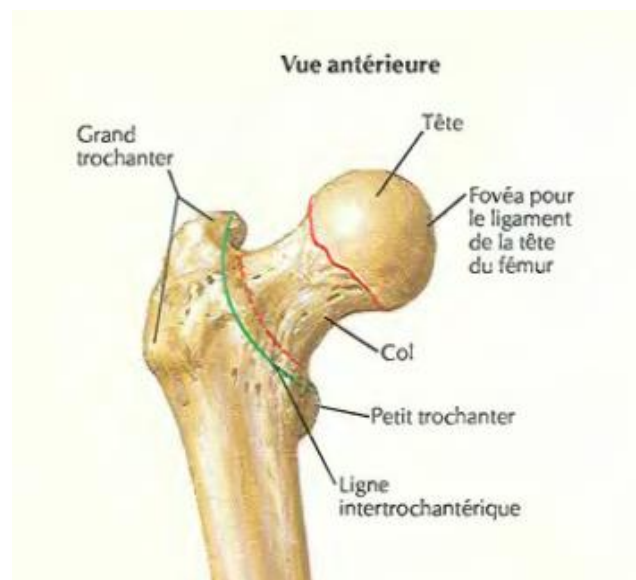


Figure I.7 Présentation de tête de fémur

I.4.2.2 La Cavité Cotyloïde

La cavité cotyloïde est limitée sur l'os sec par un bord saillant, presque tranchant, le sourcil cotyloïdien, avec ses deux dépressions, l'ilio-pubienne et l'ilio-ischiatique, et sa large

Chapitre I. Mécanismes de L'Articulation Fémoral

échancrure ischio-pubienne. A l'intérieur de cette cavité, un croissant articulaire, lisse, dont les extrémités ou cornes répondent aux bords de l'échancrure, entoure en fer à cheval l'arrière-fond, excavé à trois ou quatre millimètres au-dessous du niveau du croissant articulaire. Cet arrière-fond, loge iliaque du ligament rond, présente par places des orifices vasculaires plus ou moins nombreux.

A l'état frais, le fer à cheval articulaire est revêtu d'une couche de cartilage hyalin dont l'épaisseur augmente de la partie centrale vers la partie périphérique et atteint son maximum vers le pôle supérieur de la cavité. Sur ce cartilage on voit parfois, en continuité avec les dépressions du sourcil cotyloïdien, deux étranglements ou deux traînées grisâtres, vestiges de la réunion des trois os qui ont contribué à la formation de la cavité (ilion, ischion, pubis).

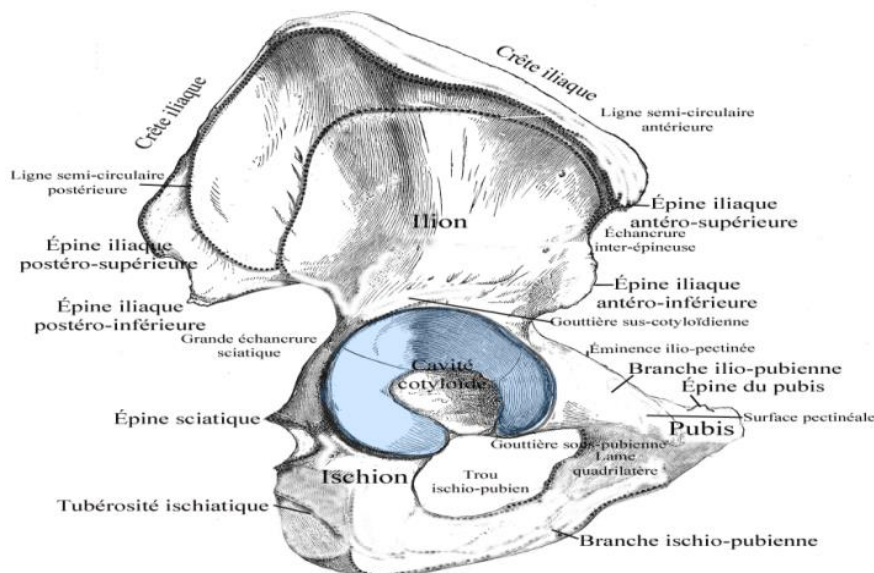


Figure I.8 : La Cavité Cotyloïde

I.4.2.3. Bourrelet cotyloïdien

Un bourrelet fibro-cartilagineux prismatique et triangulaire, le bourrelet cotyloïdien, s'applique au sourcil cotyloïdien qu'il surélève, augmentant ainsi de toute sa hauteur la profondeur de la cavité. Ce bourrelet, en forme d'anneau prismatique, répond et s'insère par l'une de ses faces, dite face adhérente ou base, au pourtour du sourcil par sa face interne, concave et unie, il continue la surface articulaire de la cavité cotyloïde, et entre ainsi en contact avec la tête fémorale par sa face externe, il donne insertion à la capsule articulaire.

Le bourrelet cotyloïdien est formé de faisceaux fibreux qui s'insèrent très obliquement sur tout le pourtour cotyloïdien, et s'incurvent pour décrire un trajet plus ou moins circulaire.

Chapitre I. Mécanismes de L'Articulation Fémoral

A ces fibres, qui forment la partie principale du bourrelet, s'ajoutent des fibres annulaires; on rencontre surtout ces dernières vers la face articulaire du bourrelet (fig. I.9).

La hauteur du bourrelet cotyloïdien varie de 8 à 10 millimètres inégale sur les divers points du pourtour, elle est toujours plus grande en arrière et en haut qu'en avant et en bas.

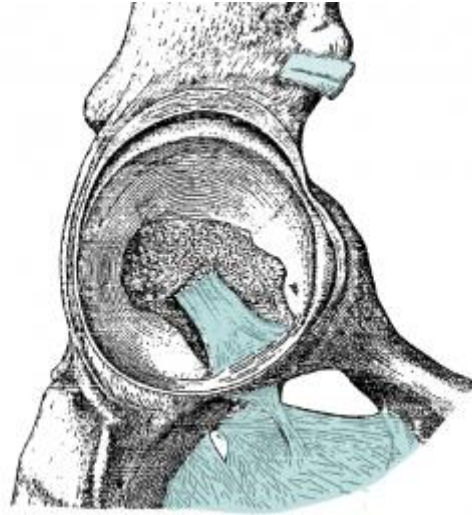


Figure I.9 présentation schématique du Bourrelet cotyloïdien.

On observe sur un grand nombre de pièces le tissu fibro-cartilagineux s'avancer jusqu'à l'arrière-fond et même s'unir à celui-ci par l'intermédiaire d'une tache arrondie, au niveau de laquelle le revêtement n'est plus cartilagineux mais fibro-cartilagineux.

1.4.3 Description des plans et directions anatomiques du fémur :

Les plans anatomiques divisent le corps humain dans les trois directions principales (Fig.I.10). Le plan coronal (ou frontal) définit les directions antérieure et postérieure. Le plan transversal (ou axial) est lui normal aux directions supérieure et inférieure. Finalement le plan sagittal (ou médian) est associé aux directions droite et gauche du corps. Lorsqu'est Ciblé un organe isolé d'un seul côté, le terme « médial » exprime un rapprochement au plan Milieu du corps (plan médio sagittal) alors que « latéral » indique un éloignement par rapport à cette même référence.

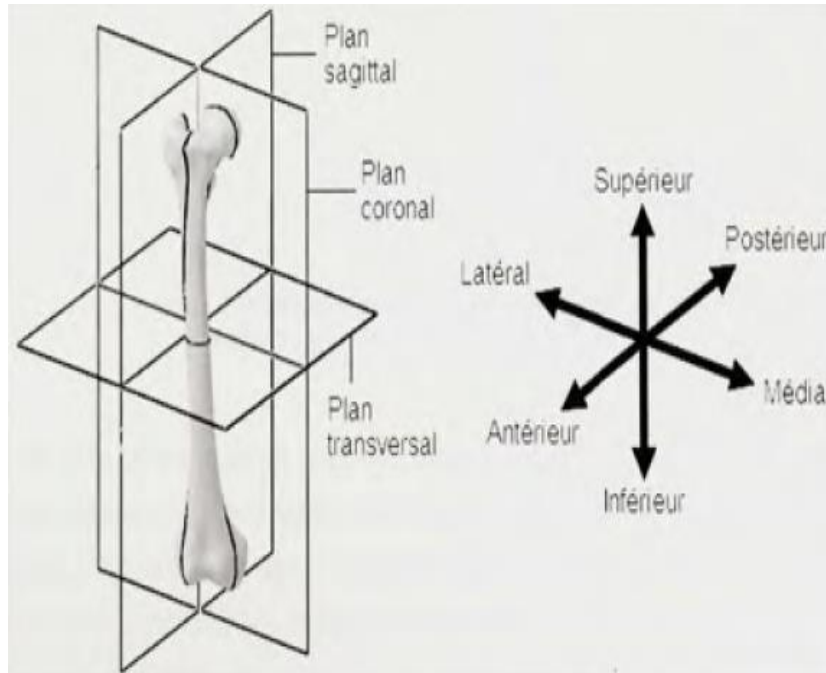


Figure I.10 : Plans et directions anatomiques du fémur humain.

1.4.4. Anatomie e fonctionnelle et biomécanique de l'articulation coxo-fémorale :

L'articulation de la hanche ou coxo-fémorale, est une articulation cartilagineuse qui est dite synoviale, caractérisée par l'union des os dans une capsule articulaire envahie d'un liquide lubrifiant. Ce liquide, la synovie, est sécrétée par une membrane synoviale tapissée à l'intérieur de la capsule et limite la friction entre les parties en contact. L'articulation de la hanche est classée dans la catégorie des articulations sphéroïdes, où la tête hémisphérique d'un os est insérée dans la cavité d'un os hôte par un ajustement par emboîtement. Ainsi, la tête fémorale trouve son réceptacle dans le cotyle (ou acétabulum), une fosse semi-lunaire profonde située sur la face externe de l'os coxal (Fig.I.11). Il s'agit du type d'articulation offrant l'amplitude de mouvement la plus élevée en admettant un mouvement dit universel, soit dans tous les plans ou directions possibles. Au niveau de la hanche, ces mouvements sont restreints par la butée formée par la géométrie de la cotyle ainsi que par l'action des ligaments situés autour de la capsule articulaire. Ces derniers assurent de cette façon la stabilité de l'articulation.

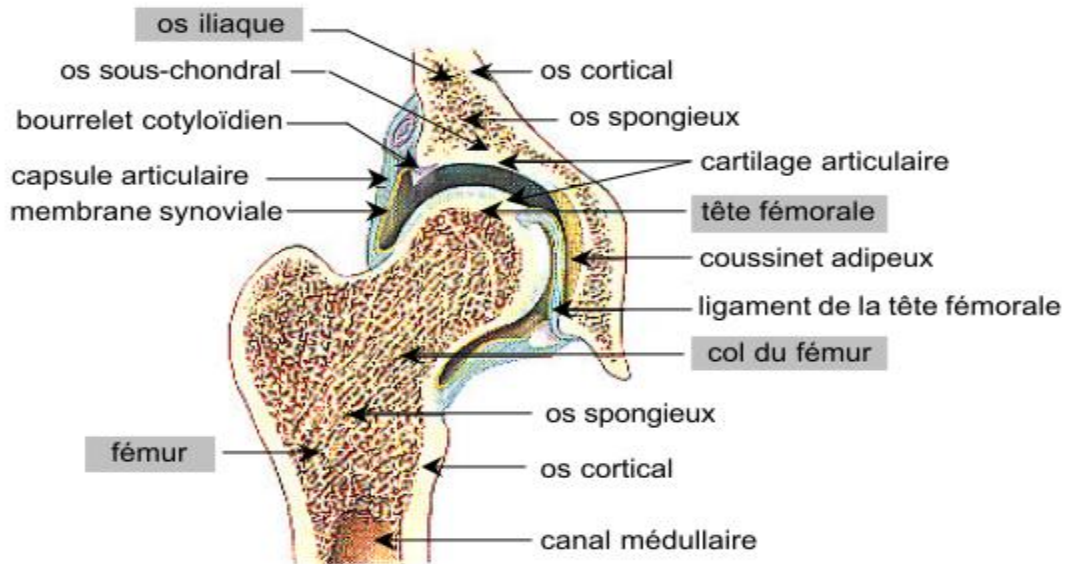


Figure I.11 : coupe frontale de l'articulation coxo-fémorale

I.5. Mouvements de la Hanche :

Dans ce paragraphe, nous analysons les différents mouvements de la hanche afin de faire apparaître les valeurs utilisées en pratique comme critères du bon positionnement d'une PTH.

I.5.1. Flexion :

La flexion de la hanche (Fig.I.12) est le mouvement qui porte la face antérieure de la cuisse à la rencontre du tronc. La cuisse et l'ensemble du membre inférieur se trouvent reportés en avant du plan frontal passant par l'articulation. Lorsque le genou est étendu la flexion n'est que de 90°, tandis que lorsque le genou est fléchi elle atteint ou dépasse 120°.

I.5.2. Extension

L'extension (Fig.I.12) porte le membre inférieur en arrière du plan frontal, Lorsque le genou est étendu l'extension est de 20° ou plus, lorsqu'il est fléchi elle est de 10°.

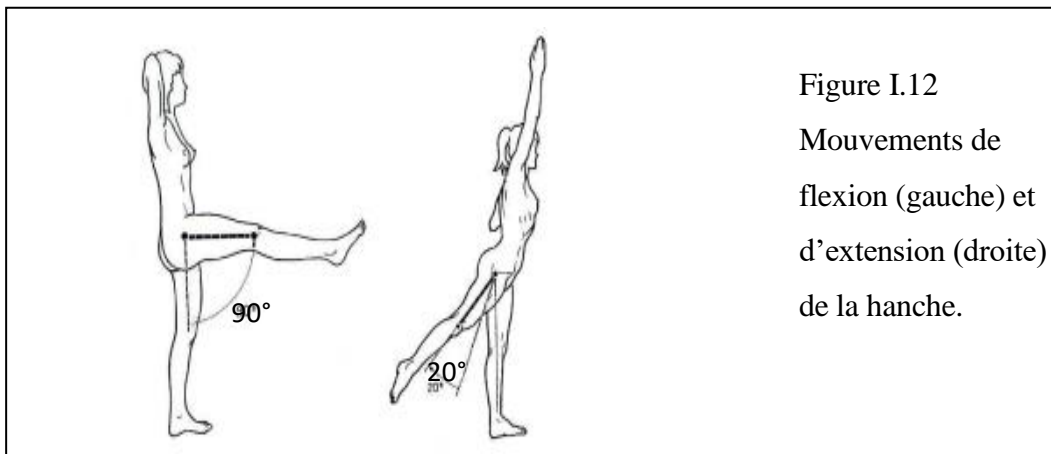


Figure I.12
Mouvements de flexion (gauche) et d'extension (droite) de la hanche.

Chapitre I. Mécanismes de L'Articulation Fémoral

1.5.3-Abduction

L'abduction (Fig.I.13) porte le membre inférieur directement en dehors et l'éloigne du plan de symétrie du corps, en pratique l'abduction d'une hanche s'accompagne automatiquement d'une abduction égale dans l'autre hanche. Ceci est net à partir de 30° d'amplitude pour laquelle on commence à apprécier une inclinaison du bassin.

1.5.4 Adduction

L'adduction (Fig.I.13) porte le membre inférieur en dedans et le rapproche du plan de symétrie du corps, il n'existe pas de mouvement d'adduction pure. L'amplitude maximale de l'adduction est de 30°.

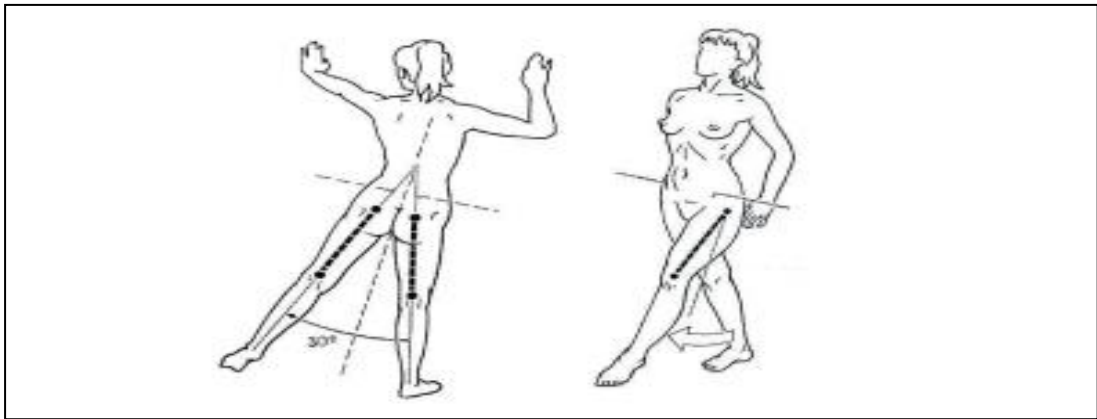


Figure I.13 : Mouvements d'abduction (à gauche) et d'adduction (à droite) de la hanche.

1.5.5 Rotation

Le mouvement s'effectue autour de l'axe mécanique du membre inférieur. Dans ce cas la rotation externe est le mouvement qui porte la pointe du pied en dehors, L'amplitude totale de la rotation interne est de 30° à 40°. L'amplitude totale de la rotation externe est de 60°. L'amplitude des rotations dépend de l'angle d'antéversion du col fémoral (fig. I.14).

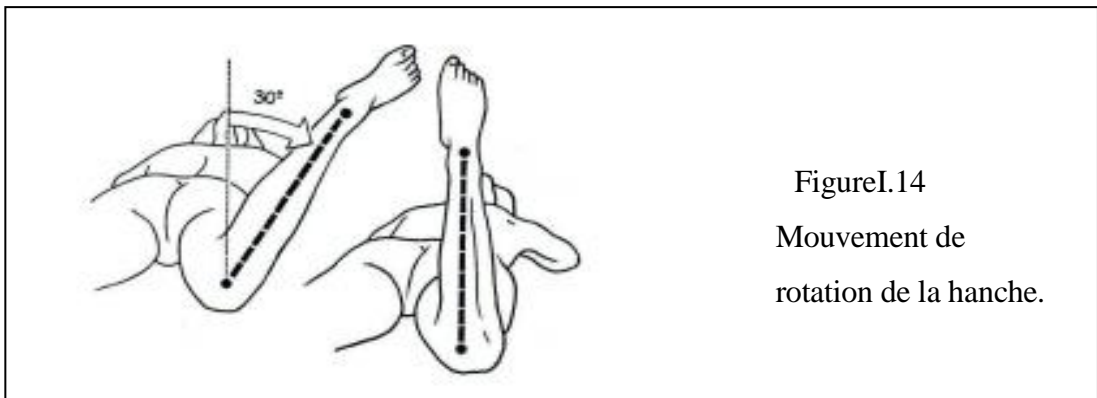


Figure I.14
Mouvement de rotation de la hanche.

1.5.6.L' Axe de travail de la hanche :

L'axe mécanique qui va du milieu de la tête fémorale au milieu du genou (Fig.I.15)

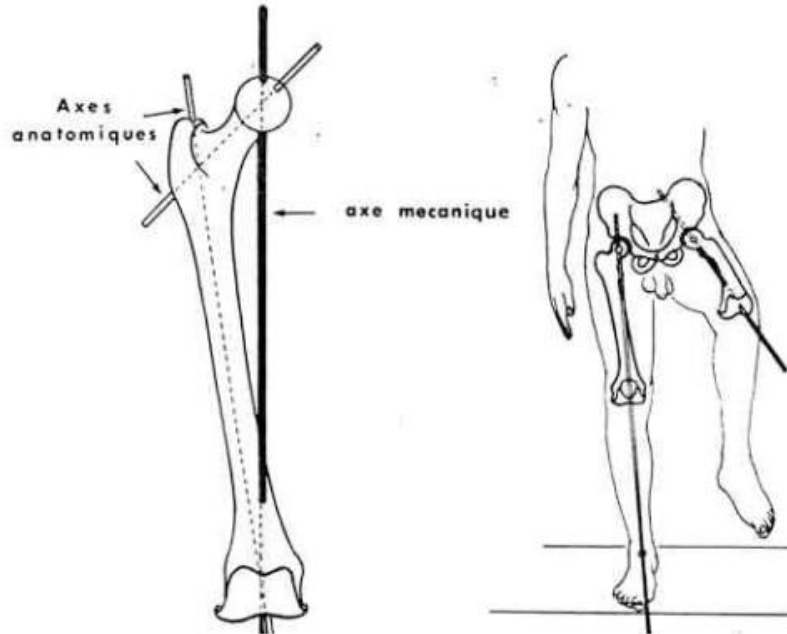


Figure I.15 Axe de travail de la hanche :

I.6. Moyens d'union [154]

Le fémur et l'os iliaque sont unis par une capsule fibreuse, présentant des faisceaux de renforcement; cette capsule forme un manchon épais ou mieux un cône fibreux tronqué, à sommet cotyloïdien. Accessoirement les deux os sont encore unis par un ligament, dit ligament rond ou interarticulaire

1.6.1.La Capsule

Du côté de l'os iliaque, la capsule s'insère au pourtour osseux du sourcil cotyloïdien et à la face externe du bourrelet, dont elle laisse libre le bord tranchant, surtout à la partie postérieure de l'articulation. Au niveau de l'échancrure ischio-pubienne la capsule s'insère à la face externe et sur le bord libre du bourrelet; elle laisse ainsi libre le trou ostéo-fibreux qui donne accès dans l'arrière-fond de la cavité cotyloïde.

Envisagée au point de vue de sa constitution, la capsule comprend un plan profond, mince, de fibres annulaires ou très obliques, et un plan superficiel beaucoup plus important, composé de faisceaux longitudinaux allant de l'os iliaque au fémur; les faisceaux longitudinaux sont décrits

Chapitre I. Mécanismes de L'Articulation Fémoral

sous le nom de ligaments ou faisceaux de renforcement ; la couche profonde forme la zone orbiculaire.

I.6.2. Ligaments ou faisceaux de renforcement longitudinaux :

Ils se détachent des trois parties de l'os iliaque et portent par suite les noms d'ilio-fémoral, ischio-fémoral et pubo-fémoral.

I.6.2.1. Ligament ilio-fémoral ou ligament de Bertin :

C'est le plus fort des ligaments de la hanche; il revêt la forme d'un éventail fibreux dont le sommet se fixe au-dessous de l'épine iliaque antéro-inférieure, et dont la base élargie s'attache à la ligne dite inter trochantérienne antérieure.

Dans cet éventail fibreux, il faut distinguer deux faisceaux :

- le faisceau supérieur, qui se porte en dehors, presque parallèlement à l'axe du col, et va s'attacher à un tubercule, situé en avant du grand trochanter, immédiatement en dedans de l'empreinte du petit fessier; c'est le faisceau ilio-pré-trochantérien, le plus court, le plus fort, le plus épais des ligaments de la hanche. La largeur de son insertion iliaque au-dessous et en arrière de l'épine iliaque antéro-inférieure, au-dessus et au-dessous de la gouttière osseuse qui loge le tendon réfléchi du droit antérieur la saillie toujours très accentuée du tubercule pré trochantérien, témoignent de la force de ce faisceau dont, l'épaisseur atteint souvent et parfois dépasse un centimètre (de 7 à 14 mm).
- Le faisceau inférieur du ligament ilio-fémoral descend presque verticalement de l'insertion iliaque vers le tubercule inférieur de la ligne dite inter trochantérienne antérieure; comme ce tubercule est situé en avant du petit trochanter dont il est séparé par une fossette, le faisceau ilio-pré-trochantérien. Plus long que le faisceau supérieur, il est moins épais; son épaisseur ne dépasse guère un demi-centimètre il limite l'extension.

Entre ces deux faisceaux de renforcement, l'éventail ilio-fémoral, aminci, montre quelques.

I.6.2.2. Ligament pubo-fémoral :

Il naît de la portion pubienne du rebord cotyloïdien, de l'éminence ilio-pectinée, et du bord inférieur de la branche horizontale du pubis, en dehors et un peu en arrière, pour aller s'attacher dans la partie antérieure de la fossette pré-trochantérienne il est donc pubo-pré-trochantérien. Il se tend dans l'abduction.

Le ligament pubo-fémoral, recouvert en partie par le muscle pectine, est renforcé par des faisceaux de l'aponévrose de ce muscle, et par d'autres faisceaux intermédiaires au pectiné et au

Chapitre I. Mécanismes de L'Articulation Fémoral

psoas-iliaque. Son insertion se prolonge plus ou moins sur le bord inférieur de la branche horizontale du pubis, parfois jusqu'à l'épine pubienne; son bord tranchant, formé de feuillets superposés et séparés par des pelotons adipeux, donne insertion au tendon du muscle obturateur externe.

I.6.2.3. Ligament ischio-fémoral

De la partie du sourcil cotyloïdien qui répond à l'ischion et particulièrement de la gouttière sous-cotyloïdienne se détachent des faisceaux fibreux qui se portent très obliquement (presque horizontalement) en dehors, en haut et en avant, par-dessus le bord supérieur du col fémoral et vont s'attacher au-dessus et en avant de la fossette digitale, Immédiatement en avant de l'insertion commune de l'obturateur interne et des deux jumeaux.

Le ligament ischio-fémoral, en rapport immédiat avec le tendon de l'obturateur interne, limite la rotation en dedans du fémur.

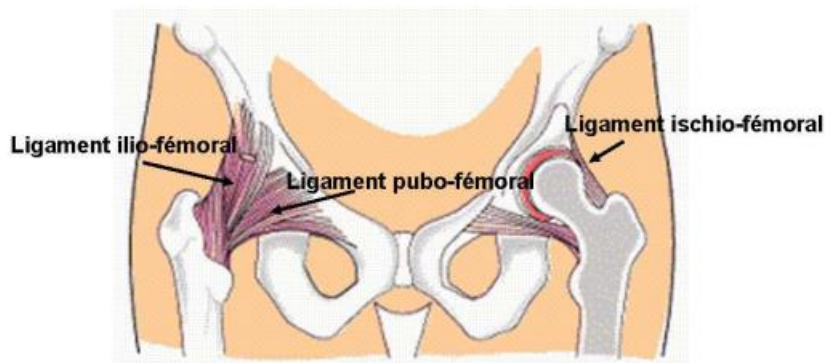


Figure.I.16: Les Ligaments de la hanche.

I.7. Remodelage et perte osseuse :

L'os est un tissu vivant qui se régénère sans cesse afin d'assurer ses fonctions : c'est le remodelage osseux. Ce renouvellement est assuré par le fonctionnement couplé de deux types de cellules osseuses, chargées respectivement de détruire l'os ancien et de générer un tissu osseux jeune qui se calcifie ensuite.

L'évolution de la masse osseuse au cours de la vie peut être caractérisée par trois grandes phases :

- une phase de croissance osseuse rapide, de la naissance jusqu'à l'âge de 18-20 ans. Elle permet de générer un véritable capital osseux de base, qui dépend de nombreux facteurs (génétiques surtout, mais aussi mécaniques, endocriniens).
- une phase en plateau pendant une dizaine d'années.

- une phase de perte osseuse physiologique et inévitable, appelée ostéopénie, qui commence.
- une fois la maturité osseuse atteinte et se poursuit jusqu'à la mort. Cette perte osseuse est lente, régulière et linéaire chez l'homme (0,5% par an). Chez la femme elle s'accélère à la ménopause (3-5% par an pendant 2-3 ans puis 1-2% par an dans les 5 à 10 ans suivant la ménopause). La diminution de masse osseuse se stabilise ensuite autour de 0,5 à 1% par an [18].

L'ostéoporose se distingue de l'ostéopénie par le seuil de masse osseuse atteint lors de la perte. Il ne s'agit plus alors d'une résorption osseuse physiologique, mais d'une « affection généralisée du squelette caractérisée par une masse osseuse basse et une altération de la microarchitecture du tissu osseux responsable d'une augmentation de la fragilité de l'os et, par conséquent, du risque de fracture » [19] (Fig.I.17)

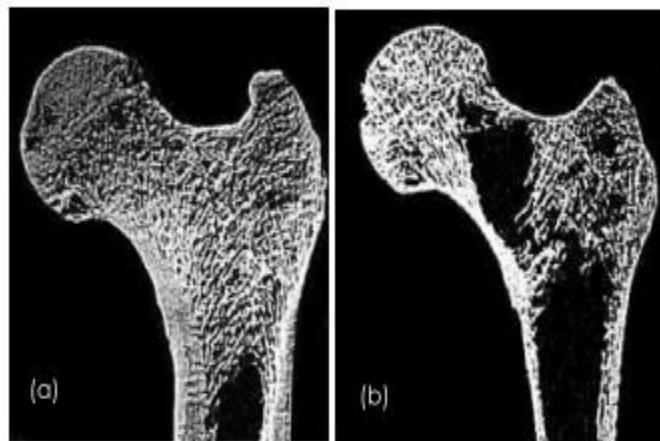


Figure.I.17: L'os fémoral sain (a) et ostéoporotique (b) [19]

I.8. Les conditions expérimentales

Depuis de nombreuses années, des études expérimentales sont dédiées à l'étude histologique et anatomique ainsi que la caractérisation mécanique de l'os. Les résultats de ces expériences varient selon le matériel testé et le protocole employé.

I.8.1 Le Matériaux teste :

Outre les variations inter et intra individuelles , les résultats dépendent de l'origine, de la conservation et des dimensions du tissu testé.

I.8.1.1 Origine :

L'idéal pour connaître les propriétés mécaniques des tissus est de réaliser des tests sur des os provenant de donneurs humains. Mais il n'est pas forcément facile de se procurer

Chapitre I. Mécanismes de L'Articulation Fémoral

ce type d'échantillons, c'est pourquoi de nombreux tests sont réalisés sur des os provenant d'animaux (bovins, chevaux, etc). Les courbes caractéristiques contrainte-déformation sont comparables (comportement similaire), mais les valeurs des caractéristiques mécaniques entre les humains et les animaux peuvent varier significativement.

Yamada.H[20] montre ainsi que la valeur du module d'Young d'un fémur mouillé en traction est de :

-1760 kg/mm² pour un humain,

-1490 kg/mm² pour un cochon,

-2550 kg/mm² pour un cheval.

Le choix du type d'échantillon peut donc fortement influencer les résultats obtenus, et expliquer certaines variations trouvées dans la littérature.

I.8.1.2 Conservation :

Les expériences étant réalisées plus ou moins longtemps après l'obtention des os, il faut donc chercher à éviter leur détérioration afin de se rapprocher le plus possible des conditions *in vivo*.

Selon les études, les pièces peuvent être fraîches, congelées, séchées, embaumées, conservées en solution saline ou dans du liquide de Winckler. La conservation semble avoir une influence importante sur le comportement des matériaux biologiques [21].

Ceci confirme les études faites par Yamada [20] sur l'influence de l'hydratation. Ainsi les valeurs du module d'Young et des contraintes limite d'élasticité et à la rupture sont plus grandes pour un os sec que pour un os humide comme nous la montre la figure suivante :

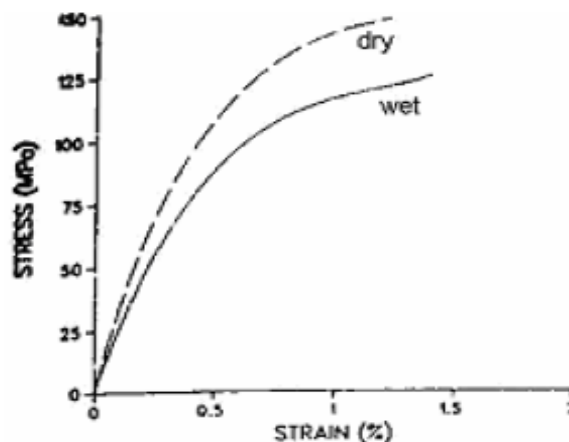


Figure.I.18 : Courbe contrainte-déformation en traction pour des fémurs secs et humidifiés [22].

Chapitre I. Mécanismes de L'Articulation Fémoral

I.8.1.3 Les Méthodes :

Les trois principales méthodes de caractérisation des propriétés mécaniques de l'os [23] comme le module d'Young, le coefficient de Poisson ou la contrainte maximale :

- l'approche classique,
- la méthode vibratoire,
- les ultra-sons.

I.9.La Mécanique de l'os :

I.9.1 Propriétés Mécaniques :

Au niveau des constituants des os, les travaux de Piekarski K [24] et Burstein A.H [25] ont montré que l'on pouvait considérer le collagène comme élastique et l'hydroxyapatite comme élastoplastique. Le comportement des fibrilles est considéré comme élastique. Gottesman.T.[26] ont montré, quant à eux, la propriété isotrope du collagène et anisotrope de l'hydroxyapatite. D'un point de vue histologique, les os sont anisotropes hétérogènes avec un comportement élastoplastique non-linéaire.

Compte tenu de leur densité minérale osseuse, les os compacts sont supposés incompressibles et travaillent en petites déformations (jusqu'à 5%, Cezayirlioglu H.[27]. Par contre, la structure alvéolaire des os spongieux en fait des matériaux compressibles travaillant en grandes déformations en compression (jusqu'à 60% de déformation, Pithioux M.[28]) mais en petites déformations en traction.

Dans la pratique, l'alignement des ostéons dans le sens de la diaphyse permet de considérer l'os compact comme isotrope transverse. Pour les os spongieux, des directions principales sont déterminées localement mais globalement, elles varient fortement. Usuellement, l'hypothèse d'isotropie est la plus retenue dans l'étude des os spongieux. Enfin l'os est considéré comme homogène, étant donnée la prépondérance de l'hydroxyapatite.

I.9.1.1 Ordres de grandeur des paramètres mécaniques :

Comme nous le montre le tableau.2, on observe une grande disparité des paramètres mécaniques imputable à plusieurs facteurs différents tels que :

- le type d'os (compact ou spongieux) ;
- le site anatomique de l'échantillon (fémur, tibia, vertèbres...) ;
- la variabilité biologique ;
- les conditions expérimentales abordées précédemment.

Chapitre I. Mécanismes de L'Articulation Fémoral

Traction	ρ (kg/m ³)	E (MPa)	σ_y (MPa)	ϵ_y (%)	σ_{ult} (MPa)	ϵ_{ult} (%)
compact	/	16925	106	1	128	2
Fémur	/	15793,33	100,74	0,63	111,39	1,69
Tibia	/	21552,54	129	/	153,83	2,61
Fibula	/	20004,5	/	/	159,13	1,485
spongieux	0,316	4272,00	18,582	0,54	3,41	0,74
Fémur	0,38	7099	32,76	0,613	/	/
Tibia	0,23	1068	4,5	0,65	/	/
Vertèbres	0,19	349	1,72	0,7	3,41	0,78
Compression	ρ	E	σ_y	ϵ_y	σ_{ult}	ϵ_{ult}
compact	/	19653	169	1	179	2
Fémur	/	16516,87	169,39	0,62	179,5	1,75
Tibia	/	28016,66	/	/	195,33	/
spongieux	/	2531	25	1	18	28
Fémur	0,455	5375,23	51,98	0,863	64,68	/
Tibia	0,452	370,79	5,83	0,73	18,60	/
Vertèbres	0,204	128,28	1,785	0,77	4,96	5,25

Tableau I.2 : Quelques valeurs mécaniques (valeurs moyennes des données collectées).

1.9.2.L' Endommagement :

L'os a deux constituants (compact et spongieux) qui se différencient dans leur comportement. Pour l'os compact, la déformation maximale à la rupture est comprise entre 1 et 4% pour la majorité des sollicitations. Schaffler M.B. et al [29] attribuent la déformation à des mouvements des ostéons à l'intérieur de la matrice.

Pour l'os spongieux, la déformation maximale atteint plusieurs dizaines de pour cents En compression [28], l'endommagement de l'os spongieux se fait en deux étapes : les trabécules commencent par s'écraser puis il y a compaction complète jusqu'à extrusion de la moelle ou de l'air. En traction, il correspond à la rupture des trabécules.

L'os compact a donc un comportement fragile alors que l'os spongieux est fragile en traction et plutôt ductile en compression. Seules quelques études ont tenté de quantifier l'endommagement dans le cas de la fatigue[30] ou de chargements cycliques [31].

Les seuls, à notre connaissance, à avoir étudié l'endommagement pour un chargement simple jusqu'à rupture sont Kotha et Guzelsu [32]. Ils endommagent certains échantillons de fémurs bovins par des cycles de traction au-delà de la limite d'élasticité. Ensuite, ils comparent les modules des échantillons témoins aux modules des échantillons endommagés.

Néanmoins les échantillons ont été conservés dans une solution saline pendant huit jours et une partie a ensuite été décalcifiée.

Selon le type de chargement, la plage de variation de l'endommagement à la rupture serait de 0,2 à 0,6 ; A ce jour, aucun article ne nous permet d'avoir une valeur de l'endommagement de l'os pour des chargements simples allant jusqu'à la rupture (traction, compression ou flexion).

Chapitre I. Mécanismes de L'Articulation Fémoral

La principale difficulté réside dans l'évaluation de l'endommagement à l'état initial du tissu (avant chargement).

I.9.3 Viscosité de l'Os :

L'étude de référence sur la viscoélasticité de l'os est celle de Mc Elhaney [33]. En effet, il a testé des cubes taillés dans des fémurs humains et bovins en compression pour un large éventail de vitesses de déformation ($0.001 \leq \dot{\epsilon} \leq 300 \text{s}^{-1}$)

Les principales conclusions de ces tests sont d'une part, que l'os compact devient plus rigide et plus fragile lorsque la vitesse de déformation augmente et non pas pour de faibles ou de grandes vitesses de déformation.

Il propose également des relations liant le module d'Young E et la contrainte maximale σ_u en fonction du taux de déformation $\dot{\epsilon}$

$$\left\{ \begin{array}{l} E = 1.66 \ln(\dot{\epsilon}) + 24.5 \quad (\text{Gpas}) \quad R = 0.94 \\ \sigma_u = 11.3 \ln(\dot{\epsilon}) + 230.5 \quad (\text{Mpa}) \quad R = 0.99 \end{array} \right.$$

I.9.4 Comportement Mécanique de l'os Compact :

I.9.4.1 En Traction :

En se limitant à la comparaison des travaux de Yamada[20] et Viano[22] sur les os compacts, on observe une grande similitude au niveau de la phase élastique et donc une assez bonne homogénéité du module d'Young. Cependant le début de l'écrouissage est beaucoup plus rapide pour les os très longs tels que le fémur et l'humérus mais la pente de la phase plastique est moins accentuée que pour des os moins longs. Peut-on alors dire que la longueur des os longs est un paramètre à prendre en compte dans la phase d'endommagement de ce tissu dur ? Est-ce plus simplement leurs différences géométriques (section et forme) qui créent cette nuance ? Ou est-ce un problème de structure dû aux conditions de sollicitation spécifiques de chaque os ?

En comparant les Figures.I.19 (a et b), nous notons que l'allure des courbes est similaire, mais aussi que les valeurs des contraintes limite d'élasticité et à la rupture sont quasiment identiques : $\sigma_{\text{yield}} = 75\text{-}80 \text{ MPa}$, $\sigma_{\text{ult}} = 120 \text{ MPa}$. De même les valeurs des déformations à l'écrouissage et à la rupture sont semblables : $\epsilon_{\text{yield}} = 0,5\%$, $\epsilon_{\text{ult}} = 1,4\text{-}1,5\%$.

Pour les résultats reportés ci-dessus, le profil de rupture est caractéristique d'un mode de rupture cinématique de type 1 ou mode de rupture par ouverture. Les auteurs ont observé de nombreuses fissures à la frontière entre les systèmes lamellaires de Havers et les lamelles interstitielles.

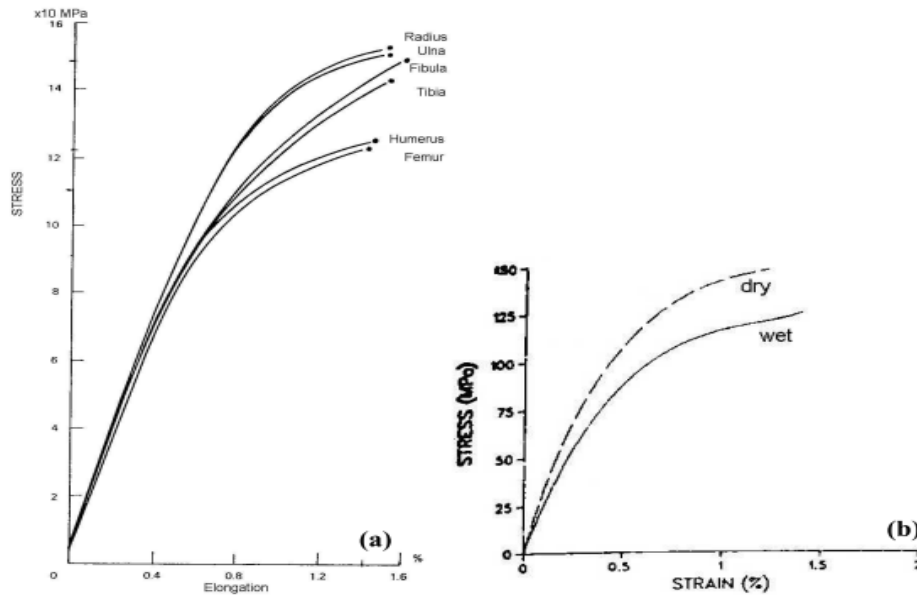


Figure I.19 : Courbes contrainte- déformation en traction (a) d'os humides de personnes âgées de 20 à 39 ans (Yamada,[20]) et (b) de fémurs secs et rehumidifiés (Viano, [22]).

I.9.4.2 En Compression :

Les Figure I.20 a et b semblent se résumer à une phase élastique linéaire (la concavité est vraiment très légère). Nous distinguons une plus grande aptitude à la déformation en compression qu'en traction : 1,8% contre 1,5% avant l'apparition de la rupture du matériau osseux. De même, la contrainte à la rupture est plus importante : environ 170 MPa contre 120 MPa. L'os supporte donc mieux un chargement en compression qu'en traction, puisqu'il endure une plus forte contrainte (170 MPa contre 150 MPa). Les os sont intrinsèquement plus forts en compression (mode de sollicitation physiologique) qu'en traction ou en cisaillement (Carter D.R. [34], citer par Beck T.Jet al [35]).

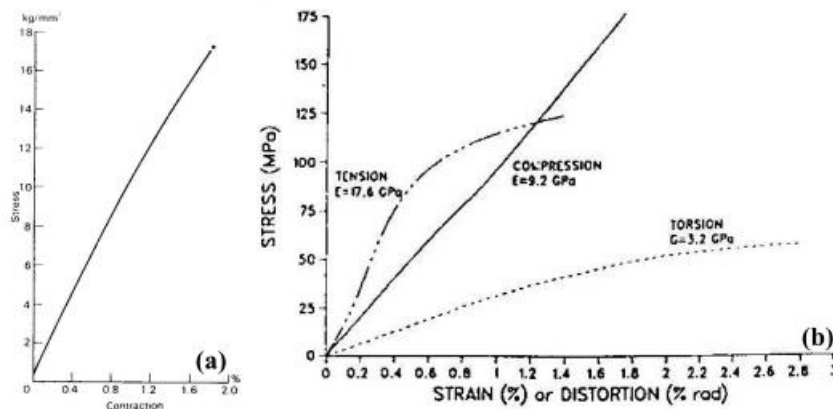


Figure I.20 : Courbes contrainte- déformation (a) en compression de fémurs [20] et (b) en traction, compression et torsion de fémur [22].

Chapitre I. Mécanismes de L'Articulation Fémoral

Les courbes de traction et de compression permettent d'estimer que le module d'Young en compression est beaucoup plus faible qu'en traction (20 fois moins). Cela signifie que, dans la phase élastique, l'os est plus rigide en traction qu'en compression. En revanche, il s'écroute plus tôt et beaucoup plus en traction.

Cela s'explique par l'alignement des ostéons dans le sens de la diaphyse (sens utilisé pour le prélèvement des éprouvettes).

Pour Yamada, l'os sec se fracture soit en deux avec un angle moyen de rupture de 63° par rapport à la surface externe de l'os, soit en trois pièces triangulaires.

I.9.4.3 Cisaillement :

La courbe de cisaillement présente une forme en S. On distingue une zone qui correspond à la mise en tension de la structure suivie d'une phase élastique non-linéaire. L'os continue de charger tout en écrouissant. Cependant le chargement total avant rupture est faible en comparaison des tests de traction et de compression. La structure de l'os compact semble donc moins bien adaptée à ce type de sollicitations qu'aux deux précédentes.

Là encore, l'os étant sollicité dans son intégralité, quelle est la part des effets géométriques sur le comportement ? , Le profil de rupture montre une fracture nette (surface de rupture macroscopiquement lisse).

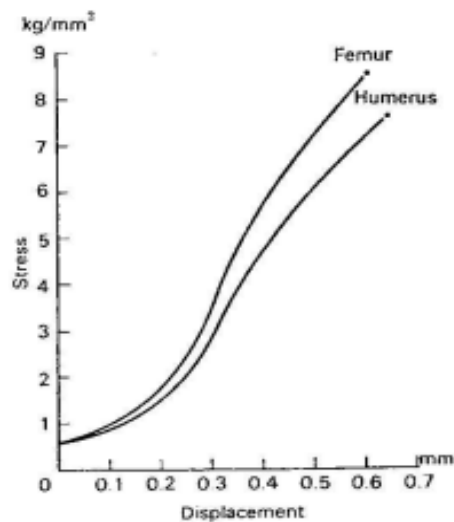


Figure I.21 : Courbe contrainte-déformation en cisaillement d'os humides d'adulte (Yamada.[20])

I.9.4.4.Résistance à la torsion :

La résistance à la torsion de l'os varie de 4 à 9.3 kgf/mm^2 , avec une moyenne de 7 kgf/mm^2 [155]. Ces valeurs sont comparables à celles obtenues à partir d'un os entier (5 à 6

Chapitre I. Mécanismes de L'Articulation Fémoral

kgf/mm²) par d'autres auteurs [156]. 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.

I.9.4.5 En Flexion :

Sur la Figure I.22, on retrouve une phase linéaire élastique puis une phase d'érouissage plastique. Le profil de la courbe est donc similaire à la courbe en traction bien que celle en flexion donne la contrainte en fonction de la déflexion spécifique de l'os (i.e. allongement).

Cet allongement nous indique que l'os se déforme peu mais subit de fortes contraintes. En comparant avec la courbe de traction, nous distinguons que la contrainte maximale à la rupture est de plus de 120 MPa en traction alors qu'elle atteint 180 MPa en flexion, ainsi l'os est plus résistant en flexion qu'en traction. Cela s'explique par la décomposition de la flexion en une compression sur la face où sont appliquées les forces et une traction sur la face opposée. Le profil de rupture présente une ligne de fracture en forme de Y au milieu de la face latérale de la pièce testée.

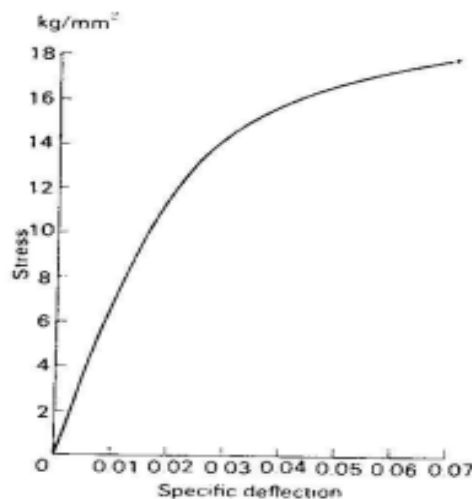


Figure.I.22 : Courbe contrainte-déflexion spécifique de fémurs humides de personnes âgées de 20 à 39 ans [20]

Chapitre I. Mécanismes de L'Articulation Fémoral

I.9.4.6. Anisotropie :

Matériau composite élastique, l'os a de nombreuses autres caractéristiques. En 1958, Evans [156] a montré qu'il est anisotrope, c'est à-dire qu'il n'a pas les mêmes propriétés dans toutes les directions. Les résistances en traction que nous avons indiquées sont celles qui s'appliquent suivant l'axe longitudinal de l'os. (Fig.I.23)

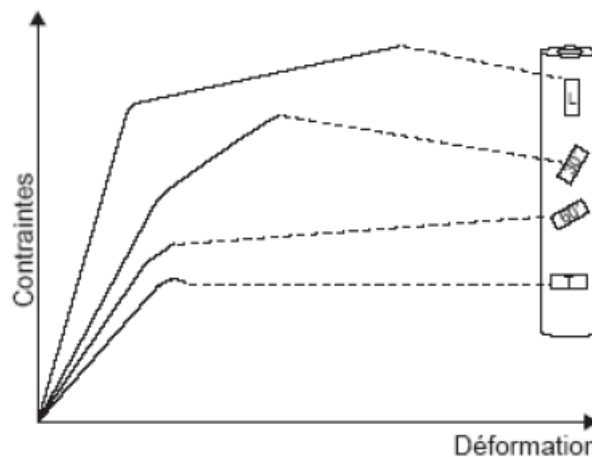


Figure I.23: Anisotropie de l'os. Tests en traction dans quatre directions sur de l'os Corticale fémorale : Traction longitudinale (L), à 30° de l'axe de l'os, à 60°, et traction Transversale (T) [166].

Les Sections correspondant aux contraintes les plus élevées, En 1975, Reilly et Burstein [25] ont présenté la première étude systématique de l'os. Ils ont montré que le module d'élasticité longitudinal était en moyenne 50 % plus élevé que le module transversal.

Konirsch [157] a montré, grâce aux extensomètres électriques à grande amplification, que le module d'élasticité varie notablement suivant la face de l'os et suivant qu'on l'étudie en traction longitudinale, en compression ou en flexion.

L'os étant plus résistant en compression qu'en traction, c'est de préférence sa face soumise à des contraintes en traction qu'il faut renforcer lors d'une ostéosynthèse. Fort heureusement, les métaux utilisés comme implants pour l'ostéosynthèse possèdent une bonne résistance en traction.

I.9.5. Autres propriétés :

Le Tissu vivant, l'os a en outre deux propriétés considérables qui le distinguent des autres matériaux :

-En réponse à des demandes fonctionnelles, il peut changer ses propriétés mécaniques locales et les adapter aux contraintes. Il existe une « fenêtre d'admissibles » ; si l'os est soumis à un

Chapitre I. Mécanismes de L'Articulation Fémoral

excès de contrainte, il va s'adapter en augmentant de volume et en modifiant sa texture. Si les contraintes deviennent excessif, il se nécrose ou se fracture (fracture de fatigue). Si au contraire il est soumis à un niveau de contrainte insuffisant, il va s'amincir et devenir plus fragile. C'est le phénomène du stress-shielding que l'on observe au contact de prothèses massives très rigides parfaitement et directement fixées à l'os. Ce phénomène est également préoccupant en mission de longue durée ;

-L'os a la possibilité remarquable de se réparer lui-même. Ces propriétés sont le résultat de l'action combinée de processus biologiques et mécaniques complexes.

Les mesures de Burstein [158] ont montré qu'avec l'âge se produit une diminution de la déformation maximum avant rupture, atteignant 5 % tous les 10 ans au niveau du fémur et 7 % tous les 10 ans pour le tibia.

Plus précisément, selon le module de Young, les valeurs moyennes obtenues pour de l'os cortical sont de 17 GPa et de 1 à 14 GPa pour de l'os trabéculaire [159]. La résistance en compression des os est aux alentours de 195 MPa et de 135 MPa en tension [25]. Concernant les lamelles au sein des ostéons cette valeur est de 22 Gpa [26]. Cette phase minérale confère à l'os sa rigidité mais c'est son organisation spatiale qui permet à l'os d'être un matériau à la fois léger et extrêmement résistant.

I.10.La Fracture du col du fémur

I.10.1.Définition

Le col du fémur est la jonction entre la tête du fémur qui s'insère dans le bassin et la portion verticale du fémur. Le col du fémur est la partie la plus fragile de cet os car elle forme un coude.

La fracture du col fémoral occupe le premier rang des fractures liées à l'âge avancé, par la fréquence, par la gravité de ses complications et par l'importance de ses répercussions économiques.

Le massif trochantérien comprend le grand trochanter, sur lequel s'insère le muscle moyen fessier, et le petit trochanter, sur lequel s'insère le muscle psoas. Ce massif osseux se situe juste en dessous du col fémoral. Il s'agit d'un os spongieux très bien vascularisé, donc exposant peu au risque de pseudarthrose et consolidant facilement, Au cours du vieillissement, l'os se fragilise à cause de l'ostéoporose. *Les femmes âgées sont donc plus sujettes à la fracture du col du fémur que les hommes.* Une diminution de la vision, de l'audition, de l'équilibre ou certains traitements peuvent favoriser le risque de chute.

I.10.2 Anatomopathologie :

I.10.2.1 en fonction du trait de fracture :

C'est la classification de Delbet, il faut distinguer :

- les fractures sous capitales: A
- les fractures trans cervicales ou cervicales vraies : B
- les fractures basi-cervicales : C

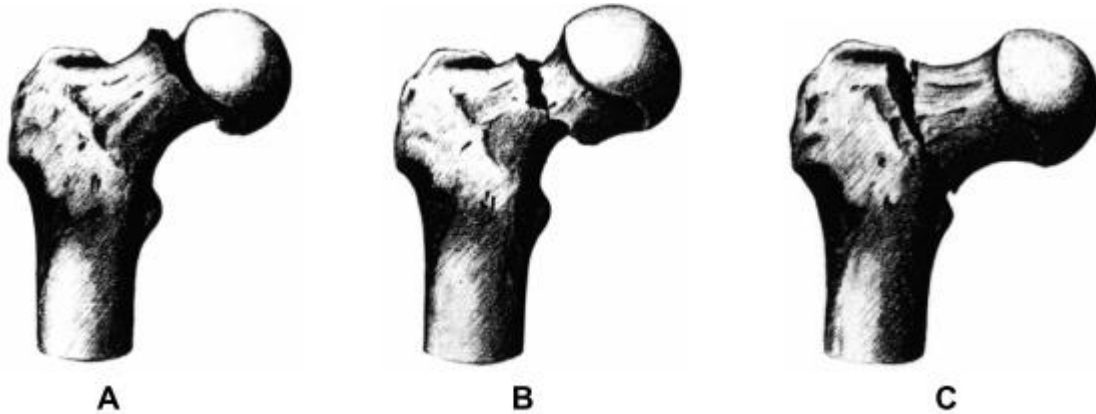


Figure.I.24.mode de fracture du col de fémur

I.10.2.2. En fonction de l'obliquité du trait de fracture :

C'est la classification de Pauwels, Il s'agit d'une classification à valeur pronostic quant au risque de non consolidation; elle est plus précise que la précédente.

Cette classification est basée sur la valeur de l'angle du trait de fracture par rapport à l'horizontal. On parle de fracture de Pauwels :

- type I, si l'angle est inférieur à 30° ,
- type II, si l'angle est entre 30 et 60°
- type III, si l'angle est supérieur à 60° . La fracture de Pauwels type I a un bon pronostic quant à la consolidation, car il y a essentiellement des contraintes en compression et peu de contraintes en cisaillement.

La fracture de type III est au contraire une fracture à mauvais pronostic car le trait de fracture favorise les contraintes en cisaillement, point de départ de la pseudarthrose.

I.10.3 Tableau Clinique :

Nous prendrons comme description clinique la fracture du sujet âgé: il s'agit d'une patiente qui a fait une chute de sa hauteur, elle présente une douleur de hanche avec impossibilité de relever la jambe et une impotence fonctionnelle totale. La palpation et la mobilisation de la

Chapitre I. Mécanismes de L'Articulation Fémoral

hanche sont très douloureuses, la palpation du pli de l'aîne est douloureuse. Il existe une rotation externe et un raccourcissement avec ascension du massif trochantérien.

Le fait de conserver la capacité de marcher n'exclut pas avec certitude une fracture quelque peu déplacée du col du fémur.

L'autonomie du blessé avant sa chute (marche avec ou sans canne, périmètre de marche, entourage familial) doit être évaluée. C'est la radiographie du bassin de face couché, de la hanche suspecte de face et de profil, qui permet de faire le diagnostic.



Figure.I.25. Une image clinique d'une fracture de col de fémur

I.11.Application au traitement des fractures :

I.11.1 Contraction musculaire :

Elle joue un rôle très important dans la prévention des fractures. On peut illustrer ce rôle par l'exemple de la chute en skis vers l'avant. Le tibia du skieur vient s'appuyer en avant sur le bord de la chaussure avec un effet de flexion. Le cortical postérieur du tibia est soumis à des contraintes de traction très élevées qui ont de fortes chances d'entraîner une fracture. Heureusement, la contrainte réflexe du triceps va provoquer des contraintes de compression postérieure qui vont neutraliser les contraintes de traction, protéger le tibia et éviter la fracture.

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

Chapitre I. Mécanismes de L'Articulation Fémoral

1.11.2 Fracture de fatigue :

Une fracture peut survenir si la contrainte supportée par l'os est supérieure à la résistance maximum de l'os, mais elle peut également survenir à la suite de l'application répétée de contraintes beaucoup plus basses. Ce sont les fractures de fatigue. Elles font l'objet d'un article particulier.[38] Elles surviennent soit après application peu fréquente de contraintes élevées, soit après application très fréquente de contraintes relativement faibles.

La fréquence des sollicitations joue également un rôle, car le remodelage osseux peut aller plus vite que le processus de fracture spontanée et éviter celle-ci. La fatigue musculaire intervient dans la survenue des fractures de fatigue en supprimant la protection du squelette.

1.11.3. Fracture et niveau d'énergie :

On peut classer les fractures en trois catégories, basées sur la quantité d'énergie libérée à leur niveau :

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

1.11.4 Fractures sur défektivité osseuse :

La création d'une perte de substance osseuse fragilise considérablement l'os, Burstein [40] a montré que le simple fait de forer un trou et d'insérer une vis dans le fémur de lapin diminue de 70% sa capacité d'absorber l'énergie. Huit semaines plus tard l'effet a disparu, mais l'ablation de la vis diminue à nouveau de 50% cette possibilité de l'os. La création d'une fente osseuse sur une diaphyse crée une section ouverte. Dans ce cas, la résistance à la fracture est diminuée de 70%. Le prélèvement d'un greffon cortical fragilise donc beaucoup l'os.

1.11.5 Fracture et contrainte :

La survenue d'une fracture est en fait une question de distribution de contraintes et d'énergie mécanique. L'énergie nécessaire pour fracturer un tibia humain normal est seulement de $1/100000^{\circ}$ de l'énergie cinétique d'un skieur de 80 kg se déplaçant à 45 km/h.[35] Le désastre survient seulement quand l'énergie cinétique est brutalement concentrée et convertie en travail pour déformer le tibia.

Chapitre I. Mécanismes de L'Articulation Fémoral

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

Les fractures en « bois vert » sont pour Radin [41] la combinaison de micro-fractures de la cortical d'un os peu calcifié à bas module d'élasticité :

- Fracture en traction : Elles surviennent généralement dans l'os spongieux. La fracture de la base du cinquième métatarsien par traction du court péronier latérale et du calcanéum par traction du tendon d'Achille est de bons exemples. Le meilleur exemple est réalisé par les fractures-tassements des vertèbres.
- Fracture en cisaillement : On les rencontre habituellement dans l'os spongieux en particulier aux condyles fémoraux ou aux plateaux tibiaux.
- Fracture en torsion : Les contraintes de tension les plus élevées sont à 45° des contraintes de cisaillement. Le trait de fracture suit un plan en spirale pour suivre cet angle. Il n'y a pas de meilleur exemple que la fracture spiroïdal du skieur.
- Fracture en flexion : Les fractures diaphysaires transversales ou en « aile de papillon » relèvent de ce mécanisme. La fracture commence sur la surface convexe, sur les fibres les plus extérieures qui supportent le plus de contraintes en tension. S'il existe sur cette face une entaille ou une rainure, la fracture commence à ce niveau.

I-12.Définition et but d'arthroplastie :

Une arthroplastie est une opération destinée à restituer le mouvement à une articulation et leur fonction aux muscles, ligaments et autres structures constituées de tissus mous qui contrôlent cette articulation en créant un nouvel espace articulaire. Elle a pour objectifs de soulager le patient d'une douleur invalidante, de lui redonner un mouvement stable, et parfois, de corriger une malformation. A cette intervention majeure sont associées un certain nombre d'indications et de contre-indications [160].

I.12.1 Indications d'une arthroplastie totale de la hanche :

A l'origine, l'indication principale d'une arthroplastie totale de la hanche était la réduction d'une douleur invalidante, chez les patients âgés, qui ne pouvait pas être soulagée de manière efficace par des moyens non chirurgicaux et pour lesquels patients la seule possibilité chirurgicale était la résection de l'articulation de la hanche. L'amélioration de la fonction articulaire était alors de moindre importance.

Après que le succès remarquable de l'opération a été rapporté pour des patients souffrant d'arthrite rhumatoïde, d'arthrose (ostéoarthrite, arthrite hypertrophique), de

nécrose avasculaire de la tête fémorale, de fracture du col du fémur, après l'acquisition d'une expérience plus grande de la procédure chirurgicale introduisant des modifications de celle-ci, les indications se sont étendues à d'autres affections.

Aux patients plus jeunes atteints des mêmes lésions, incluant la luxation congénitale de la hanche et les pathologies rhumatismales, ainsi qu'aux patients ayant eu une hanche infectée, se sont ajoutés un certain nombre de sujets chez lesquels la procédure de reconstruction de l'articulation, y compris l'arthroplastie totale, a échoué et qui requièrent une révision. La révision consécutive à l'échec d'une arthroplastie totale de la hanche est maintenant une opération courante, mais souvent difficile [42].

I.12.2 Contre-indications d'une arthroplastie totale de la hanche

Les contre-indications spécifiques d'une arthroplastie totale de la hanche incluent :

- Une infection active de l'articulation de la hanche ou un foyer infectieux actif (vessie, peau, dentaire, des voies respiratoires ou de toute autre région),
- Une pathologie neurotrophique (Tabès) : les patients souffrant de cette pathologie ont généralement une destruction osseuse extensive et une tendance à la formation d'ossifications exubérantes,
- L'absence ou l'insuffisance des muscles abducteurs,
- Une pathologie neurologique progressive.

Le capital osseux du pelvis et du fémur doit être suffisant pour permettre une fixation adéquate des composants. C'est parfois un facteur limitatif de cette procédure dans le cas de tumeurs bénignes ou malignes de faible grade de la région de la hanche ayant entraîné une destruction osseuse massive ou nécessitant une importante résection osseuse.

I.13 Conclusion :

Les os sont des structures complexes dont on distingue deux types : les os compacts et les os spongieux. L'os est essentiellement composé d'hydroxyapatite et de collagène. Suivant le type de sollicitation, le comportement de l'os varie beaucoup : il présente un comportement dissymétrique en traction-compression.

De plus, la vitesse de déformation a une influence a priori non négligeable sur ses caractéristiques mécaniques à vitesse constante.

En biomécanique des chocs, les os subissent des sollicitations qui sont principalement des flexions et des compressions. L'os compact exhibe clairement un comportement élastique linéaire suivi d'une phase d'endommagement plastique avec un mode de

Chapitre I. Mécanismes de L'Articulation Fémoral

rupture fragile dans le domaine des petites déformations. Il est plus résistant en compression et en flexion qu'en traction.

Il est souvent assimilé à un composite constitué d'une matrice avec des renforts fibreux. L'os spongieux a un comportement ductile en compression dans le domaine des grandes déformations et fragile en traction dans le domaine des petites déformations.

Il est souvent assimilé à un composite constitué d'une matrice avec des renforts particuliers. L'étude de la structure et la composition de l'os nous a permis de pressentir l'influence non négligeable de certains paramètres biologiques tels que l'âge, le sexe, la qualité de vie (alimentaire, sportive...). Ces facteurs ont un impact direct sur les propriétés mécaniques et donc sur le comportement de l'os. Etant donnée son importance, l'influence des paramètres biologiques sera étudiée plus en détail ultérieurement.

Conclusion Général

Les résultats obtenus dans ce du travail montrent que:

- Les contraintes équivalentes de Von Mises induites dans l'implant dépendent de la nature du mouvement exercé par le porteur de la prothèse. Les contraintes les plus élevées sont localisées sur la partie supérieure d'étranglement de l'implant opposée à celle où est appliqué le chargement mécanique.
- Les contraintes, localisées dans le tissu vivant (Os Cortical), dépendent de la nature des activités effectuées par le porteur de la prothèse totale de hanche. C'est en montant ou en descendant les escaliers que le patient sollicite le plus énergiquement l'os. Cette sollicitation est située sur ses parties distales et médiales. C'est dans sa partie distale où ce tissu vivant est plus fortement mécaniquement sollicité. Les autres activités engendrent des contraintes équivalentes relativement peu intenses. L'assoie dur une chaise engendre, dans l'os cortical, les contraintes les plus faibles ;
- Les activités exercées par le porteur de la prothèse totale de hanche induisent, dans le ciment orthopédique, des contraintes équivalentes dont l'intensité est répartie de façon hétérogène ;
- Les contraintes les plus importantes sont localisées sur la partie supérieure, partie proximale, du ciment. Ces contraintes, dont le niveau varie le long du ciment, sont étroitement liées à la nature du mouvement exercé par le patient ;
- La contrainte équivalente de Von Mises locale, induite dans le ciment orthopédique lors de la montée ou de la descente des escaliers, dépasse largement le seuil de rupture en tension de ce liant. C'est dans la partie proximale où la contrainte locale est supérieure à la contrainte de rupture en traction du ciment orthopédique. Les autres activités analysées engendrent, dans ce liant osseux, des contraintes relativement de faible niveau ;
- Les contraintes, produites dans les parties postérieures internes et externes, sont pratiquement de même amplitude. Elles sont intensivement concentrées sur la zone proximale du ciment osseux. Un même comportement est observé dans la zone antérieure interne et externe ;
- Les contraintes normales, engendrées dans le ciment lors des activités effectuées par le porteur de la prothèse totale de hanche, mettent le ciment en tension et en compression. Les contraintes normales les plus importantes sollicitent le ciment en compression et ce quelle que soit la nature du mouvement exercé par le patient. Les contraintes les plus importantes sont relatives à l'axe zz de la structure. Les deux autres composantes de la contrainte globale

sont d'un niveau peu marquée. Les contraintes tangentielles les plus fortes, engendrées dans le ciment, sont relatives au plan yz de la structure. Ces contraintes sont localisées au bord du ciment. Loin de ce défaut, leur niveau chute de façon significative ;

- Une fissure elliptique amorcée dans la partie postérieure du ciment se propage essentiellement par cisaillement de ces deux lèvres en modes mixtes II et III, Le mode II est le mode de rupture prédominant ;
- Il existe une taille de la fissure, égale à 1,5mm, au-delà de laquelle la pointe, notée 1, de la fissure se propage essentiellement en mode mixtes II et III, et la pointe 2 en modes I et III. Une telle fissure se développe selon son front, noté 1, préférentiellement en mode II. Le front de fissuration ;
- Les fissures initiées à 0° , 180° et 360° par rapport à son axe principal, le long du ciment ou le long de son épaisseur se propagent principalement en mode mixtes II, et en mode III pour une orientation de 90° et 180° . Ceci illustre de façon claire, qu'une fissure amorcée le long du ciment se développe préférentiellement en mode mixte II et III, et une fissure se propage principalement le long de l'épaisseur du ciment en mode II ;
- La variation du facteur d'intensité de contraintes est pratiquement indépendante de la morphologie de la fissure. L'allure de la fonction $K = f(\text{de l'orientation de la fissure})$ est quasiment la même la fissure elliptique et rectiligne et ce quel que soit le mode de propagation. Ce comportement ne se différencie que par les fortes valeurs des facteurs de ruptures en mode I, II, III résultants d'une fissure rectiligne. En pointe 1 de la fissure, en mode I la ténacité du ciment osseux est franchie. Ce comportement permet expliquer la rupture brutale du ciment ;
- Des activités pratiquées quotidiennement, en cas de forte nécessité, induisent dans le ciment orthopédique, dans sa partie proximale gauche, contraintes des contraintes de forte intensités. Cette partie constitue donc un siège de forte concentration de contraintes et donc une zone exposée au d'endommagement du ciment par rupture brutale. Ce risque est d'autant plus grand que l'activité du patient est intense. Dans nos conditions d'analyse, le risque de propagation peut provenir d'une fissure rectiligne donc la présence est fort probable dans les matériaux présentant un comportement fragile élastique linéaire, comme le ciment osseux.

III-1-Introduction

Il est nécessaire de connaître les forces appliquées au droit de l'articulation prothétique au cours des activités courantes exercées par le patient dans leur vie quotidienne afin de pouvoir analyser le comportement biomécanique d'une prothèse totale de hanche autrement dit du système os – ciment – implant.

Plusieurs auteurs ont publié des valeurs de forces de contact coxo-fémorales établies à partir de l'analyse des différentes phases d'un mouvement et calculées en utilisant des modèles musculaires simplifiés ainsi que différents mouvements quotidiens. Une des caractéristiques de ces calculs est qu'ils donnent des valeurs d'efforts plus importantes que celles mesurées *in vivo*. Certaines mesures effectuées *in vivo* ne couvrent que la période postopératoire immédiate, alors que les patients n'ont pas encore la possibilité de solliciter normalement leur articulation prothétique.

Ces forces conditionnent le comportement biomécanique de la prothèse totale de hanche et déterminent, outre les conditions chirurgicales, la durabilité et la stabilité des articulations artificielles cimentées. C'est pourquoi dans ce qui suit, nous analysons leurs effets sur ce comportement en termes de variation de contraintes.

III.2 Etude des charges appliquées au fémur :

La force de contact au niveau de l'articulation de la hanche, d'amplitude F et de composantes $-F_{x_1}$, $-F_{y_1}$ et $-F_{z_1}$, transmise par l'implant acétabulaire à la tête fémorale était déterminée dans le système d'axes du fémur gauche $R_1=(O_{x_1}, y_1, z_1)$ (Fig.III.1).

L'axe Z est parallèle à la ligne moyenne idéalisée du fémur tandis que l'axe x est parallèle au contour dorsal des condyles fémoraux dans le plan horizontal.

Les angles que fait la résultante des forces F dans les trois plans $O_{y_1 z_1}$, O_{x_1, z_1} et O_{x_1, y_1} sont notés respectivement A_{x_1} , A_{y_1} et A_{z_1} . A_v est l'angle d'antéversion de l'implant.

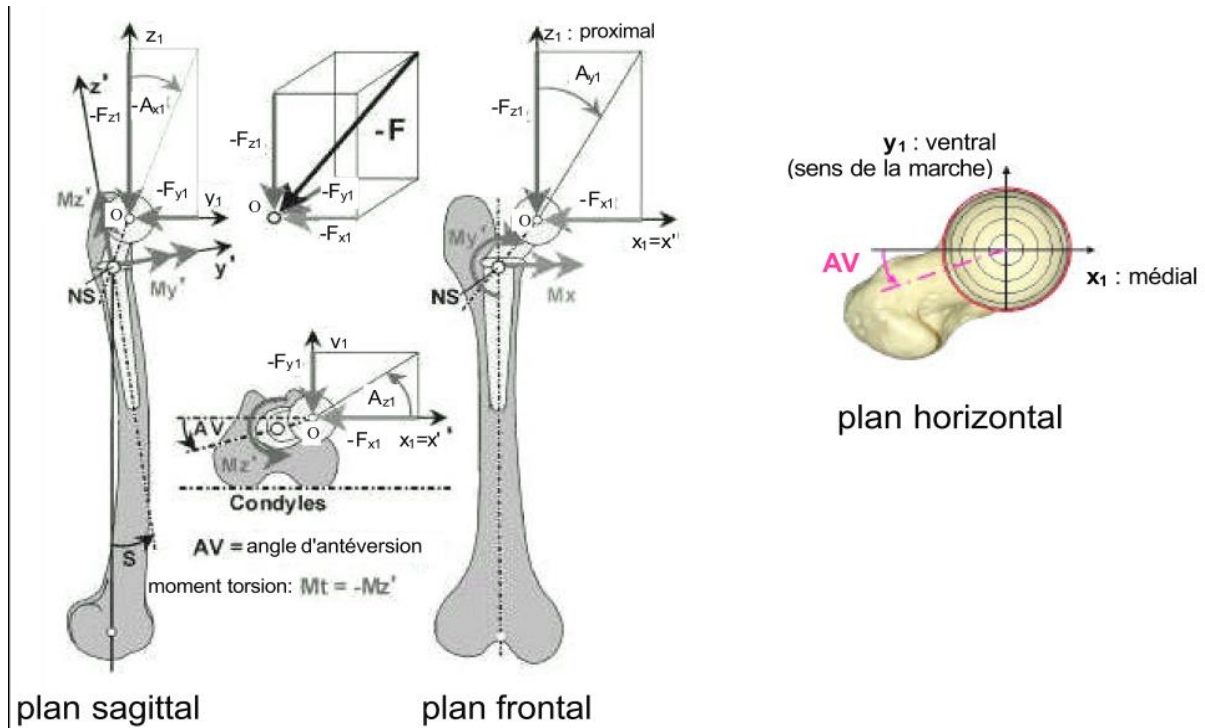


Figure III-1 : système de coordonnées du fémur gauche [154]

III.3. Modélisation par la méthode des éléments finis :

L'outil informatique constitue un instrument de travail indispensable pour l'analyse des problèmes scientifiques assez complexes. Dans le cas des prothèses totales de hanche, il permet, en effet, de valider un choix d'options de formes géométriques, de matériaux et de revêtements de surface d'une prothèse avant son implantation clinique. Utilisé de manière intensive, il permet également d'évaluer lors de la planification préopératoire, le positionnement des composants prothétiques afin d'optimiser la répartition des contraintes entre l'os, le ciment et la prothèse. Le développement d'un modèle, numérique tridimensionnel par la méthode des éléments finis, est une nécessité pour l'analyse du comportement biomécanique d'une articulation artificielle. Ce modèle est donc un outil d'évaluation préclinique dont l'utilisation courante va permettre de développer de nouveaux dessins prothétiques. Son champ d'application englobe toutes les formes de prothèses articulaires de hanche ou genou.

Le modèle numérique par éléments finis permet, ainsi, de représenter géométriquement une configuration Os/prothèse et de lui appliquer les lois mécaniques qui régissent son fonctionnement en tant que solide déformable soumis à un ensemble de forces. Son outil principal est un logiciel informatique recourant à la méthode des éléments finis. Sur la Figure.III.2 est représenté un modèle géométrique d'un système composé d'un implant-ciment-os montrant ses trois principales zones (proximale, médiale, distale).

Chapitre III. Comportement biomécanique du système PTH

La modélisation par méthode numérique nécessite une description précise:

- De la prothèse (géométrie 3D, propriétés mécaniques caractéristiques de l'interface os-ciment et ciment-implant) ;
- De la structure osseuse (géométrie 3D, distribution des densités osseuses, propriétés mécaniques, lois de comportement) ;
- Des conditions de charge du système (forces de contact articulaires, forces musculaires).

Cette description et le recours à la méthode des éléments finis permettent de déterminer un certain nombre de variables biomécaniques telles la répartition des contraintes dans les solides.

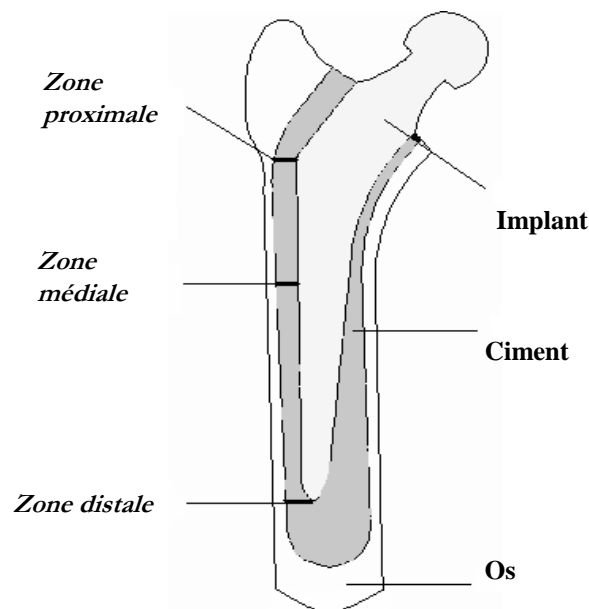


Figure III.2 : Modèle comportant les différentes zones et positions dans la prothèse totale de hanche

Le modèle de troisième génération, de CARNLEY MILLER KERBOUL (CMK3), a été retenu pour cette étude [156]. Dans ce modèle, la géométrie complexe d'un implant fémoral est conjointement liée à l'os par l'intermédiaire du ciment orthopédique (Fig.III.3). Le modèle numérique par éléments finis développé permet dans un premier temps l'analyse de la distribution des contraintes induites, lors des activités du patient, dans les différents constituants de la Prothèse Totale de Hanche (PTH). Pour ce faire, le comportement de l'os est supposé élastique linéaire et orthotrope. La distribution de matière a été modélisée comme homogène sur l'ensemble du fémur. Cette analyse a été réalisée grâce à l'utilisation du

Chapitre III. Comportement biomécanique du système PTH

logiciel de calcul ABAQUS (6.11). Ce dernier permet l'étude du comportement mécanique des structures les plus complexes [155].

Les conditions aux limites ; La structure a été modélisée en utilisant les 'éléments tétraédriques 3D à 4 nœuds (C3D4-Abaqus), constituant les éléments suivants : Ciment: 105982; Os cortical : 282225 ; Os spongieux: 271307, Implant: 24226

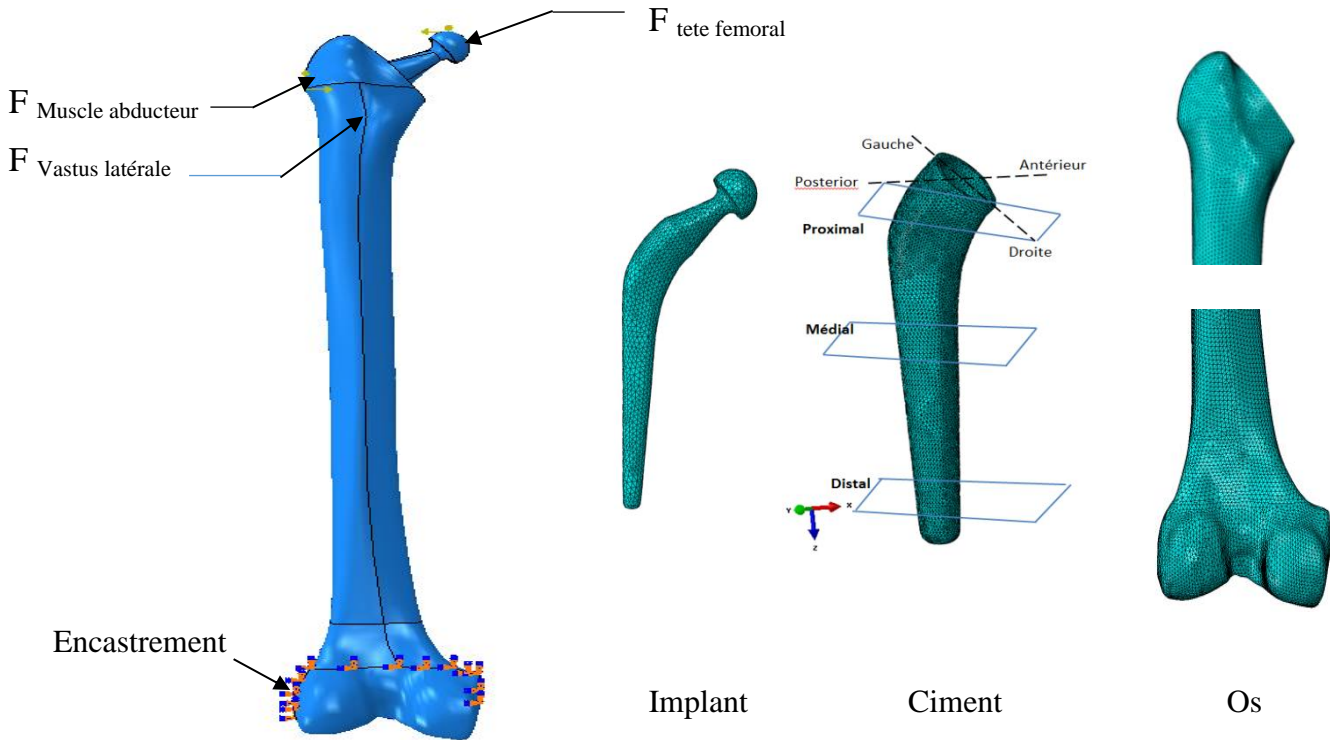


Figure III.3. Les conditions au limite du model de Prothèse CMK 3

III.3 Propriétés matériaux :

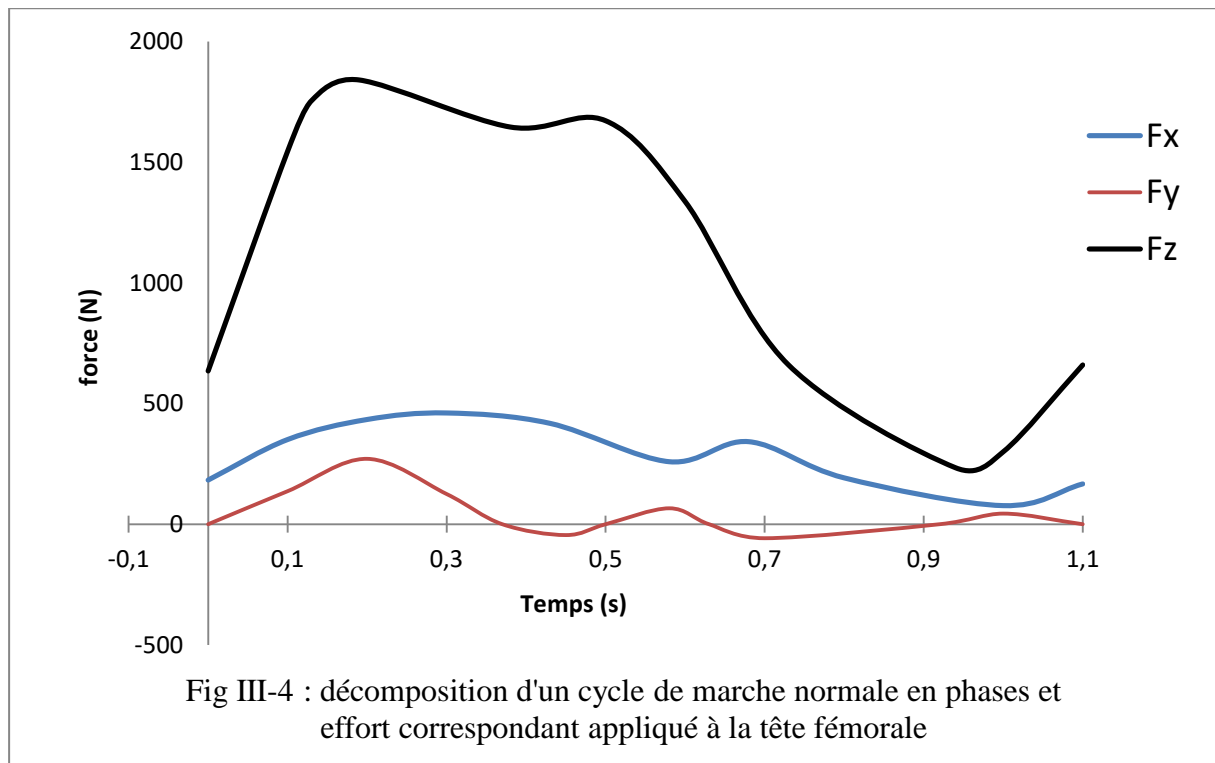
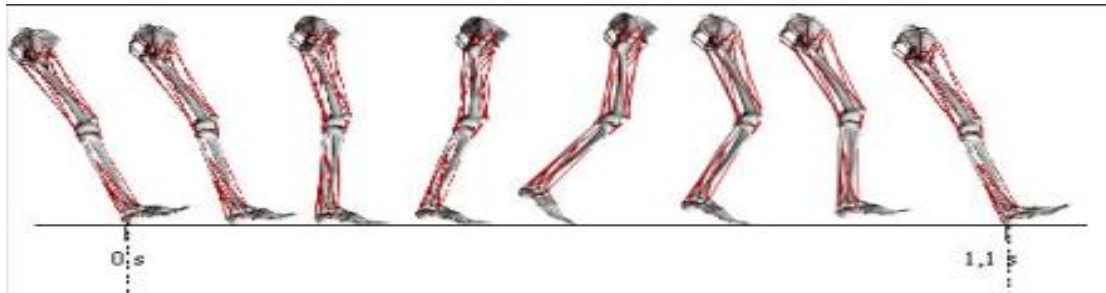
Les propriétés des matériaux constituant la prothèse totale de hanche sont définies, ici, en termes de module d'élasticité et de coefficient de Poisson comme le montre le tableau III.1.

Elément	matériaux	Module de Young (Mpas)	Coefficient de poisson	Masse volumique (kg/m ³)
Os cortical		21 000	0.3	1990
Os spongieux		132	0.3	600
Prothèse	Acier inoxydable (316L)	210 000	0.3	7900
Ciment	PMMA	2000	0.3	1200

Tableau III.1 : Propriétés mécaniques du système os-ciment-implant.

Chapitre III. Comportement biomécanique du système PTH

Les conditions de chargement imposées à la structure analysée, conformément à la figure III.1, sont regroupées sur la figure III.4, qui représente la résultante des efforts appliqués au niveau de l'articulation de la hanche et de ses trois composantes F_{x1} , F_{y1} et F_{z1} , de ces activités) en fonction du temps pendant un cycle, dans le système de coordonnées R 1 du fémur gauche.



Ces efforts engendrent, dans les composantes de la prothèse totale de hanche, des contraintes qui peuvent être fatales pour la prothèse et tout particulièrement pour le ciment chirurgical. Ce dernier, de par ses faibles propriétés mécaniques, présente le maillon le plus faible de la structure et favorise le risque de descellement de l'implant. La fiabilité, la durabilité et la performance des prothèses totales de hanches cimentées dépendent fortement du comportement biomécanique de ce liant bio inerte. L'analyse du niveau et de la répartition de

ces contraintes, tout particulièrement dans ce composant de la prothèse est d'une grande importance pour sa survie. Ceci constitue donc l'objectif de ce qui suit.

III.4. Contraintes induites dans un système Os-Ciment-Implant:

III.4.1. L'Os cortical

L'os cortical endommagé conjointement lié à l'implant par l'intermédiaire du ciment orthopédique reçoit, à travers ce liant, des contraintes de cet élément de la prothèse. L'objectif de cette étude est d'analyser le niveau de ces contraintes, engendrées par des activités exercées par le porteur de la prothèse totale de hanche. Le comportement biomécanique est étudié en termes de variation de contraintes équivalentes de Von Mises. Les résultats ainsi obtenus sont illustrés sur la figure III.4. Cette dernière montre l'amplitude et la répartition de cette contrainte induite dans l'os pendant un cycle de marche normale du patient. Nous remarquons que cette contrainte est distribuée, le long de cet élément, de manière hétérogène. En effet, son intensité croît de la partie supérieure de cet élément de la structure vers sa partie inférieure. C'est dans cette zone où les contraintes sont les significatives, Ainsi, et dans nos conditions de simulation, ces contraintes sont relativement très élevées et peuvent être source de douleur pour le patient. La plus forte contrainte est supportée par l'os cortical.

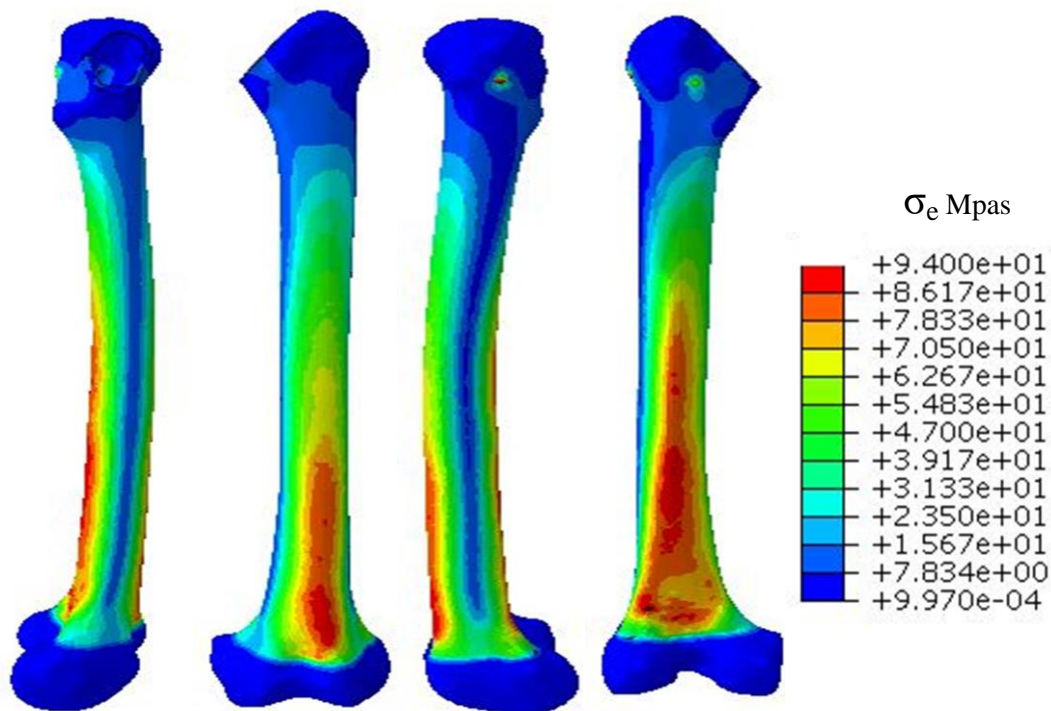


Figure III.4. Niveau et répartition de la contrainte de Von-mises induites dans l'os cortical pendant un cycle de marche normale au point max T=0.19s

engendrée dans l'implant de la structure pendant un cycle de marche normale du porteur de la prothèse. L'analyse de cette figure montre clairement que cette contrainte est concentrée sur la partie supérieure de ce composant et plus précisément sur son cou. Dans les autres zones, les contraintes sont d'un niveau relativement faible. Ce comportement est dû à la direction des efforts exercée sur l'implant. Tout comme dans le tissu vivant, la distribution de ces contraintes le long de ce composant est parfaitement hétérogène. Rappelons que cet élément de la structure est le maillon le plus rigide et par conséquent l'intensité de ces contraintes ne constitue aucun risque d'endommagement de la prothèse totale de hanche.

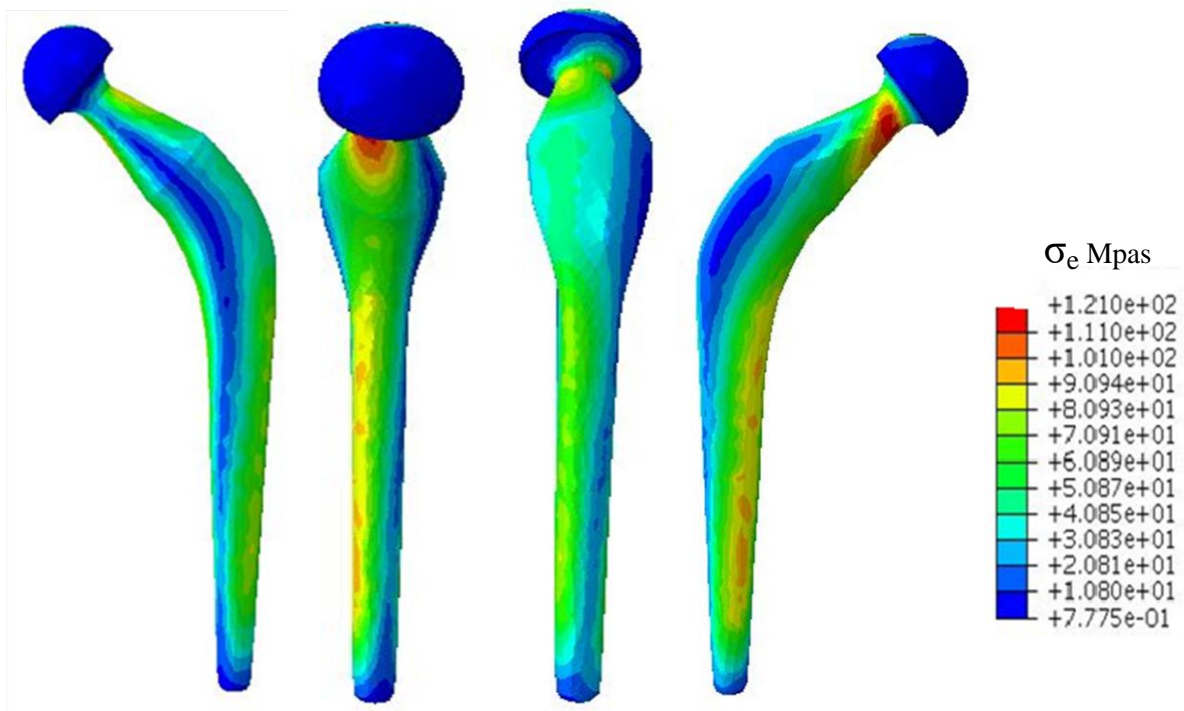


Figure.III.5 Niveau et répartition de la contrainte de Von-mises induites dans l'implant pendant un cycle de marche normale au point max T=0.19s

III.4.3. le ciment orthopédique :

Comme il a été signalé précédemment, le ciment chirurgical constitue le maillon le plus faible du système os-ciment-implant. Son comportement biomécanique détermine la durabilité et la performance de la prothèse totale de hanche, Ce comportement est analysé dans cette partie en fonction de plusieurs activités du patient. Les Résultats ainsi obtenus et représentés sur la figure III.6 montrent l'intensité et la répartition de la contrainte équivalente induite dans le ciment orthopédique lors du processus de la marche normale du patient en fonction du temps. On notera cependant, que ces contraintes résultent d'un cycle de marche. L'analyse de ces résultats illustre clairement que, pendant l'exercice de ce cycle,

ces contraintes sont distribuées de façon non homogène. Il existe donc des zones, localisées dans la partie supérieure et inférieure du ciment, qui sont fortement mécaniquement sollicitées. Dans la zone proximale, ces contraintes proches du seuil de rupture en traction de ce liant peuvent conduire au descellement de la prothèse totale de hanche par rupture du ciment chirurgical. En effet, un défaut, tel que porosité ou poche de sang, présent dans le ciment peut engendrer la concentration de ces contraintes par effet d'entaille et conduit donc au risque d'amorçage et de propagation de fissures de fatigue.

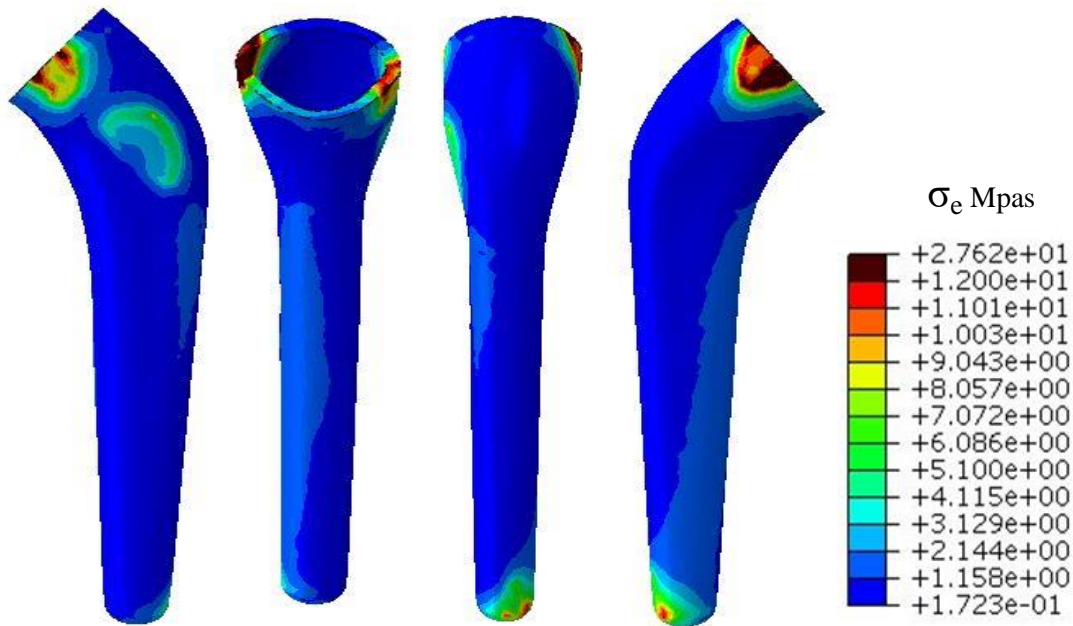


Figure III.6 : Contrainte de Von-mises induite dans le ciment au cours d'un cycle de marche normale au point max (t=0.19s).

III.4.4. Effet de la nature des activités :

Bergman et al. [167] ont étudié les cinq activités de la vie courante chez quatre patients âgés de 51 à 76 ans, dont le poids variait de 702 à 980 N et la taille de 1,65 m à 1,75 m. Ces patients avaient subi une arthroplastie totale de la hanche en raison d'une coxarthrose (dans 3 cas) ou d'une nécrose vasculaire de la tête fémorale, le tableau suivant montre les forces exercées sur la tête fémorale de chaque activité, les efforts étant exprimés en pourcentage du poids du corps.

Activité	Nbr patients	effort (% poids du corps)				Cycle temp (S)
		$-F_{x1}$	$-F_{y1}$	$-F_{z1}$	F	
Marche normal	4	54	32	225	233	1.1
Monter escalier	3	60	61	237	252	1.59
Descendre escalier	3	60	39	253	261	1.44
Asseoir sur chaise	3	43	08	150	156	3.72
Lever de chaise	3	43	14	172	178	2.5

Tableau III.3 : Efforts et durées d'un cycle pour chaque activité. [167]

Sur la figure III.7 est représentée une analyse comparative du niveau et de la distribution de la contrainte équivalente de Von Mises, engendrées dans le ciment orthopédique, au cours des cinq mouvements exercés par le patient. Ces activités ne se différencient que par les efforts exercés par le patient pour pouvoir les accomplir. Sur la figure III.7 sont indiqués les résultats obtenus pour chaque activité. Cette figure montre, d'une part, que les contraintes les plus fortes sont localisées sur la partie proximale du ciment et ce quelle que soit la nature de l'activité du porteur de la prothèse, et d'autre part, l'activité la plus dangereuse pour la stabilité de l'implant est la montée des escaliers. Cette figure montre clairement la différence du niveau de contraintes engendrées dans le ciment pendant les cinq (5) exercices du sujet. Ces contraintes sont intensivement concentrées dans la partie intérieure de la zone proximale dans ce liant. C'est dans cette partie de la structure où les interactions os-ciment sont les plus fortes.

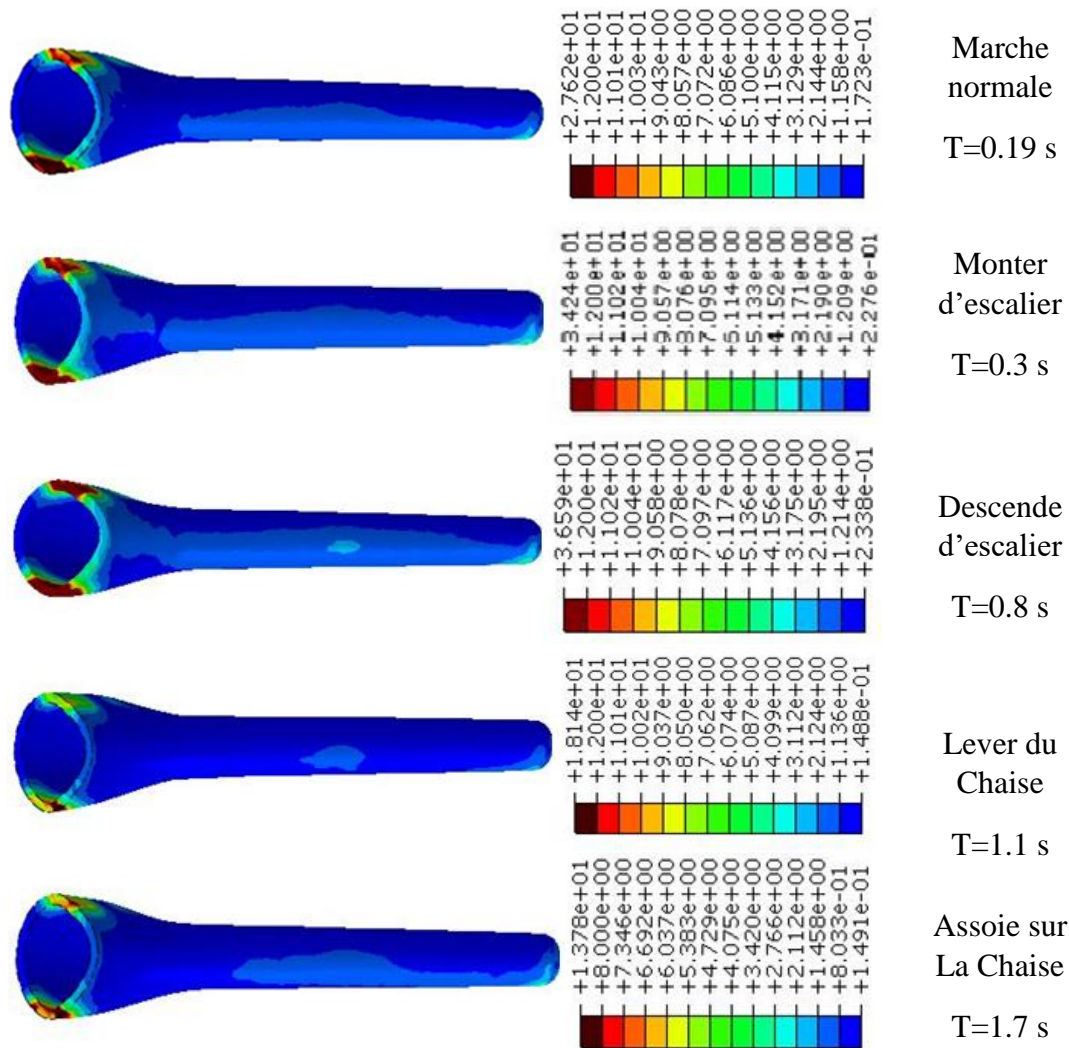


Figure III.7 : Comparaisons des niveaux de contraintes de Von mises induites dans le ciment (PMMA) lors de chaque mouvement du patient

Sur la figure III.8 est représentée la distribution de la contrainte équivalente de Von Mises induites, par le patient en montant les escaliers, dans les parties postérieures et antérieures internes et externes du ciment orthopédique. La répartition des contraintes équivalente de Von Mises dans la région postérieure interne est quasiment semblable à celle résultant de la zone postérieure externe. Un même comportement est observé dans la partie antérieure interne et externe. En effet, dans cette région les contraintes induites dans les zones interne et externe du ciment, lors de la montée des marches des escaliers, sont distribuées pratiquement de la même façon.

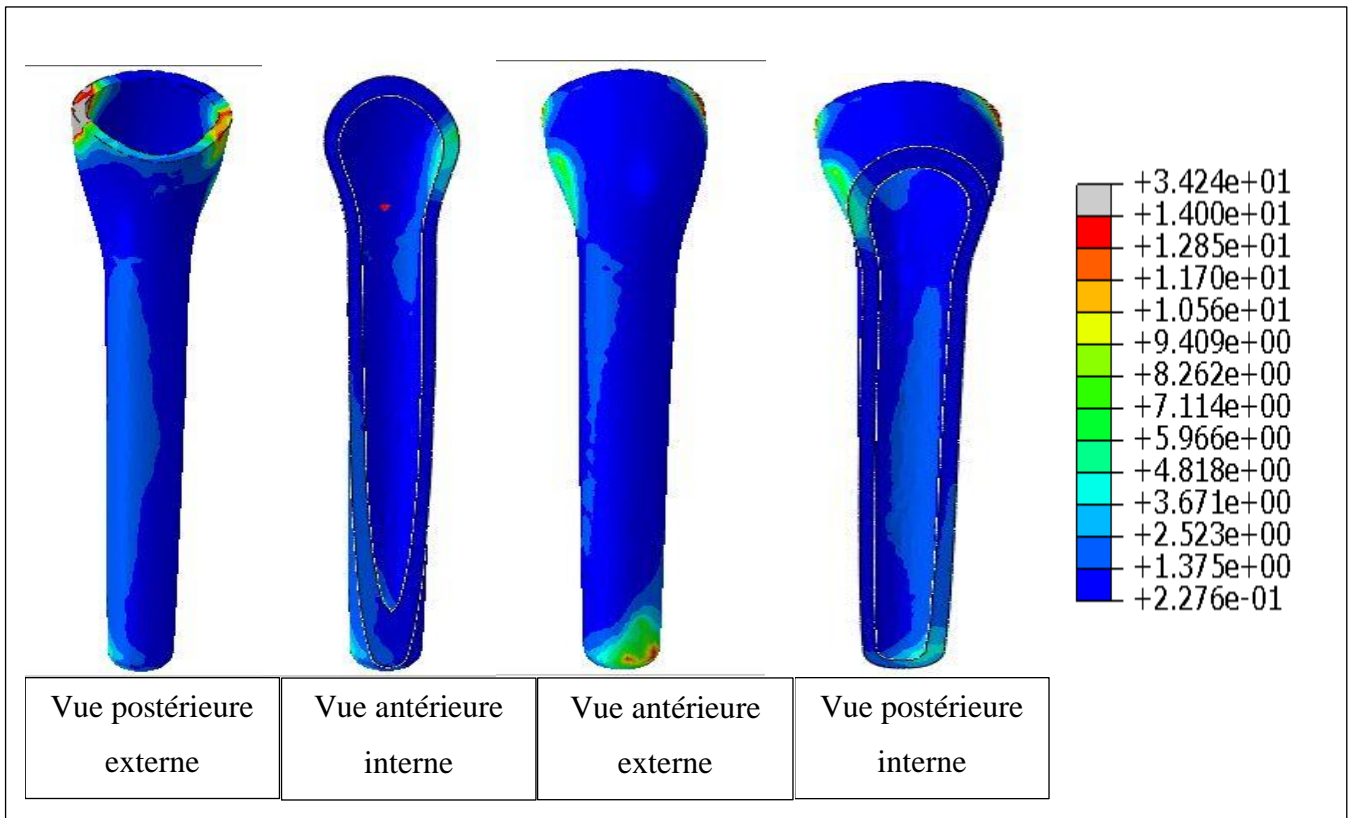


Figure III.8 contraintes max de Von-mises de la monter d'escalier.

III.4.5. Etats de contraintes dans le Ciment :

Dans cette partie du travail et pour une meilleure illustration de l'effet des activités exercées par le patient sur le comportement biomécanique du ciment orthopédique, sur les figures III 9, 10 et 11 sont représentées les variations des contraintes normales, engendrées dans le ciment, en fonction du temps du cycle de l'activité, et sur les figures.III.12,13 et 14 celles des contraintes tangentielles.

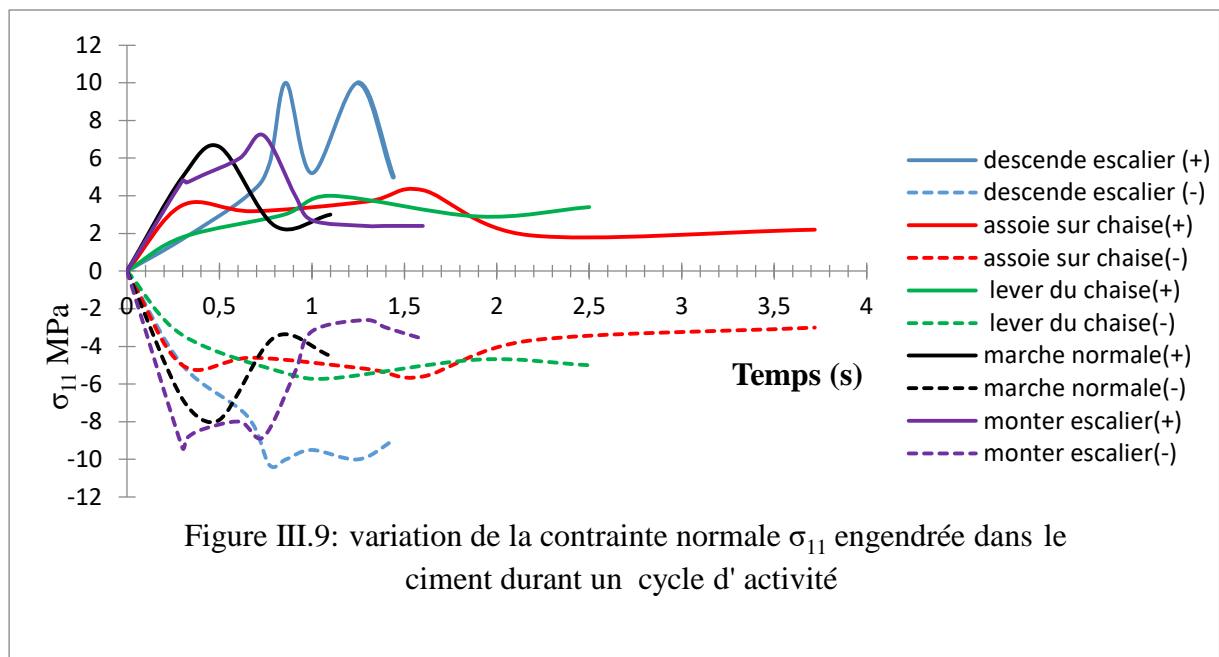
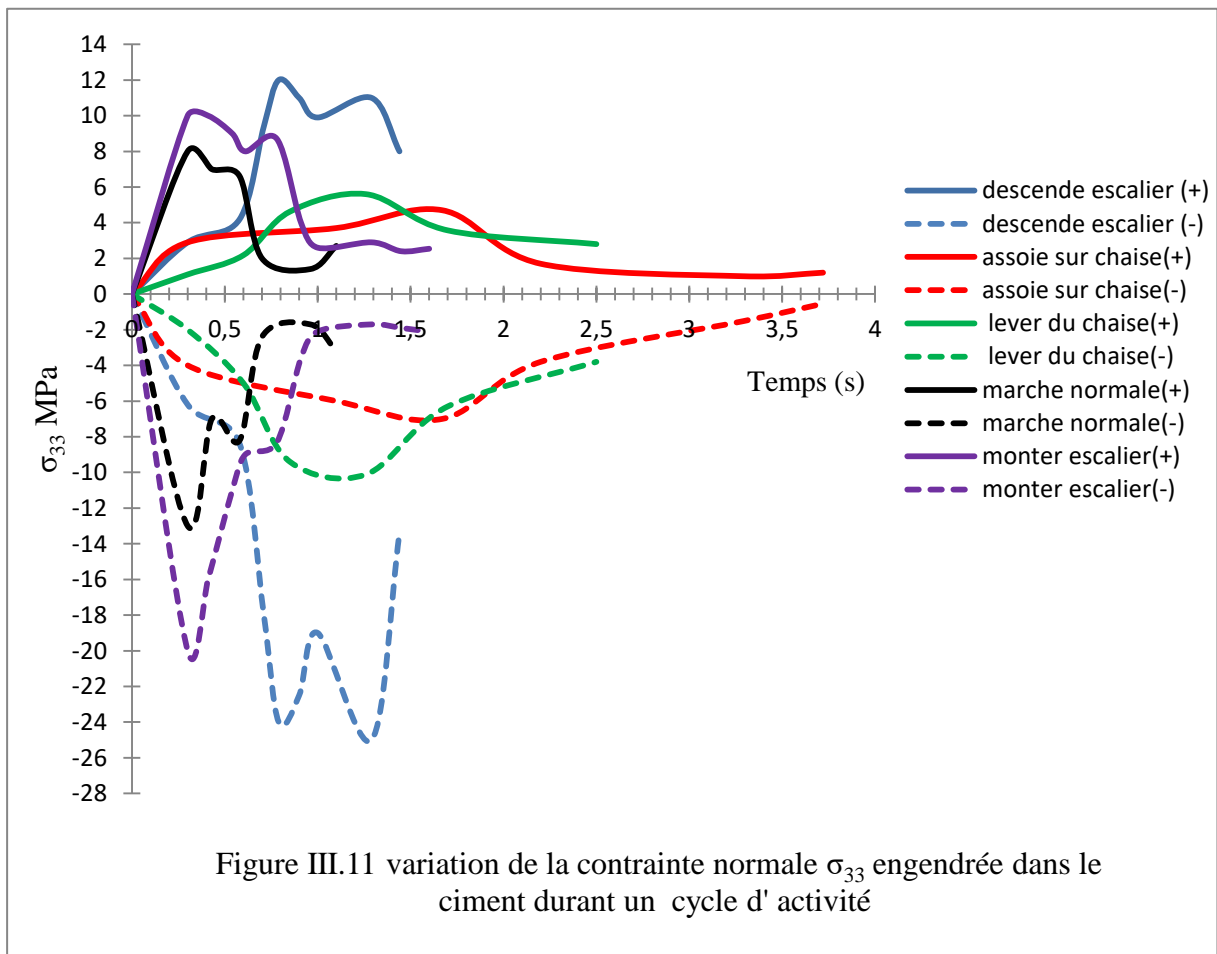
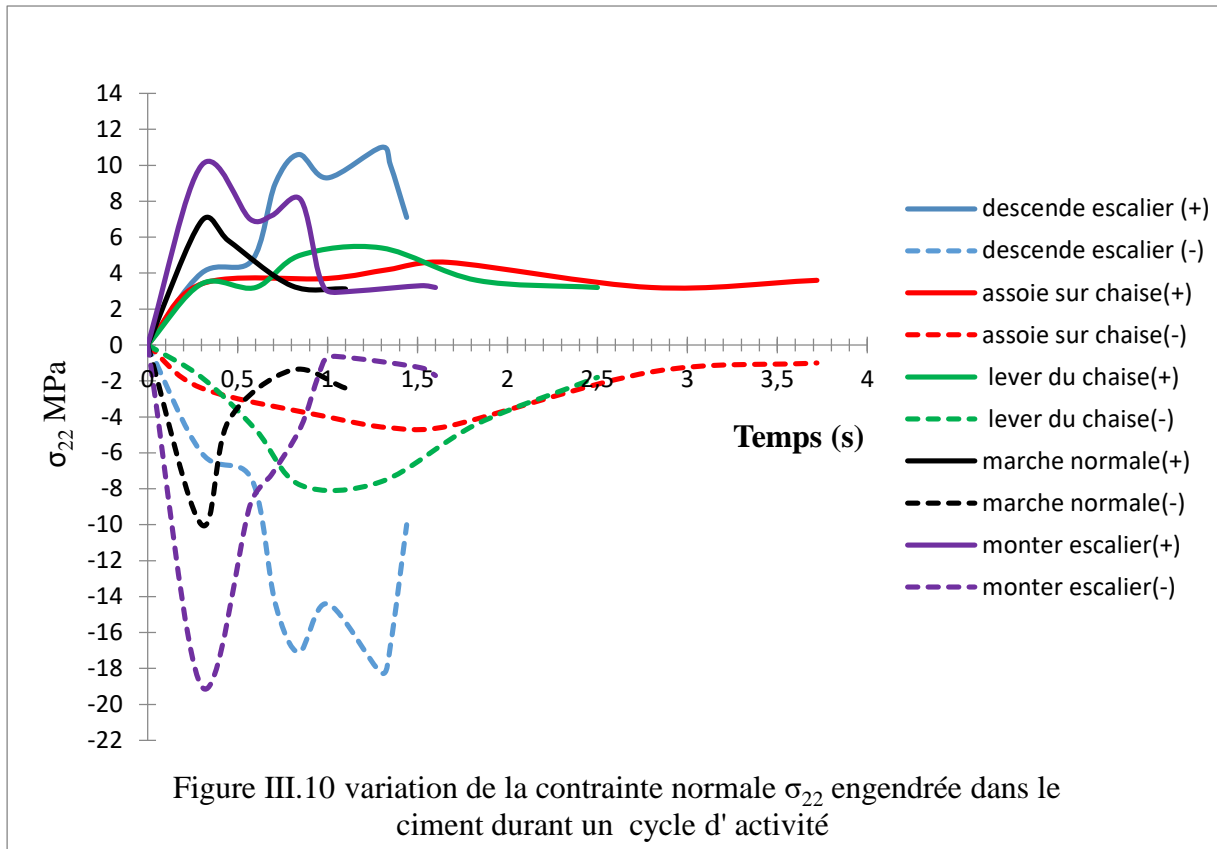
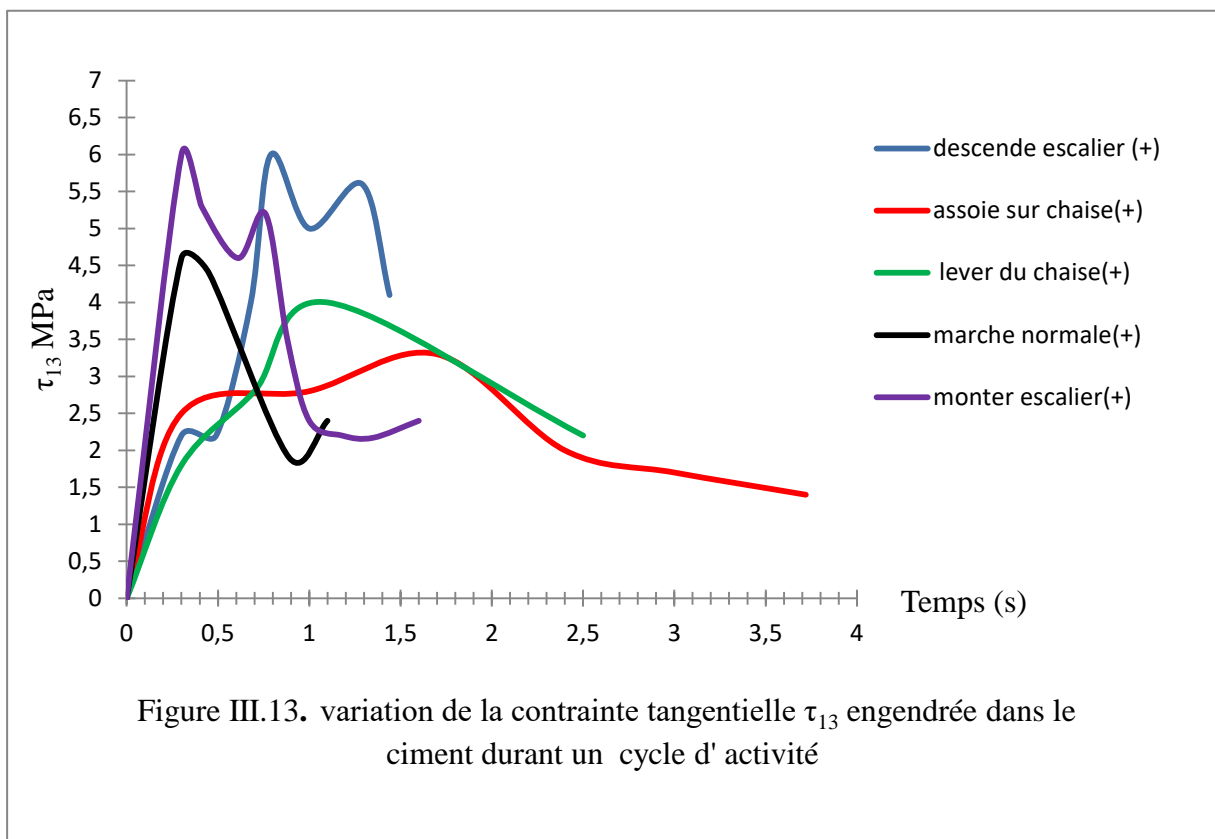
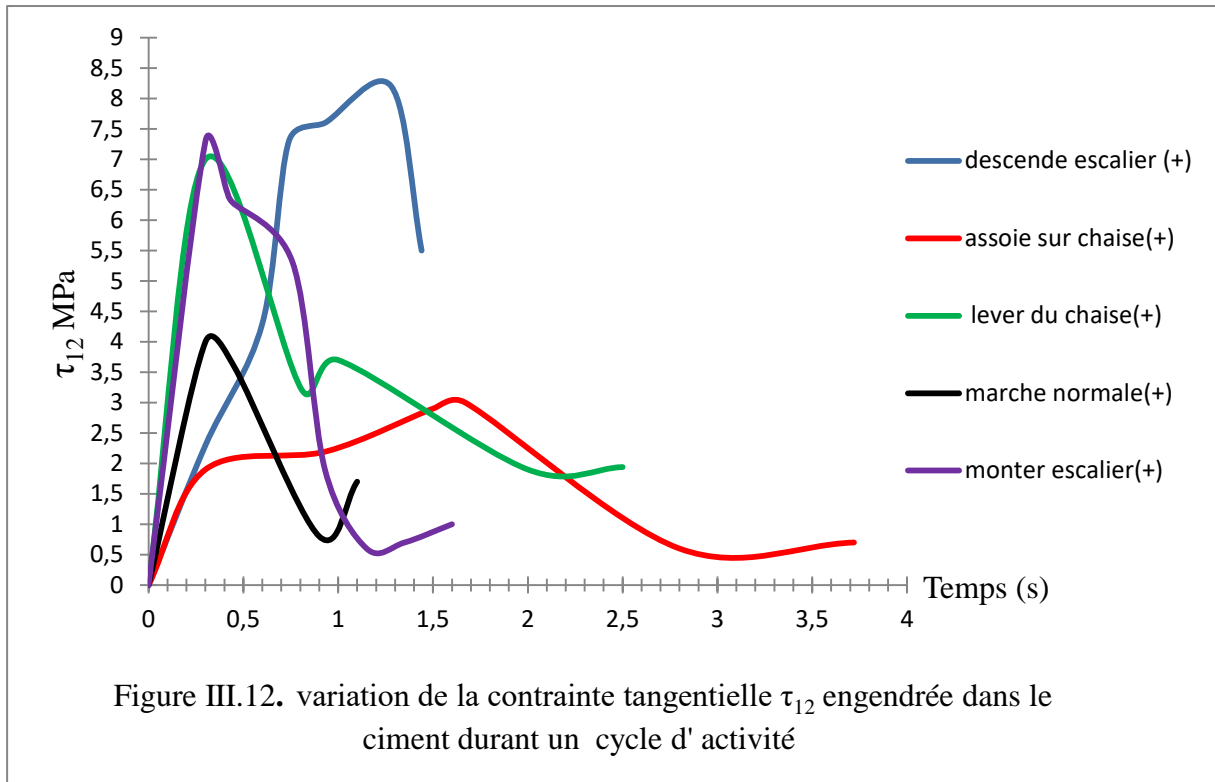
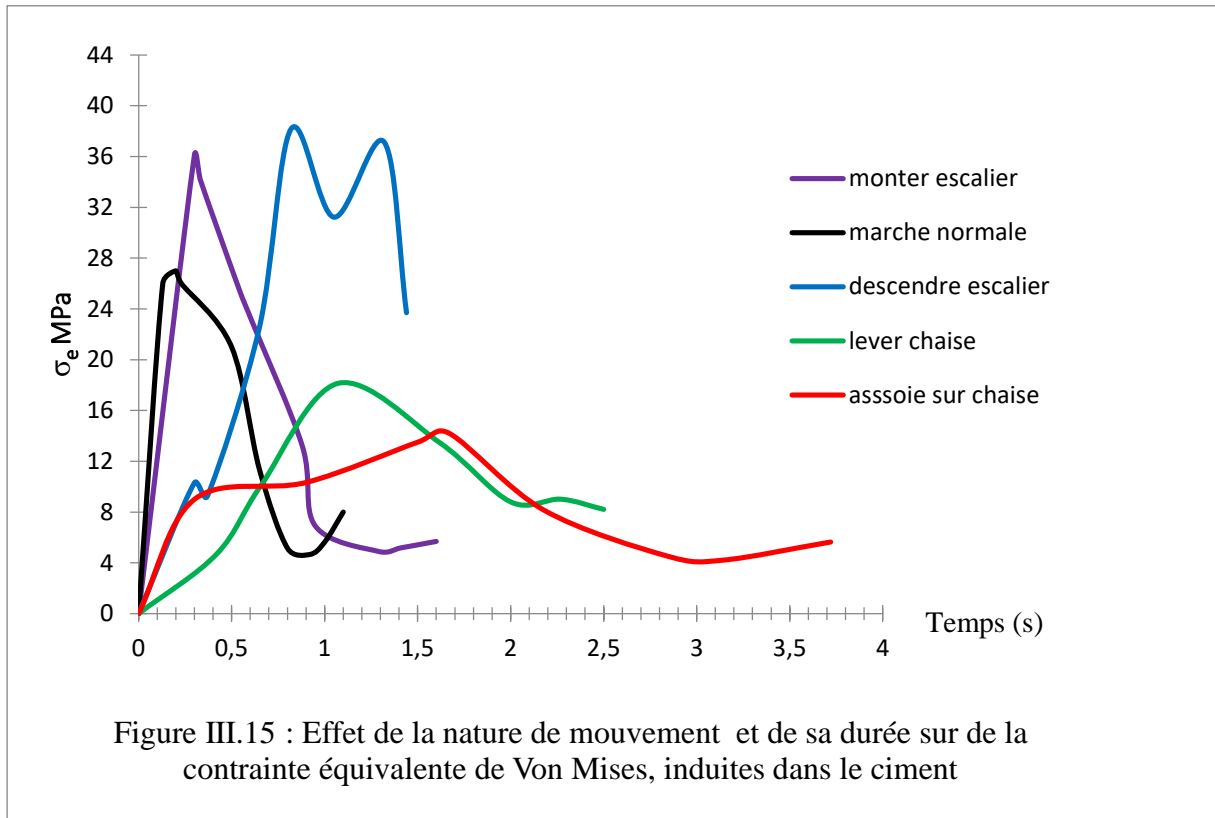
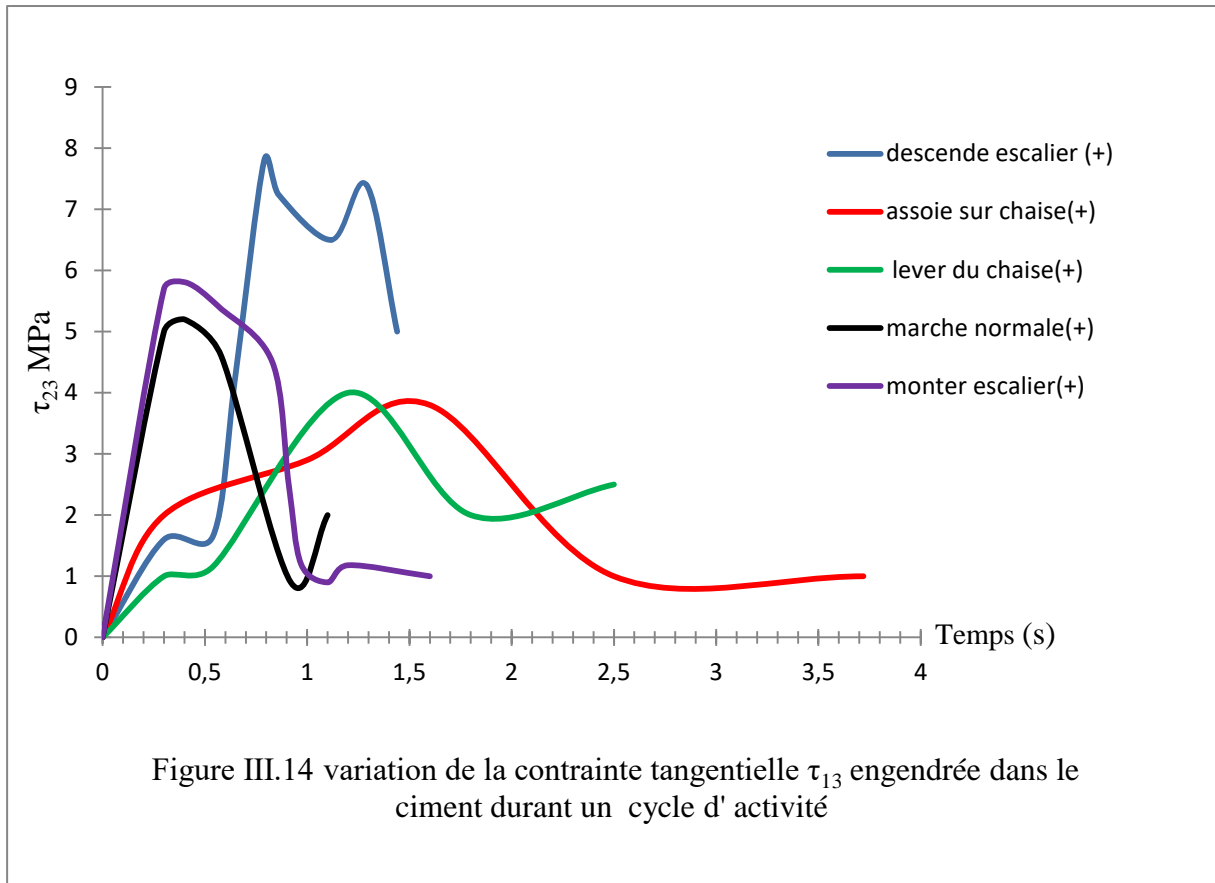


Figure III.9: variation de la contrainte normale σ_{11} engendrée dans le ciment durant un cycle d'activité







Nous avons vu précédemment que les mouvements exercés par le patient induits dans le ciment orthopédique des efforts équivalents composés de sollicitations normales et

Chapitre III. Comportement biomécanique du système PTH

tangentielles dont l'intensité dépend de la nature de ces exercices. Nous analysons, ici, l'effet de chaque activité sur la distribution et le niveau des contraintes normales et de cisaillement induites dans ce liant. Sur la figure III.9 est représentée la variation de la contrainte normale σ_{11} , engendrée dans ce composant, en fonction de la durée du cycle de chaque activité exercée par le porteur de la prothèse. Nous remarquons que, comparativement à tous les mouvements du patient, la montée des escaliers induit des contraintes normales σ_{11} les plus importantes. Cette figure illustre nettement que ces contraintes sollicitent une zone de la partie proximale du ciment en tension et une autre en compression. Ces états de contraintes montrent que, sous l'effet de ces activités le ciment chirurgical est sous flexion. Le niveau des contraintes dans la région de compression est plus élevé que celui de la région en tension et ce quelle que soit la nature de l'activité exercée par le patient. L'intensité de ces contraintes reste relativement faible et ne constitue aucun risque de rupture de ce matériau. Les autres activités conduisent à des contraintes σ_{11} peu intenses. C'est de l'assise sur une chaise que résultent les contraintes les plus faibles. Cette activité induit, dans le ciment orthopédique, des contraintes normales σ_{11} de basse amplitude.

Le niveau et la distribution des contraintes normales σ_{22} enregistrées dans le ciment pendant les cinq activités effectuées par le patient sont illustrées la figure III.10. L'analyse de cette figure montre que la montée et la descente des escaliers sollicitent fortement, le matériau assurant la liaison implant-os, en compression et tension. Indépendamment de la nature du mouvement exercé par le sujet, les contraintes normales de compression sont d'un niveau environ deux fois plus élevé que celui des contraintes de tension. L'intensité de ces contraintes ne présente aucun risque de descellement de la prothèse. Les trois activités restantes n'engendrent, dans ce liant, que des contraintes normales σ_{22} relativement faibles. La variation des contraintes normales σ_{11} et σ_{22} , engendrées dans le ciment pendant que le porteur de la prothèse totale de hanche marche normalement, monte ou descend les marches d'escaliers et enfin se lève d'une chaise et s'assoie sur une chaise, est quasiment la même.

L'effet des cinq activités, exercées par le patient pendant une durée bien définie, sur l'amplitude et la répartition des contraintes normales σ_{33} induites dans le ciment orthopédique est représenté sur la figure III.11. Ces contraintes de tension et de compression, de niveau beaucoup plus important que les deux autres contraintes normales, sont étroitement liées à la nature du mouvement effectué par le patient. En effet, c'est en montant ou en descendant les marches d'escaliers que le sujet sollicite plus énergiquement le ciment. Les contraintes normales σ_{33} résultant des trois autres mouvements analysés dans cette étude sont d'un niveau

Chapitre III. Comportement biomécanique du système PTH

bas. Nous notons cependant, que les contraintes de compression doublement plus intenses que celles de tension ne peuvent en aucun cas être fatales pour la stabilité de la structure.

Sur les figures III.12, 13 et 14 est illustrée la variation des contraintes de cisaillement, engendrées dans les plans XY, XZ et YZ du ciment, en fonction de la nature des activités exercées par le patient et de leur cycle respectivement. Ces contraintes sont d'une intensité relativement plus faible que celle résultante des contraintes normales. Les contraintes relatives aux deux premiers plans sont d'une amplitude comparable. C'est dans le dernier plan que les contraintes tangentielles sont plus fortement localisées. Comparativement à la contrainte seuil de rupture en cisaillement, ces contraintes ne constituent aucun risque d'endommagement du ciment orthopédique.

Nos résultats montrent que les cinq activités effectuées par le patient induisent, dans le ciment orthopédique des contraintes normales de tension, de compression et de cisaillement. L'intensité de ces contraintes dépend de la nature de ces mouvements. Autrement dit, le comportement biomécanique du système os-ciment-implant est fortement influencé par les activités quotidiennes effectuées par le patient. Il est tout à fait claire qu'il existe des activités, telle que par exemple la marche ultrarapide ou encore des sauts, qui peuvent conduire au descellement de la prothèse totale de hanche par rupture du ciment orthopédique.

L'effet de la nature du mouvement et de sa durée sur le niveau et la répartition de la contrainte équivalente de Von Mises, induites dans le ciment est représenté sur la figure III.15, Cette figure montre que, comparativement aux autres activités effectuées par le porteur de la prothèse totale de hanche, c'est en descendant ou en montant les escaliers que le patient sollicite plus fortement la prothèse totale de hanche et tout particulièrement le composant assurant la jonction os-implant. Cette figure montre clairement que de la marche normale, de la montée et descente des escaliers résultent des contraintes équivalentes de Von Mises plus importantes que le seuil en rupture en tension. C'est donc dans la partie proximale dans la zone sollicitée en tension que la probabilité de descellement est la plus élevée. Les autres activités engendrent des contraintes de basse intensité. Dans la même partie du ciment soumise à des contraintes normale de compression le risque d'endommagement est quasiment nul. En effet, les contraintes localisées dans cette partie du ciment sont largement inférieures à la contrainte en rupture en compression.

Nos résultats montrent que, dans nos conditions de simulation et de chargement, les contraintes les plus fortes induites dans le ciment orthopédique, sont localisées essentiellement dans sa partie

supérieure (proximale). C'est pourquoi dans cette partie du travail, nous nous intéressons tout particulièrement au comportement biomécanique de cette zone

III.4.6. Contraintes de Von-Mises dans la partie proximale du ciment:

Nous avons montré précédemment que les contraintes équivalentes de Von Mises les plus importantes sont localisées sur les parties supérieures : gauche et droite du ciment orthopédique (zone proximale) et tout particulièrement sur la zone de forte interaction avec l'os. Nous intéressons, ici, à la distribution de ces contraintes, dans cette zone du ciment, en fonction de la distance le long du ciment, dans sa partie gauche et droite, et de la nature du mouvement exercé par le patient. Les résultats ainsi obtenus sont représentés sur les figures III-16 aux III.19.

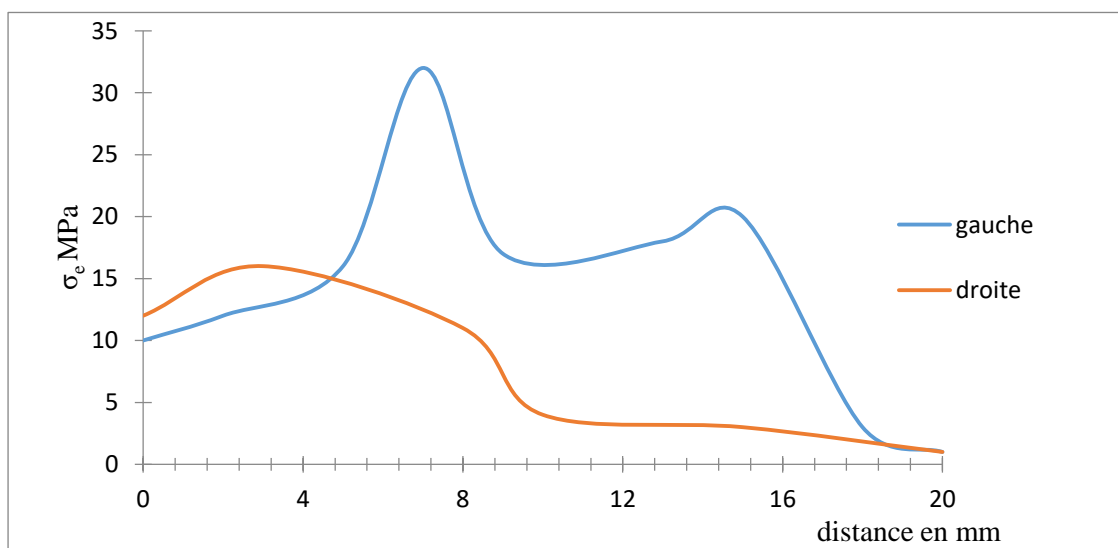


Figure III.16: variation de la contrainte de Von-Mises le long du ciment dans la partie proximale pendant la montée des escaliers

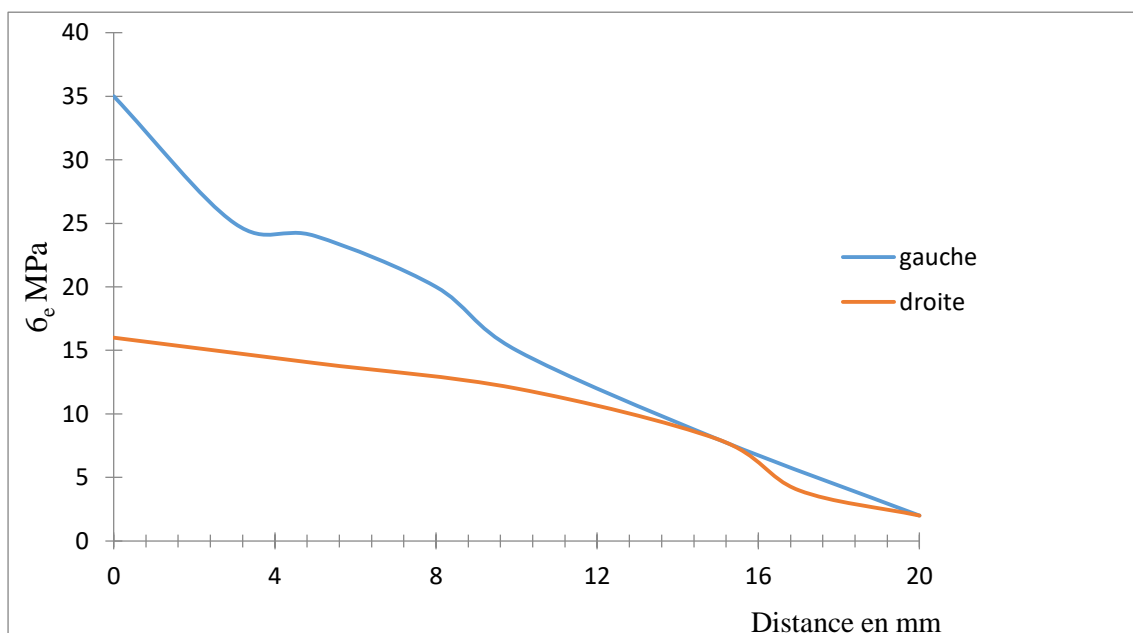


Figure III.17 variation de la contrainte de Von-Mises le long du ciment dans la partie proximale pendant la descente des escaliers

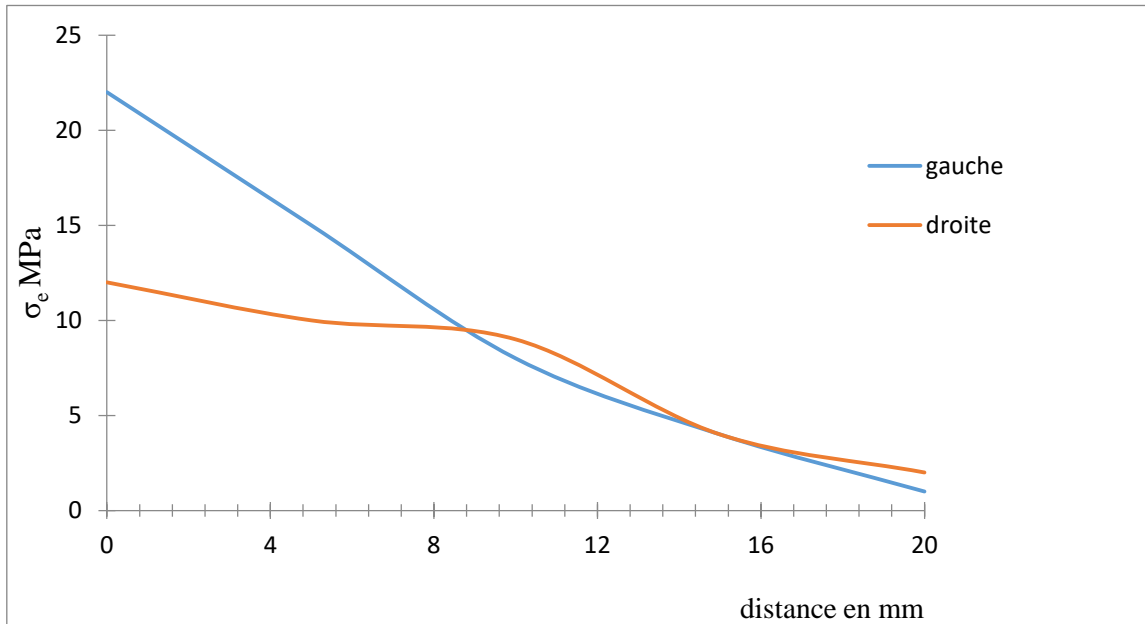


Figure III.18 variation de la contrainte de Von-Mises le long du ciment dans la partie proximale pendant la marche normale

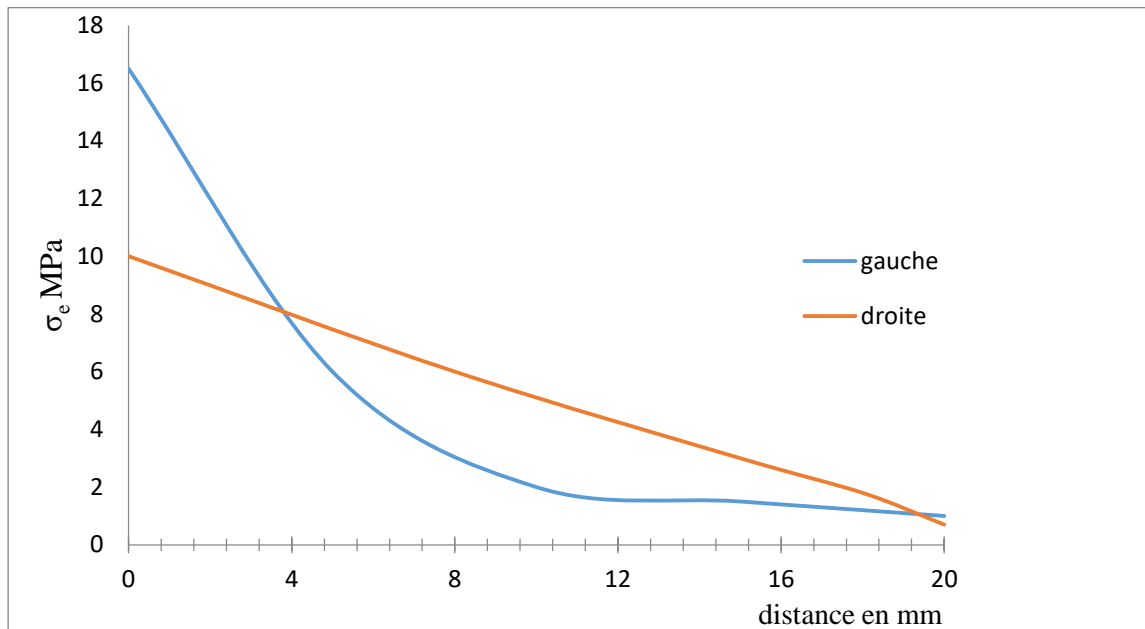
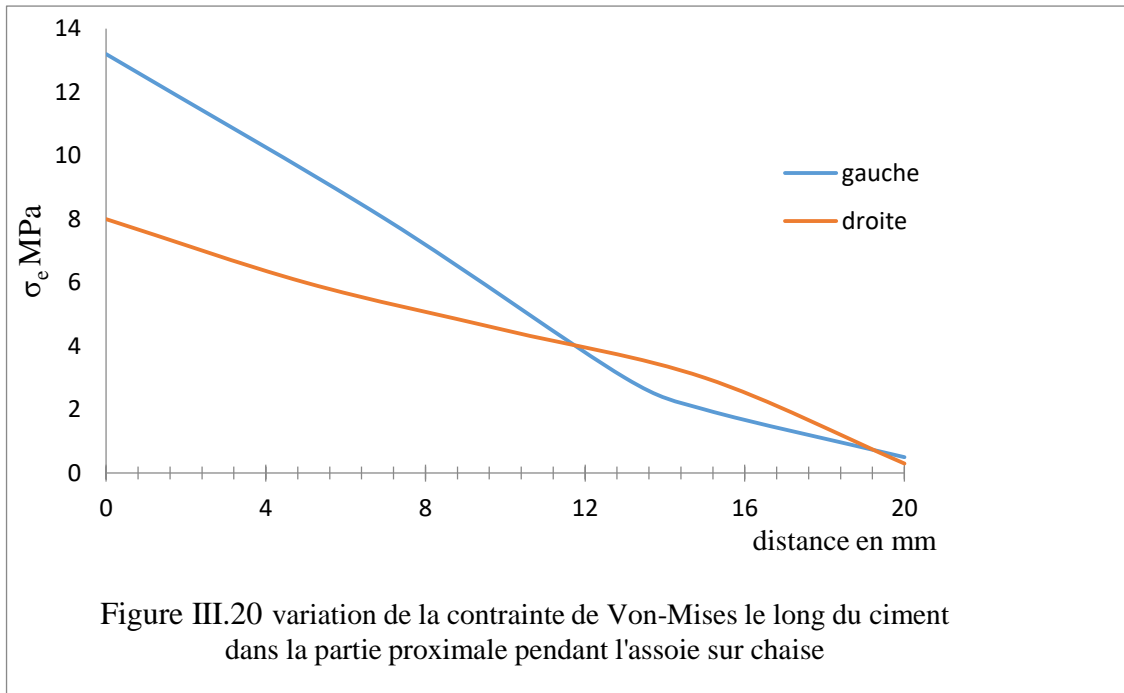


Figure III.19 variation de la contrainte de Von-Mises le long du ciment dans la partie proximale pendant la levé de la chaise



Sur la figure III.16 est illustrée la variation de la contrainte de Von Mises, induites dans ces deux parties du ciment au cours de la montée des marches des escaliers, en fonction de la distance vers la zone médiale. Cette figure montre que les contraintes sont fortement concentrées sur la partie gauche du ciment près du bord. Dans cette zone, le niveau des contraintes atteint celui de seuil de rupture en tension de ce constituant. Cette zone est le siège de concentration de contraintes pouvant conduire à l'amorçage et au développement de fissures de fatigue. C'est donc dans cette zone où la probabilité de descellement de système os-ciment-implant, par rupture en tension du ciment, est plus forte. Loin de cette localité, les contraintes chutent considérablement. Leurs intensités ne constituent aucun risque d'instabilité de la structure. L'amplitude des contraintes, induites dans le ciment dans sa partie droite, est beaucoup plus faible que celle des contraintes engendrée dans la zone opposée. Lors de la descente des escaliers le ciment est très fortement sollicité sur sa partie gauche. Ces contraintes, d'un niveau plus légèrement plus élevé de celui résultant de la montée des escaliers, sont localisées au bord du ciment comme le montre la figure III.17. De par leur forte amplitude, ces contraintes peuvent être fatales pour la durabilité de la prothèse totale de hache. En effet, la limite de rupture en traction est atteinte dans cette partie du ciment. L'intensité de contraintes diminue au fur et à

Chapitre III. Comportement biomécanique du système PTH

mesure où l'on s'éloigne de bord du ciment. Dans la partie opposée (droite) et au bord, les contraintes les plus fortes sont environ deux fois moins intenses que celle engendrées dans la partie de gauche du ciment chirurgical. Loin du bord, l'intensité des contraintes induites dans ces deux parties tend à s'égaliser. Un même comportement biomécanique du ciment orthopédique, avec un niveau plus faible des contraintes, est observé lors de marche normale du patient ou de son assoie sur une chaise (Fig.III.18 et 19).

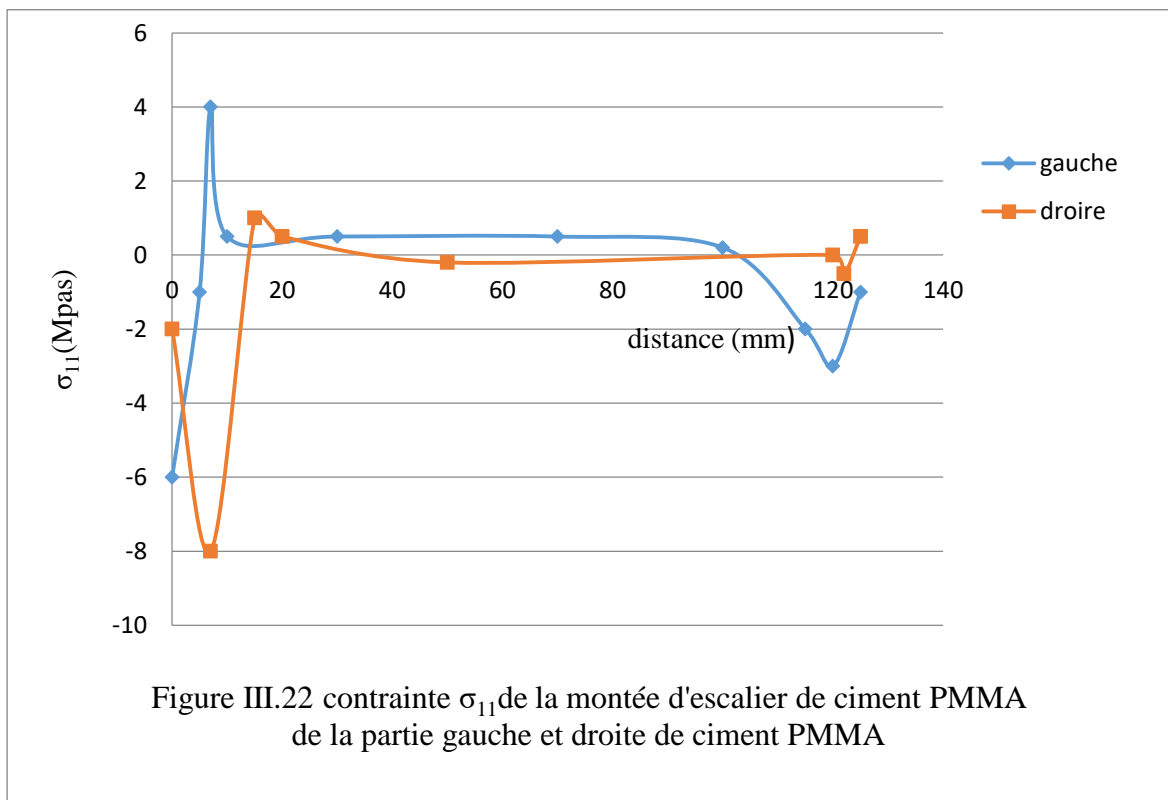
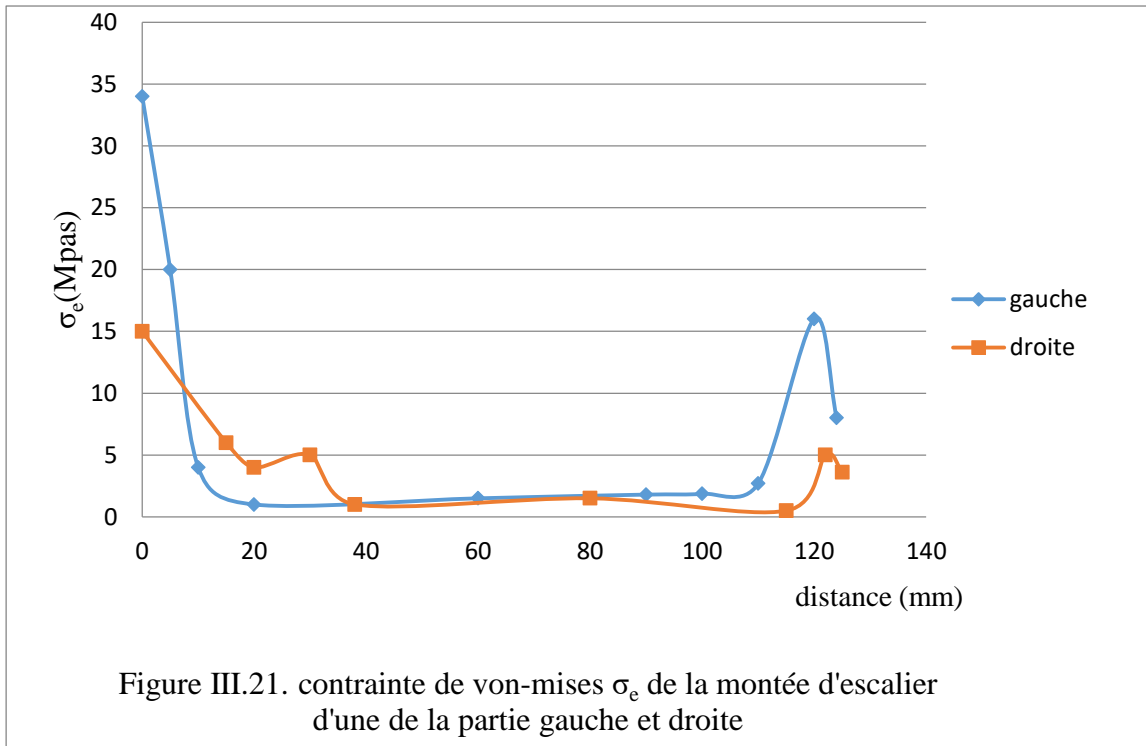
Les résultats obtenus dans cette partie du travail montrent que les contraintes équivalentes les plus significatives sont induites dans la partie proximale gauche du ciment au voisinage très proche du bord. L'amplitude de ces contraintes dépend de la nature du mouvement exercé par le porteur de la prothèse totale de hache. Les activités les plus dangereuses pour la stabilité et la durabilité de la structure sont la descente et la montée des escaliers. De ces activités résultent, dans la partie supérieure gauche au voisinage très proche du bord, des contraintes proches du seuil d'endommagement en tension. Les autres activités sollicitent plus faiblement le système os-ciment-implant et ne présentent aucun risque de descellement.

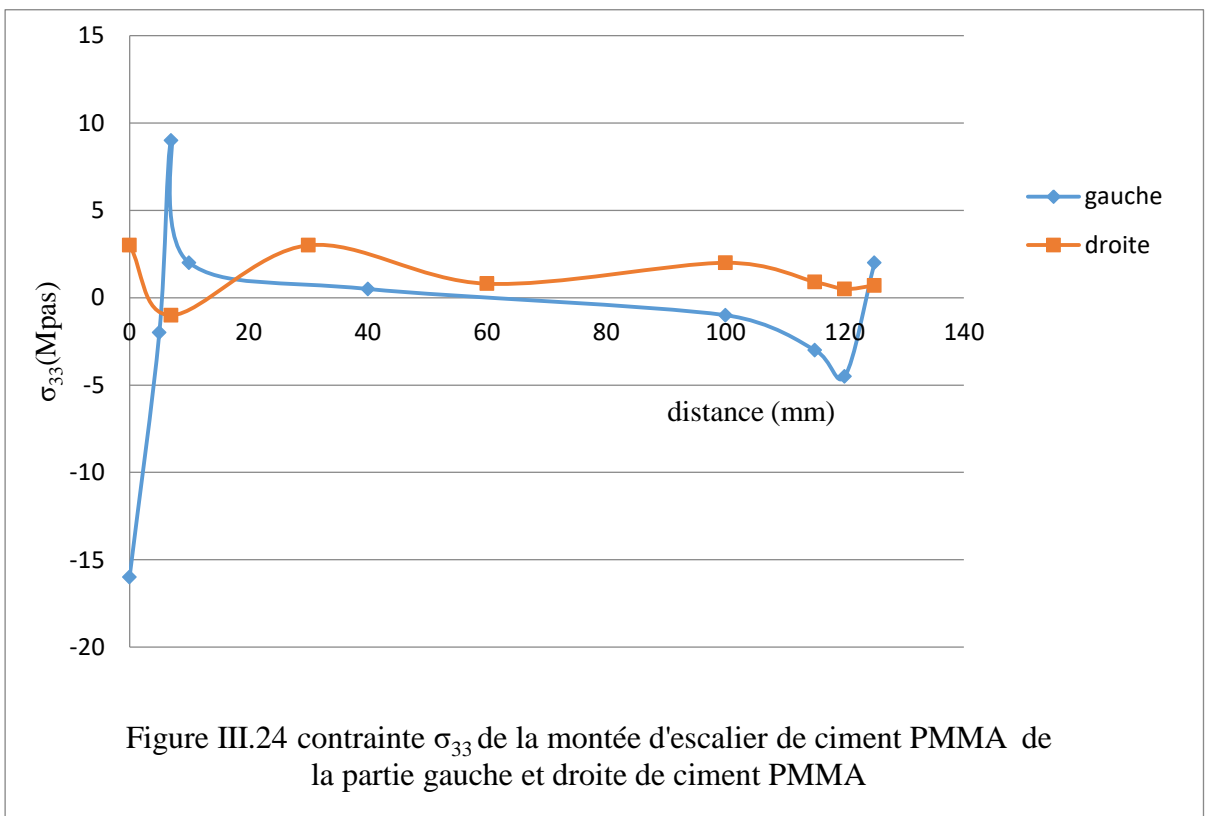
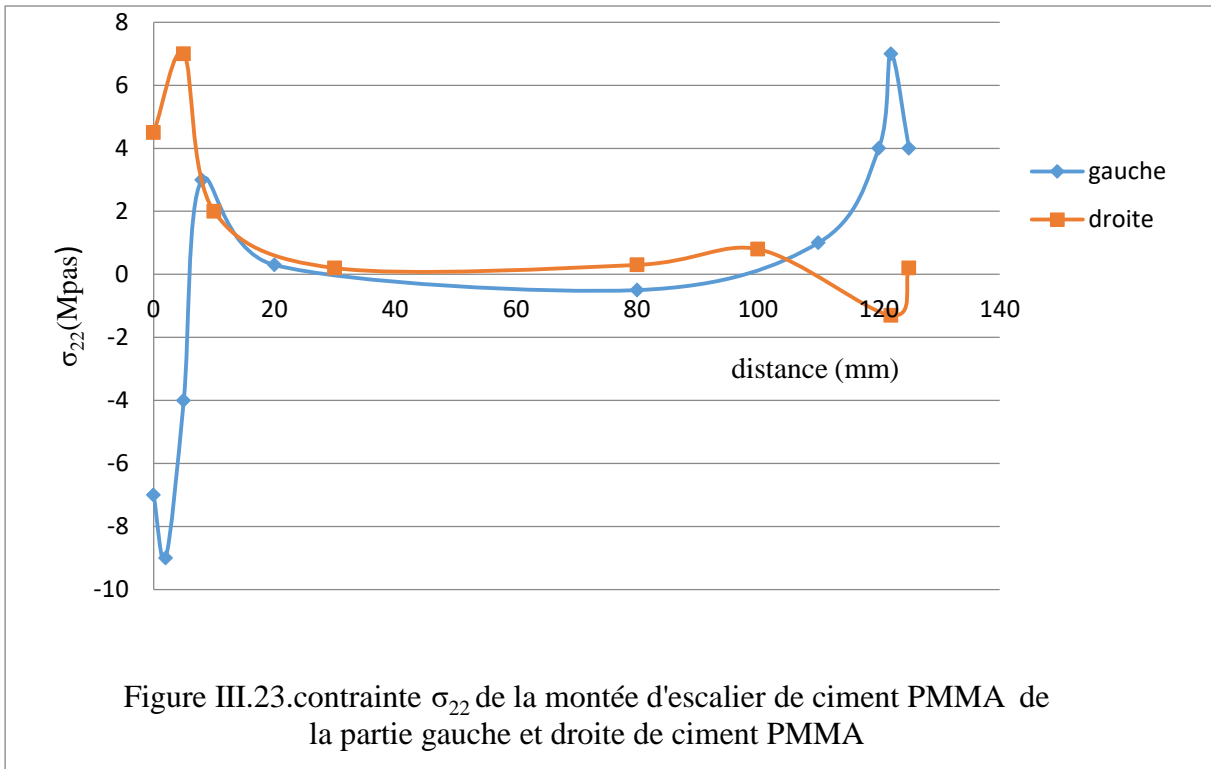
Loin de la partie proximale, les contraintes engendrées dans le ciment sont d'un niveau très bas et ce quelle que soit l'activité du porteur de la prothèse.

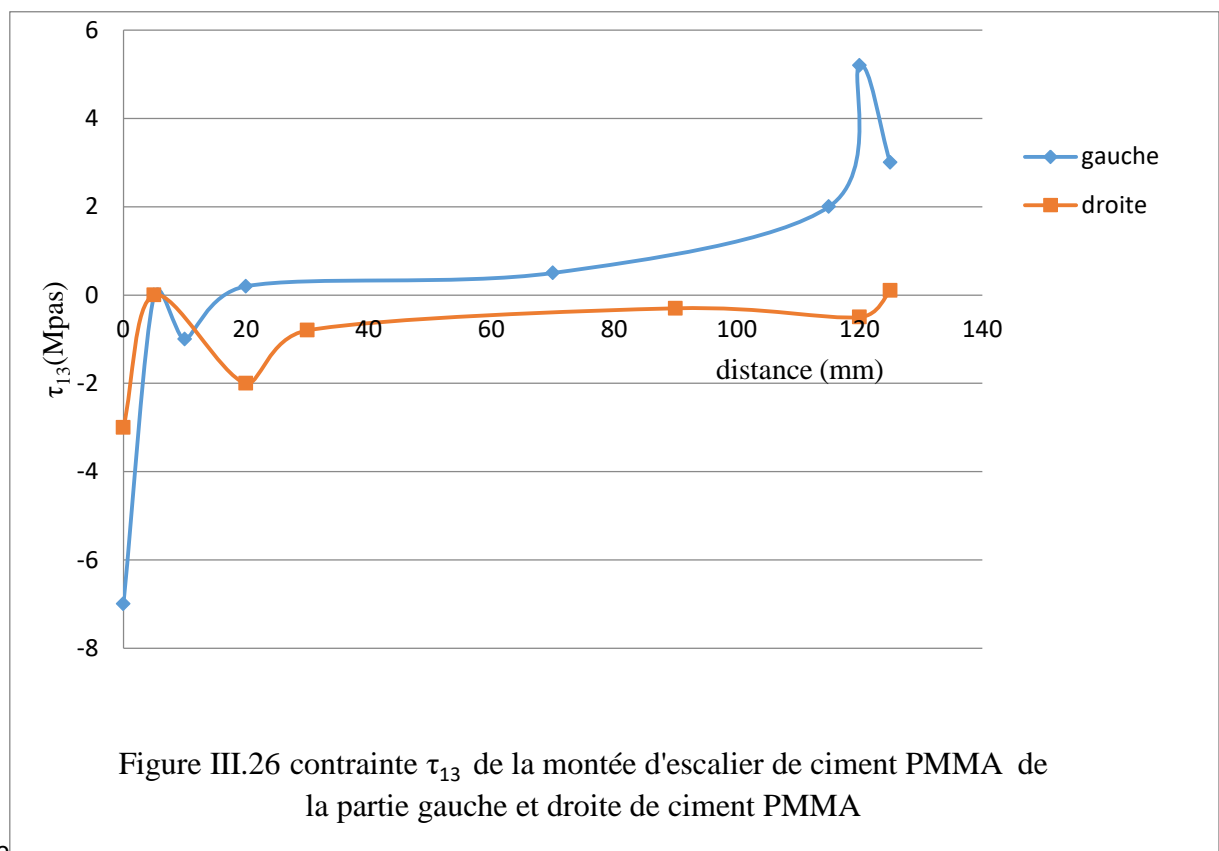
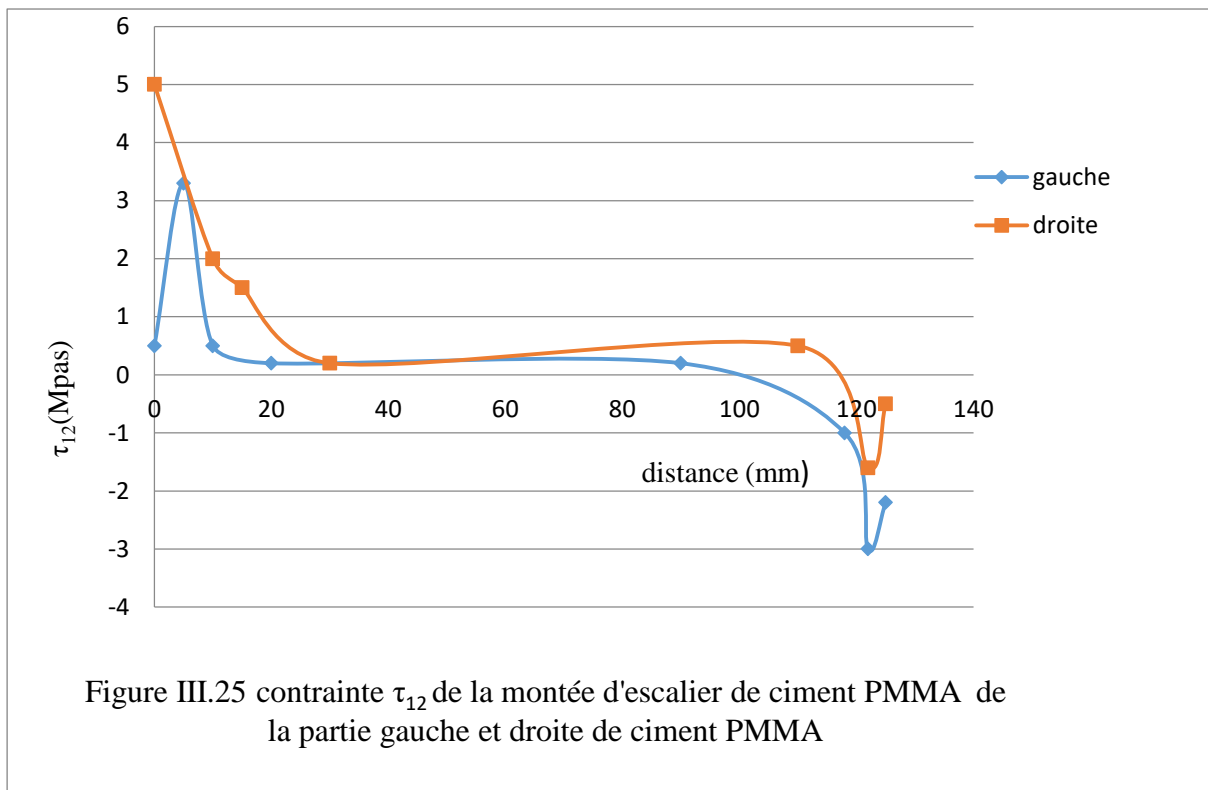
Les résultats obtenus dans cette partie montrent que la descente et la montée des escaliers qui sollicitent plus fortement le ciment chirurgical dans sa partie proximale. Dans ce qui suit nous intéressons à l'effet de cette dernière activité sur le comportement biomécanique de ce ciment.

III.4.7. Contraintes normales dans le ciment orthopédique lors de la montée des escaliers :

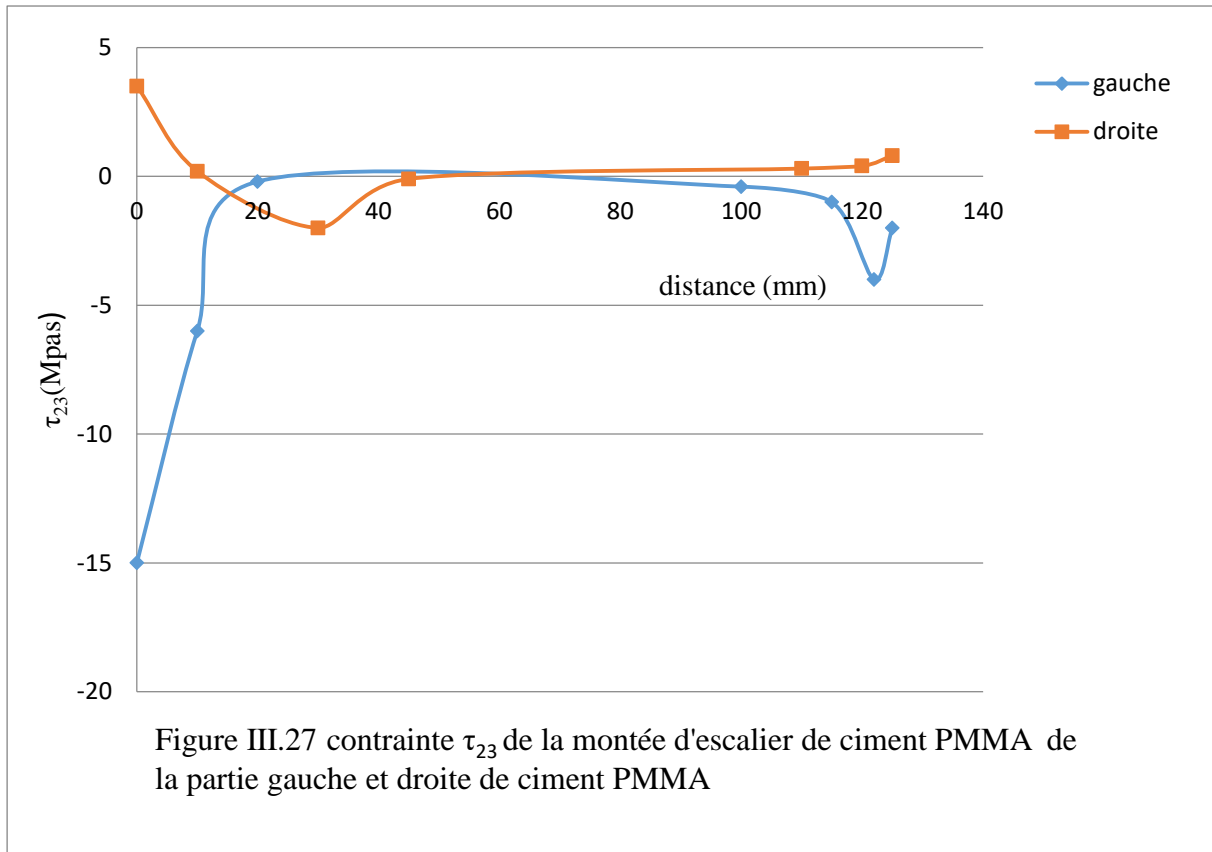
Nous avons montré précédemment la valeur des contraintes de Von-mises dans la partie proximale gauche et droite pour les cinq activités quotidiennes et tout particulièrement sur la zone de forte interaction avec l'os. Nous intéressons, ici, à la distribution des contraintes normal et tangentielle, en fonction de la distance le long du ciment, dans sa partie gauche et droite.







æ



La variation de la contrainte normale σ_{11} le long du ciment est illustrée sur la figure III.22. Nous remarquons que ces contraintes mettent les deux parties gauche et droite du ciment en tension et en compression. Ces contraintes sollicitent plus fortement la zone proximale de ce liant. Loin de cette zone (zone médiale) les contraintes chutent considérablement puis croissent de nouveau dans la partie distale. La distribution des contraintes normales σ_{22} le long du ciment n'est pas homogène. En effet, elles sont intensivement concentrées sur sa partie supérieure gauche. Ces contraintes sollicitent les deux parties gauche et droite en traction et en compression. La partie supérieure gauche est en compression et celle de droite est en tension. Un comportement inverse est observé. Sur la partie distale. Sur la zone médiale du ciment la répartition de ces contraintes normales est quasiment homogène. Dans le cas le niveau est pratiquement négligeable (Fig.III.23).

Les contraintes normales σ_{33} induites selon l'axe zz de la structure et le long du ciment orthopédique sont concentrées sur sa zone supérieure gauche. Elles sont quasiment doublement plus intensives que les contraintes induites dans la partie opposée du ciment. (Fig. III.24). Les contraintes normales, engendrées dans le ciment lors de la montée des escaliers par le porteur de la prothèse, dans les zones médiale et distale sont peu marquées. Comparativement aux contraintes normales, développées dans les deux premiers axes σ_{11} et σ_{22} de la structure, la

Chapitre III. Comportement biomécanique du système PTH

troisième composante sollicite plus intensivement le ciment. De par leur niveau es contraintes normales ne présentent aucun risque de rupture du ciment orthopédique.

Les contraintes tangentielles σ_{12} relatives au plan XY de la structure sont fortement concentrées sur le bord de ciment comme le montre la figure III.25. En effet, le non adhérence du ciment à l'implant et l'os conduit à un accroissement des contraintes dans ce site. Leur niveau le plus élevé est atteint dans la partie proximale gauche du ciment.

Sur la figure III.26 est illustrée la variation de la contrainte de cisaillement engendrée dans le plan XZ du ciment pendant que le patient monte les marches des escaliers. Ces contraintes fortement concentrées sur la partie supérieure gauche du ciment, se relaxent pratiquement totalement dans la zone médiale puis croissent de nouveau dans sa partie distale. Les contraintes relatives à la partie droite du ciment présentent une faible amplitude. Les contraintes tangentielles induites dans le troisième plan du ciment YZ, fortement concentrées sur la zone proximale gauche du ciment, sont beaucoup plus importantes que les deux autres contraintes de cisaillement (Fig.III.27). Leur intensité tend à s'annuler sur la partie médiale puis augmente faiblement dans la zone inférieure du ciment orthopédique.

Sur la Figure III.21 est représentée la variation de la contrainte équivalente de Von Mises le long du ciment orthopédique de sa partie proximale gauche et droite à sa partie distale. Cette figure montre que les contraintes, induites dans le ciment lors de la montée des escaliers, les plus importantes sont localisées sur sa partie supérieure (proximale) gauche. La zone médiale est faiblement mécaniquement sollicitée. Les contraintes engendrées dans la partie proximale droite sont environ deux fois moins intenses. Sur la partie distale droite les contraintes sont d'un niveau environ trois plus élevé que celui résultant de la même partie mais située à gauche. La zone proximale gauche du ciment est le siège de concentration de contraintes. La Contrainte équivalente locale est supérieure à celle de la rupture en tension de ce liant. C'est dans cette zone ou le risque d'endommagement par rupture du ciment est le plus probable.

Chapitre III. Comportement biomécanique du système PTH

III.4.8. Conclusion :

Les résultats obtenus dans ce travail permettent de conclure que :

- Les contraintes équivalentes de Von Mises induites dans l'implant dépendent de la nature du mouvement exercé par le porteur de la prothèse. Les contraintes les plus élevées sont localisées sur la partie supérieure d'étranglement de l'implant opposée à celle où est appliqué le chargement mécanique.
- Les contraintes, localisées dans le tissu vivant (Os Cortical), dépendent de la nature des activités effectuées par le porteur de la prothèse totale de hanche. C'est en montant ou en descendant les escaliers que le patient sollicite le plus énergiquement l'os. Cette sollicitation est située sur ses parties distales et médiales. C'est dans sa partie distale où ce tissu vivant est plus fortement mécaniquement sollicité. Les autres activités engendrent des contraintes équivalentes relativement peu intenses. Les contraintes les plus faibles sont localisées dans l'os cortical pendant que le patient s'assoie sur une chaise.
- Les activités exercées par le porteur de la prothèse totale de hanche induisent, dans le ciment orthopédique, des contraintes équivalentes dont l'intensité n'est répartie de façon homogène ;
- Les contraintes les plus importantes sont localisées sur la partie supérieure du ciment. Ces contraintes, dont le niveau varie le long du ciment, dépendent de la nature du mouvement exercé par le patient ;
- La contrainte équivalente de Von Mises locale induite dans le ciment orthopédique lors de la montée et de la descente dépasse largement le seuil de rupture en tension de ce liant. C'est dans la partie proximale où la contrainte locale est supérieure à la contrainte de rupture en traction du ciment orthopédique. Les autres activités analysées engendrent, dans ce liant osseux, des contraintes relativement de faible niveau ;
- Les contraintes, induites dans la partie postérieure interne et externe, sont pratiquement de même niveau. Elles sont intensivement concentrées sur la zone proximale du ciment orthopédique. Un même comportement est observé dans la zone antérieure interne et externe ;
- Les contraintes normales, engendrées dans le ciment lors des activités effectuées par le porteur de la prothèse totale de hanche, mettent le ciment en tension et en compression. Les contraintes normales les plus importantes sollicitent le ciment en compression et ce quelle que soit la nature du mouvement exercé par le patient. Les contraintes les plus importantes sont relatives à l'axe zz de la structure. Les deux autres composantes de la contrainte globale sont d'un niveau peu marquée. Les contraintes tangentielles les plus fortes, engendrées dans le

ciment, sont relatives au plan yz de la structure. Ces contraintes sont localisées au bord du ciment. Loin de de ce défaut leur niveau chute ;

III.5 .Comportement en rupture du ciment PMMA :

Dans cette partie du travail, le comportement de fissures elliptique et rectiligne, amorcées dans le ciment, est analysé numériquement tridimensionnellement par la méthode des éléments finis. L'effet de la taille de la fissure, de son orientation et de sa localisation a été mis en évidence. Cette analyse a été faite en termes de variation du facteur d'intensité de contraintes en mode d'ouverture (mode I) et en modes de cisaillement (modes II et III). Ces facteurs ont été comparés à la résistance à la fissuration du ciment orthopédique.

Avant d'entamer, cette analyse, un rappel de mécanique linéaire de la rupture est jugé nécessaire pour la compréhension des mécanismes de l'endommagement par rupture. Il est à rappeler que le ciment chirurgical, le Poly-méthyl-méthacrylate (PMMA), présente un comportement fragile et que la rupture brutale se fait généralement dans le domaine élastique. Le choix de l'approche élastique est une approche fiable pour l'analyse du comportement de fissures amorcées dans ce liant. La compréhension d'un tel comportement nécessite un rappel de la mécanique linéaire de la rupture.

III.6.1. Rappel de la mécanique de la rupture

III.6.1.1. Définition de fracture :

Qu'est-ce que la fracture? La réponse la plus simple serait "le processus de rupture" ou "l'état de rupture". Une autre façon de définir une fracture est une réponse d'un corps à une contrainte (ou efforts) appliquée à l'extérieur ou générée en interne par des transformations dans le solide engendrées par des fluctuations de température. Le processus de fracture implique l'amorçage et la propagation de fissure de fatigue.

Afin de comprendre pourquoi les solides se rompent, nous commençons ce chapitre en explorant les modèles proposés dans le domaine de la mécanique de la rupture. Ce domaine concerne la description quantitative de l'état mécanique d'un corps déformable contenant une fissure. Plus spécifiquement, ce domaine se concentre sur la caractérisation et la mesure de la résistance des matériaux à la croissance des fissures. Les modèles mathématiques sont fréquemment utilisés pour décrire les états mécaniques d'un système particulier.

Le champ de la mécanique de fissuration a été initié par Kolosov en 1909 [113]. Il a développé des outils mathématiques de base pour analyser la propagation des fissures macroscopiques préexistantes dans un solide. Quelques années plus tard, en 1913, Inglis [114], a également résolu un problème de fissuration de base. En se basant sur les travaux

d'Inglis [112] a suggéré que les phénomènes non linéaires au voisinage très proche du front de fissuration soient pris en compte. Cela a été indirectement pris en considération en 1920 par Griffi [115,116], à travers des considérations énergétiques et l'utilisation du concept d'énergie de surface, γ_s . Ses expériences sur du verre ont incité Weibull [117.] à établir une théorie statistique de la rupture. En 1952, Orowan [118] a étendu l'approche de Griffi à tous les cas de production à petite échelle (dans lequel le flux plastique est confiné à une petite région près du bord de fissure) par l'inclusion de toute l'énergie dissipative, essentiellement l'énergie de surface et le travail plastique. Ensuite, en 1957, Irwin [119] a introduit de nouveaux concepts: le facteur d'intensité de contrainte K et le taux de restitution de l'énergie G .

III.6.2. Les Différentes approches de modélisation de la fissuration :

Il y a principalement deux approches pour représenter la fissuration des structures : des approches décrivant la rupture de manière continue (modèle d'endommagement, modèle élasto-plastique, ...) et ceux décrivant la rupture de manière discontinue (modèle de zone cohésive, la mécanique de rupture, ...), Une autre alternative est l'approche mixte qui permet de profiter des avantages de chaque approche.

III.6.2.1 Approches continues :

La progression de l'endommagement due à des coalescences des microfissures, se traduit le plus souvent par un comportement non-linéaire adoucissant. Alors, les approches continues permettent une modélisation non-linéaire de ce matériau, ici les macro-fissures ne sont pas considérées comme des discontinuités mais des zones totalement dégradées et les dégradations sont prises en compte par l'intermédiaire de variables internes. Ces variables agissent sur les caractéristiques mécaniques et par conséquent, sur le comportement du matériau à l'échelle macroscopique.

- **La mécanique d'endommagement :**

La mécanique de l'endommagement ne fait intervenir les microfissures qu'au travers d'un concept d'homogénéisation. En même temps, elle décrit leur évolution de façon macroscopique, tout en restant dans le cadre de la mécanique des milieux continus.

A partir des travaux de Kachanov [120] en 1958, qui a introduit une variable d'endommagement pour décrire la détérioration des matériaux par son effet sur les caractéristiques élastiques, sous sollicitation unidimensionnelle, cette notion par la suite

Chapitre III. Comportement biomécanique du système PTH

été généralisée sur la base de la thermodynamique des processus irréversible (Lemaître et Chaboche [121]).

Dans Lemaître et Chaboche [121], l'endommagement est représenté comme la conséquence d'une diminution de la section utile d'un volume élémentaire représentatif (VER) du matériau suffisamment grand pour qu'il puisse être considéré comme homogène et suffisamment petit pour qu'il puisse être considéré comme un point matériel.

L'endommagement qui est décrit par une variable scalaire D (équation .1) dans l'équation (1) (endommagement isotrope), représente la diminution de la section utile S_u par rapport à la section totale en un point de la structure et donc

$$D = 1 - \frac{S_u}{S} = \frac{S - S_u}{S} = \frac{S_{endo}}{S} \dots\dots\dots(1)$$

Et par conséquent la contrainte σ s'écrit :

$$\sigma = (1 - D) C : \varepsilon \dots\dots\dots(2)$$

Avec C : le tenseur d'élasticité du matériau sain, σ et ε sont les tenseurs des contraintes et des déformations de ce matériau.

La valeur de la variable D varie entre 0 pour le matériau non endommagé et 1 lorsque celui-ci est complètement endommagé mais pour laquelle reste à postuler une loi d'évolution. Sur la base de cette théorie, de nombreux modèles ont été développés. Selon l'objectif à atteindre lors de la modélisation et lors de l'établissement des hypothèses.

La mécanique de l'endommagement est appropriée pour représenter l'initiation de la fissuration à partir de microfissures mais aussi d'autres modes de ruine comme le fluage, par exemple.

L'application des modèles continus décrivant le comportement de ce matériau lors de calculs par éléments finis se heurte en général à des difficultés de dépendance du maillage lors de la discrétisation. L'analyse devient de ce fait inobjective. Un des procédés adoptés pour éviter cette difficulté consiste en l'utilisation d'approches dites non-locales [122]. Le concept de non-localité a permis d'ouvrir une nouvelle voie pour le développement de ces modèles.

III-6.2.2 Approches discontinues :

Au contraire de l'approche continue, l'approche discontinue suppose l'existence d'une ou plusieurs macro-fissures présentes dans le matériau de part et d'autre où les déplacements, déformations et contraintes sont discontinus. Parmi ces modèles on trouve la mécanique de rupture qui remonte aux travaux de Griffith [123], et les modèles dits cohésifs qui sont considérés comme une amélioration de la théorie de Griffith remontant aux travaux de Dugdale [124].

- **La mécanique de la rupture :**

La mécanique de la rupture est l'ensemble des théories permettant de décrire le comportement des structures, qui ont une discontinuité géométrique. Souvent cette discontinuité représentée par une ligne dans un milieu en deux dimensions est une surface (exemple S dans Figure III.28) en 3D

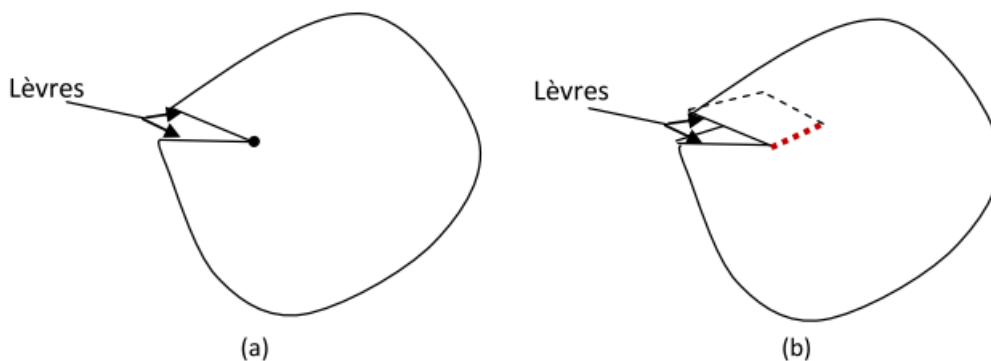


Figure III.28 Fissure dans un milieu continu : a) en 2D, b) en 3D

Irwin et Williams [125] ont identifié trois façons dont un corps fissuré pourrait être chargé: Mode d'ouverture (mode I), glissement dans le plan (mode II) et glissement anti-plan (mode III). Le mode I est le plus important parce qu'il contrôle souvent la rupture. Pour une approche locale, et en mode I pur, il y aura amorçage lorsque le paramètre K_I atteint une valeur critique K_{IC} appelée ténacité du matériau. (Fig.III.29)

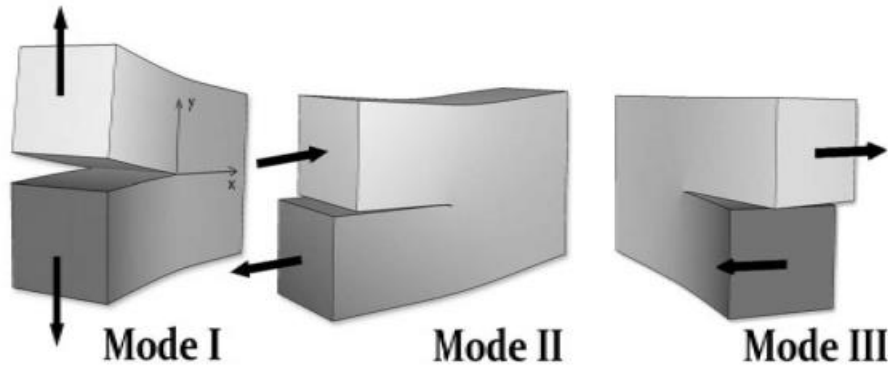


Figure III.29. Les trois modes fondamentaux de rupture.

III.6.2.3 Approche d'intensité des contraintes :

La solution de Westergaard [125.] Pour les contraintes et les déplacements au voisinage de la pointe de la fissure est donnée par l'équation (3) :

$$\sigma_{ij} = \frac{K}{\sqrt{2\pi r}} f_{ij}(\theta) + \dots \dots \dots (3)$$

Où σ_{ij} est le tenseur de contrainte, k est le facteur d'intensité de contrainte, Il dépend de la longueur de la fissure, de la géométrie et des forces appliquées, r est la distance radiale de la fissure, et f_{ij} est une fonction de θ , l'angle du plan de la fissure. Les deux paramètres r et θ sont définis dans la Figure.III.30, elle représente la variation de la contrainte devant la pointe de la fissure, la solution de Westergaard et al.[8] implique que les contraintes approchent l'infini si r tend vers zéro (la singularité), le facteur d'intensité de contrainte k est donc un constant qui permet de mesurer la singularité des contraintes à r et θ donnés.

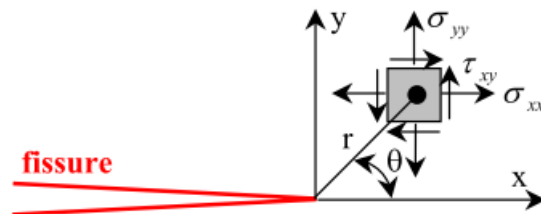


Figure III.30: Définition des axes (x,y) et des coordonnées (r,θ)

Selon le mode de sollicitation considéré - mode I, II ou III : (Fig.III.31), ils s'expriment à l'aide des facteurs d'intensité des contraintes K_I , K_{II} ou K_{III} (équation .4,5,6) :

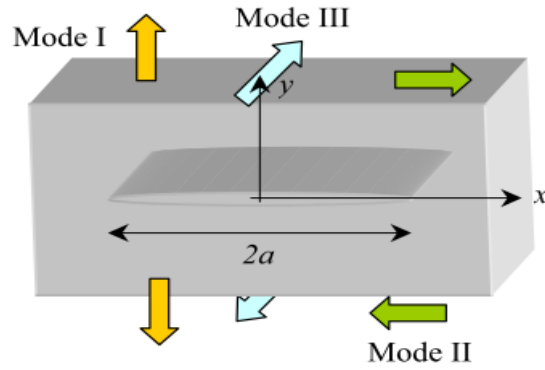


Figure III.31: Définition des modes de sollicitation

$$\text{En mode I} \quad \begin{cases} \sigma_{xx} = \frac{K_I}{\sqrt{2\pi r}} \cos \frac{\theta}{2} \left(1 - \sin \frac{\theta}{2} \sin \frac{3\theta}{2} \right) \\ \sigma_{yy} = \frac{K_I}{\sqrt{2\pi r}} \cos \frac{\theta}{2} \left(1 + \sin \frac{\theta}{2} \sin \frac{3\theta}{2} \right) \\ \tau_{xy} = \frac{K_I}{\sqrt{2\pi r}} \cos \frac{\theta}{2} \sin \frac{\theta}{2} \cos \frac{3\theta}{2} \end{cases} \quad \dots\dots(4)$$

$$\text{En mode II} \quad \begin{cases} \sigma_{xx} = -\frac{K_{II}}{\sqrt{2\pi r}} \sin \frac{\theta}{2} \left(2 + \cos \frac{\theta}{2} \cos \frac{3\theta}{2} \right) \\ \sigma_{yy} = \frac{K_{II}}{\sqrt{2\pi r}} \sin \frac{\theta}{2} \cos \frac{\theta}{2} \cos \frac{3\theta}{2} \\ \tau_{xy} = \frac{K_{II}}{\sqrt{2\pi r}} \cos \frac{\theta}{2} \left(1 - \sin \frac{\theta}{2} \sin \frac{3\theta}{2} \right) \end{cases} \quad \dots\dots(5)$$

$$\text{En mode III} \quad \begin{cases} \sigma_{13} = -\frac{K_{III}}{\sqrt{2\pi r}} \sin \frac{\theta}{2} \\ \sigma_{23} = \frac{K_{III}}{\sqrt{2\pi r}} \cos \frac{\theta}{2} \end{cases} \quad \dots\dots(6)$$

III.6.2.4 L'Approche énergétique :

La propagation de fissure est un phénomène d'énergie selon la théorie de Griffith [115]. L'énergie consommée c'est la différence entre l'état énergétique du système avant et après fissuration. Griffith [116] a postulé que c'était une caractéristique intrinsèque du matériau.

Pour les calculs, on considère une fissure élastique sollicitée en mode I (Fig.III.32).

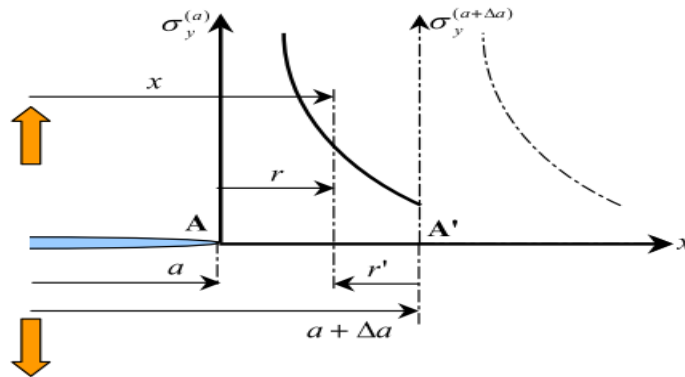


Figure III.32 : Fissure sollicitée en mode I

La fissure a pour longueur initiale 'a' et se propage de Δa. L'extrémité de la fissure se déplace donc de la position A(x=a) égale à la position A'(x=a+Δa)

-Le champ de contrainte en aval de l'extrémité de la fissure (θ = 0) est donnée par :

$$\sigma_y = (r, \theta = 0) = \frac{K_I}{\sqrt{2\pi r}} \dots\dots\dots(7)$$

Le travail de régression s'écrit donc :

$$\Delta W' = -\Delta U = 2 \int_{a+\Delta a}^a \frac{\sigma_y(r) u_y(r')}{2} dx = \frac{K_I^2}{\mu} \cdot \frac{1-v^*}{\pi} \underbrace{\int_{a+\Delta a}^a \sqrt{\frac{a+\Delta a-x}{x-a}} dx}_{(I)}$$

-Pour calculer l'intégrale (I), on effectue le changement de variables suivant :

$$\frac{\Delta a}{x-a} = X \Rightarrow dx = -\frac{dX}{X^2} \Delta a \text{ et } \begin{cases} x = a & \Rightarrow X = \infty \\ x = a + \Delta a & \Rightarrow X = 1 \end{cases}$$

D'où finalement : $G = \lim_{\Delta a \rightarrow 0} \left(\frac{\Delta U}{\Delta a} \right) \dots\dots(8)$

En déformations planes :

$$v^* = v \text{ et } G_1 = \frac{K_1^2}{E} (1 - v^2) \dots\dots\dots(9)$$

En contraintes planes :

$$v^* = \frac{v}{1+v} \text{ et } G_1 = \frac{K_1^2}{E} \dots\dots\dots(10)$$

Remarques : Des calculs similaires peuvent être effectués pour les modes II et III, en considérant toujours une fissure de longueur a qui se propage de Δa.

1- mode II :

Les expressions étant les mêmes que pour le mode I, les mêmes calculs conduisent à :

$$G_{II} = \frac{K_{II}^2}{2\mu}(1-\nu^*) \Rightarrow \begin{cases} G_{II} = \frac{K_{II}^2}{E}(1-\nu^2) & \text{en déformations planes} \\ G_{II} = \frac{K_{II}^2}{E} & \text{en contraintes planes} \end{cases} \dots\dots(11)$$

2- Mode III :

Après calcul, l'énergie de Griffith en mode III s'exprime :

$$G_{III} = \frac{K_{III}^2}{2\mu}$$

3- *Cas général* :

En déformations planes : $G = \frac{1}{E} [(1 - \nu^2)(K_I^2 + K_{II}^2) + (1 + \nu)K_{III}^2]$

En contraintes planes : $G = \frac{1}{E} [K_I^2 + K_{II}^2 + (1 + \nu)K_{III}^2]$

• **L'intégrale de contour J**

La singularité du champ des contraintes au voisinage de la pointe d'une fissure peut également être étudiée grâce à certaines intégrales de contour déduite de la loi de conservation de l'énergie Eshelby et al [127]. Ces intégrales ont la particularité d'être équivalentes au taux de restitution d'énergie, et d'être indépendantes du contour d'intégration choisi. Parmi les plus connus, on peut citer l'intégrale J de Rice [128] (équation 12). Pour l'intégrale de Rice, on considère un milieu bidimensionnel fissuré, dont la fissure sera supposée rectiligne, le contour C'est un contour ouvert (Fig.III.33), orienté dont les extrémités se trouvent sur les faces supérieure et inférieure de la fissure.

$$J = \int (W dy - T_i \frac{\partial u_i}{\partial x} dS) \dots\dots\dots(12)$$

Où $\sigma = \frac{\delta W}{\delta \epsilon}$, W est la densité d'énergie de déformation élastique telle que u est le vecteur déplacement en un point M du contour C avec la normale tournée vers l'extérieur et représente le champ de contraintes. T : est la traction

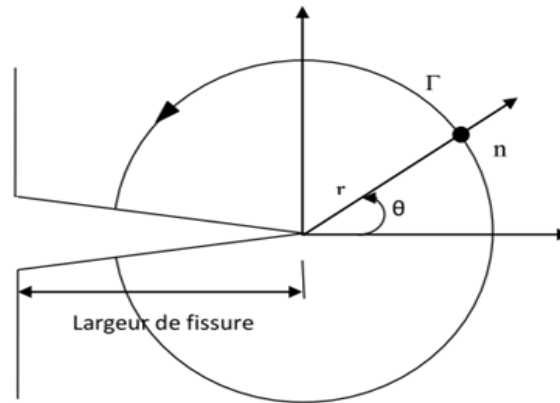


Figure III.33 présentation d'ouverture de fissure plane

L'intégrale-J représente le taux de décroissance de l'énergie potentielle (pour la LEFM) :

$$J = -\frac{\delta W_p}{\delta A} = G \quad \dots\dots(13)$$

Deux approches peuvent être utilisées pour évaluer la propagation de la fissure. La première approche est de mesurer la contrainte principale à la pointe de la fissure, La propagation de la fissure se passe alors quand la contrainte principale atteint la résistance à la traction du matériau. La deuxième approche consiste à utiliser un critère qui évalue le facteur d'intensité de contrainte pour le mode I (K_I), la fissure se propage alors dans les conditions de chargement qui fait K_I zéro à la pointe de la fissure [129].

III.6.3 Modélisation numérique de fissuration :

La modélisation des discontinuités représente toujours un défi d'un point de vue numérique. Si on veut modéliser les fissures par la méthode des éléments finis classique (MEF), le maillage EF doit se conformer avec la géométrie de la fissure, de plus, afin de déterminer le vrai champ de contrainte et de déformation autour de la pointe de la fissure, on a besoin de raffiner le maillage dans cette zone. De nombreuses méthodes ont été proposées et développées pour surmonter cette difficulté. Dans cette partie du travail, une analyse du comportement de deux fissures, elliptique et rectiligne, initiées dans le ciment osseux, a été réalisé. Ce comportement est étudié en termes de variation des facteurs d'intensité de contraintes en modes I, II, et III.

III.7. Cas d'une fissure elliptique :

III.7.1.introduction :

Le descellement des implants cimentés est généralement le résultat de l'endommagement local du ciment osseux le PMMA développé au cours des cycles répétés des activités du porteur de la prothèse totale de hanche, autrement dit sous charge cyclique. Par sa nature fragile et ses faibles propriétés mécaniques, le ciment est le maillon le plus faible du système os-ciment-implant. Son analyse a fait l'objet de plusieurs travaux. Ainsi, les effets des micro-défauts dans le ciment orthopédique sur son comportement mécanique d'une arthroplastie totale de la hanche a été analysé par [139-141]. Ces auteurs montrent que de tels défauts, fragilisent ce liant par effet d'entaille. Cette présence de micro défauts favorise l'amorçage de fissures présentant ainsi des discontinuités. D'autres auteurs ont analysé l'effet des inclusions osseuses, le piégeage du sang dans le ciment sur comportement mécanique [141]. Ils montrent que de tels défauts sont sources de contraintes d'additionnelle.

La simulation numérique de l'initiation et de la propagation des fissures a été utilisée par un certain nombre d'auteur. En effet, Ingraffea [142], Kemeny et Cook [143] et Dyskin et al. [144] ont utilisé la mécanique de rupture linéaire (LEFM) pour modéliser la stabilité des fissures et les trajectoires de propagation en incorporant un facteur d'intensité de contrainte dans la formulation numérique pour déterminer si la propagation de la fissure se produirait ou non.

D'autres auteurs [145-146.] ont montré que les fissures initiées dans le ciment osseux peuvent se propager sous le chargement cyclique pendant les activités humaines normales.

L'analyse bidimensionnelle d'un tel phénomène ne peut qu'une approche trop simpliste de la complexité du comportement de fissuration 3D réel dans le ciment tridimensionnel. Ceci est une simulation retenue pour cette étude.

L'objectif de cette étude est donc d'analyser le comportement d'une fissure amorcée préexistante à l'intérieur du ciment orthopédique pour la prédiction du risque de descellement de la prothèse totale de hanche cimentée. Cette prédiction est analysé en termes de variations des facteurs d'intensité de contraintes en modes d'ouverture (mode I) en modes de cisaillement (modes II et III). Pour ce faire, une fissure de forme elliptique (Fig.III.34), de taille (c/a) , est amorcée dans la partie proximale du ciment osseux, partie la plus fortement sollicitée. C'est pratiquement dans cette région du ciment ou le risque de descellement est le plus probable. Dans les deux autres parties médiale et distale du ciment le risque de rupture est quasiment nul. Rappelons que le logiciel abaqus 6.11, basé sur la méthode des éléments finis, a été pour l'analyse de ces paramètres de rupture. L'estimation de ces critères de rupture

permet la prédiction de l'endommagement du ciment osseux. Les paramètres de rupture ont été analysés sur les deux fronts de fissurations, notés ici pointe 1 et pointe 2 (Fig.III.36).

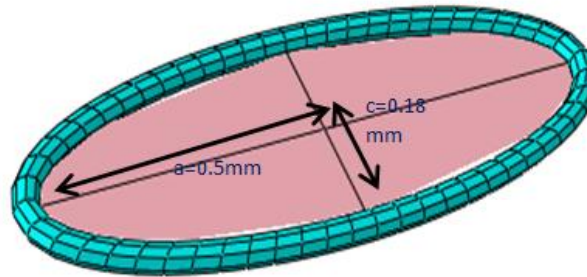


Figure.III.34 : Modèle tridimensionnel de la fissure et le maillage adapté.

III.7.2. Analyse du comportement de fissure :

III.7.2.1. Effet de la taille de la fissure :

Les résultats obtenus précédemment ont montré que la zone proximale gauche est plus intensivement sollicitée. A cet effet, la dégradation par rupture du ciment orthopédique ne peut s'amorcer qu'à partir de cette zone. Ce qui justifie l'analyse du comportement de fissure, de forme elliptique de longueur $2a = 1$ mm et de diamètre $2c = 0.36$ mm initiée dans cette partie du ciment osseux (Fig. III.35). Notre choix s'est porté sur la marche normale, activité exercée couramment par le patient, sollicitant fortement cet élément de la prothèse. Comme il a été signalé précédemment, cette activité induit, dans cette partie du ciment, des contraintes de forte intensité pouvant initier et propager des fissures de fatigue.

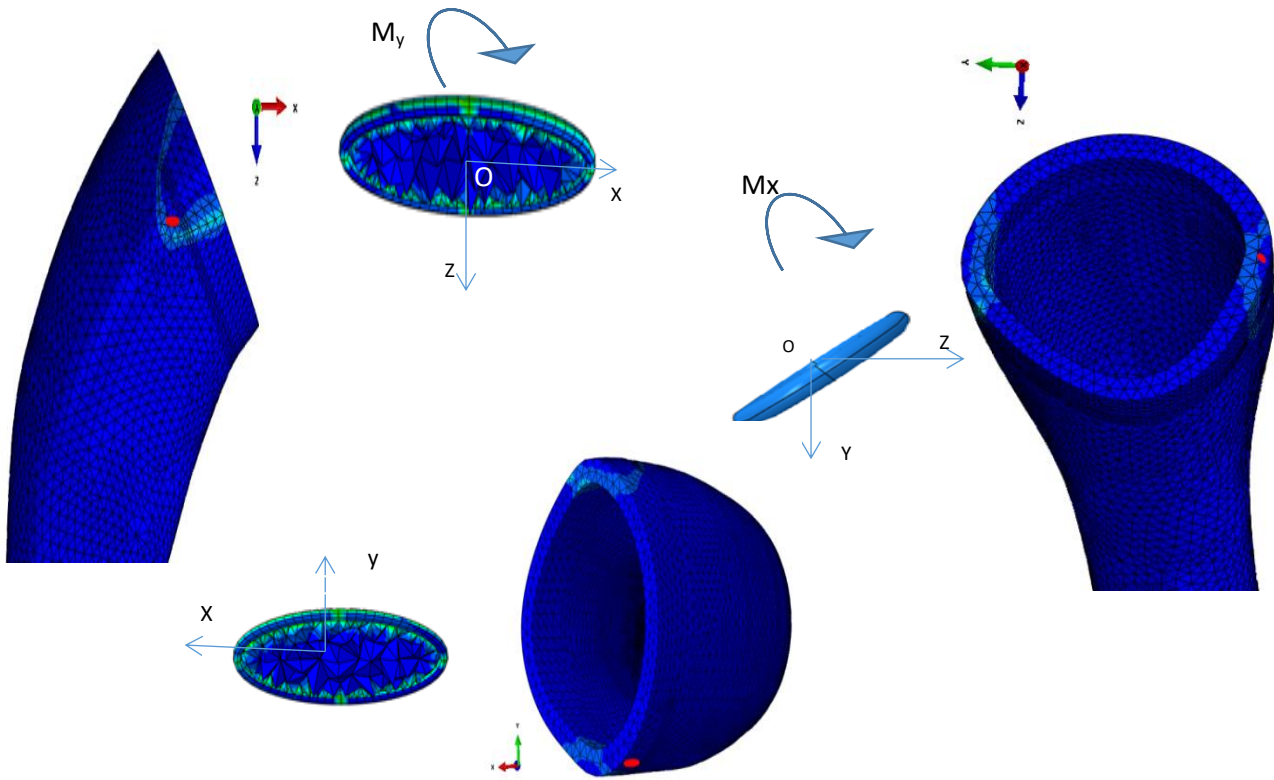


Figure III.35 : position de la fissure elliptique dans la partie proximale gauche du ciment orthopédique.

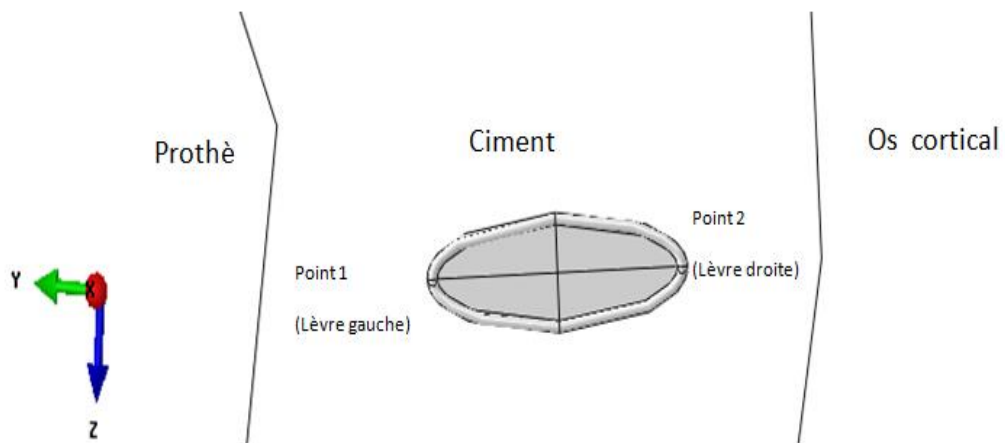


Figure III.36. Représentations schématique de la localisation de la fissure dans la partie proximale du ciment

Les résultats obtenus montrent que le facteur d'intensité de contraintes en mode I (Fig.III.37-a) en point 1 est quasiment nul et ce quelle que soit la taille de fissure. En point 2, il existe une taille égale 1.3mm, au-delà de laquelle cette pointe devient de plus en plus instable en fonction de l'avancée de ce défaut de fissuration. A partir de cette taille la fissure se propage par la croissance de son front de fissuration, noté 2. Comparativement à la

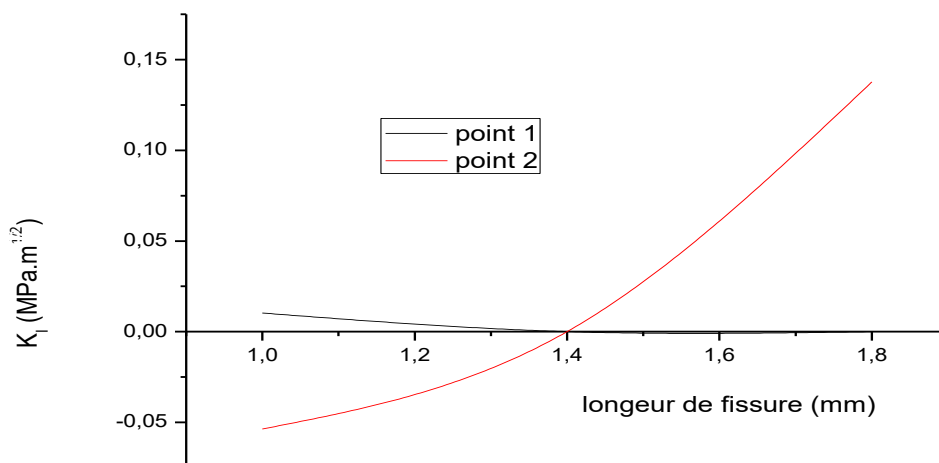
Chapitre III. Comportement biomécanique du système PTH

résistance de fissuration du ciment osseux, le risque de rupture brutale est peu probable, la valeur maximale de facteur d'intensité de contrainte inférieur à K_{IC} critique.

Comparativement au mode d'ouverture, le mode de cisaillement (mode II) est le mode de rupture prédominant la Figure III.37.b. Les valeurs du facteur d'intensité de contraintes en mode II, particulièrement en pointe 2, sont plus élevées que celles du mode I. Contrairement au mode I, en mode II, la pointe 1 est relativement plus instable. Ce comportement est particulièrement observé lorsque la fissure atteint une taille de 1.8mm.

En mode III, la fissure se propage selon ses deux pointes 1 et 2. La pointe 2 est relativement plus instable, caractérisée par des valeurs élevées du facteur d'intensité de contraintes comme le montre la figure III.37 c.

Nos résultats montrent que le mode de propagation d'une fissure, initiée dans la zone proximale gauche du ciment osseux, est assez complexe. En effet, pendant la marche normale, une telle fissure se développe en mode mixte I, II et III. Le mode de rupture prépondérant est le mode II, défini par les valeurs les plus élevées du facteur d'intensité de contraintes. La croissance de cette fissure est irrégulière. En effet, les deux fronts de fissuration se développent différemment. Ce comportement est essentiellement dû à la complexité des efforts appliqués à la prothèse totale de hanche. Entre autre, la propagation d'une fissure tridimensionnelle de forme elliptique initiée dans un solide soumis à des efforts complexes est difficile à prédire.



(A) Mode I

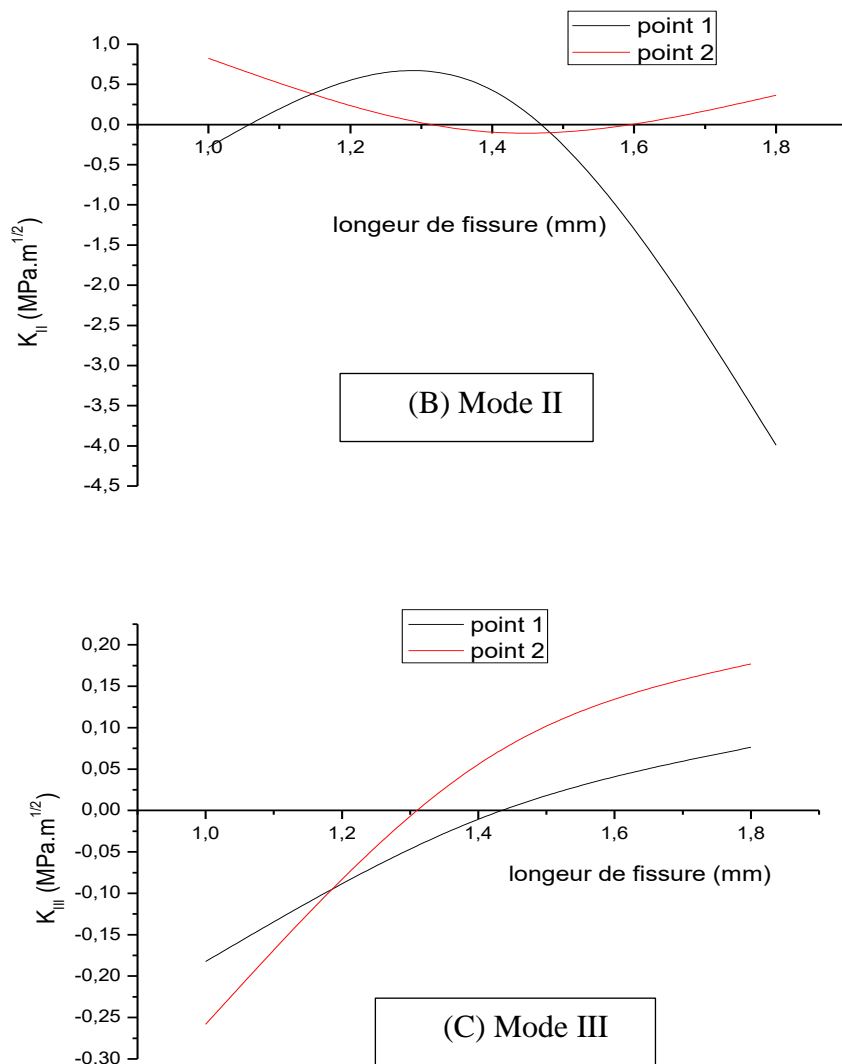


Figure III.36 : Variation du facteur d'intensité de contrainte en modes I, II, III (a,b et c) en fonction de la longueur de fissure

III.7.3. Effet de la localisation de la fissure :

Dans cette partie du travail, le comportement d'une fissure, de même taille et de même orientation, amorcée indépendamment dans les deux zones proximales postérieures et antérieures du ciment orthopédique, est analysé. Les résultats ainsi obtenus, en termes de valeurs de facteurs d'intensité de contraintes en mode I, II et III, sont illustrés sur le tableau III.4. Ces valeurs montrent clairement que la pointe 1 d'une fissure amorcée dans la partie

Chapitre III. Comportement biomécanique du système PTH

postérieure se propage essentiellement par cisaillement de ses lèvres en modes mixtes II et III, en mode d'ouverture cette pointe est stable, autrement dit elle a tendance à se fermer sous l'effet des contraintes appliquées. Un même comportement est observé pour la croissance de la pointe 2 de cette même fissure. Nous notons cependant, qu'un même comportement de cette pointe 2 a été observé dans le cas d'une fissure initiée sur la partie antérieure avec des valeurs des facteurs d'intensité de contraintes relativement plus élevées. Autrement dit, la pointe 2 est pratiquement plus instable lorsqu'elle amorcée dans la zone antérieure.

Contrairement à la pointe 2, Le front de fissuration 1, d'une fissure initiée sur la partie antérieure du ciment, se développe en modes mixte I, II et III. C'est uniquement dans cette zone du ciment où se mode de propagation est possible. Le mode prédominant est le mode II comme le montre le tableau III.4. Dans cette même partie du ciment, la pointe 2 se propage essentiellement en modes de cisaillement I et II. C'est dans cette partie, que ce front de fissuration est plus instable en ces deux modes de rupture, défini par les plus grandes valeurs des facteurs d'intensité de contraintes en ces deux modes. Ces valeurs montrent que le mode de rupture le plus probable est le mode II. Autrement dit, le risque de descellement de la prothèse totale de hanche, par rupture du ciment, est plus élevé, lorsque cette partie du ciment se trouve sous fortes contraintes de cisaillement.

Fronts de fissuration	Facteur d'intensité de contrainte	proximale antérieure	Proximale postérieure
Point 1(Proche du PTH)	K_I	1.0232E-02	-0.1152
	K_{II}	-0.2832	3.0363E-02
	K_{III}	-0.1824	0.1621
Point 2 (Proche de L'OS)	K_I	-5.3651E-02	-9.7872E-02
	K_{II}	0.8272	-1.4141E-02
	K_{III}	-0.2582	-0.1192

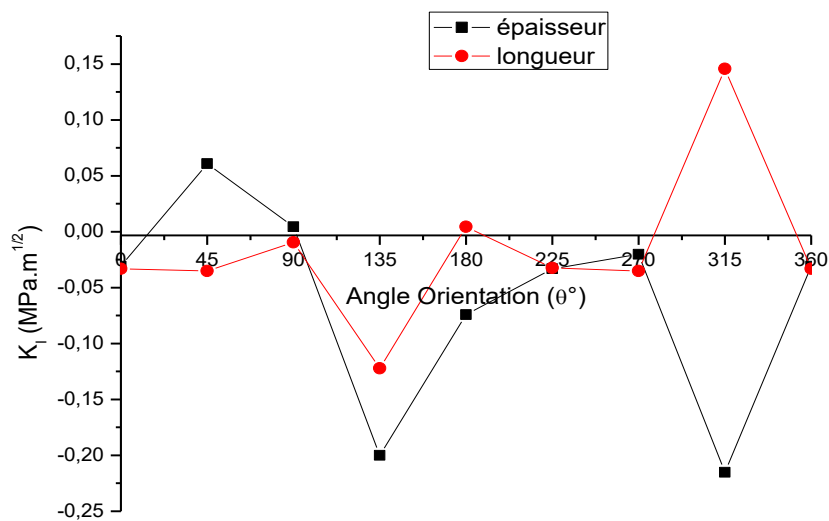
Tableau III.4 : facteurs d'intensité de contraintes en pointes de fissures dans la partie proximale du ciment.

III.7.4 Effet de l'orientation θ de la fissure :

Dans ce qui suit, une analyse tridimensionnelle de l'effet de l'orientation d'une fissure de longueur $a=1$ mm, sur le comportement biomécanique du ciment osseux a été menée. Ce comportement est étudié, ici, en termes de variation du facteur d'intensité de contraintes. Cette orientation est caractérisée, ici, par l'angle θ autour de deux axes principaux de la fissure, l'axe ox suivant le long du ciment et l'axe oy suivant l'épaisseur du ciment, (Fig. III.35). Les valeurs de facteur en mode d'ouverture sont très faibles comme le montre la figure III.38.a. Les fissures, initiées le long du ciment et orientées à 315° sont, en mode I, les

Chapitre III. Comportement biomécanique du système PTH

instables. Toutes les autres orientations, selon cette localisation de la fissure, sont stables. Contrairement à cette localisation de la fissure, celle d'un défaut de fissuration amorcé le long de l'épaisseur conduit à des valeurs de ce critère de rupture, en mode I, non nulles lorsque ce défaut est positionné à 45° par rapport à l'axe principal de la fissure. Toutes les autres orientations conduisent à des valeurs nulles et quasiment nulles. En modes II (Fig. III.38.b), les valeurs sont beaucoup plus importantes que celles résultantes du mode I et ce quelle que soit l'orientation de la fissure. Les Orientations de 0° , 180° et 360° correspondent aux positions les plus instables en mode II pour les fissures initiées le long de l'épaisseur du ciment, et pour les défauts amorcés le long de ce liant, la valeur de ce critère de rupture est relativement faible pour une orientation de 180° . Les autres localisations des fissures conduisent à de faibles valeurs de ce paramètre de rupture. .



(A) Mode I

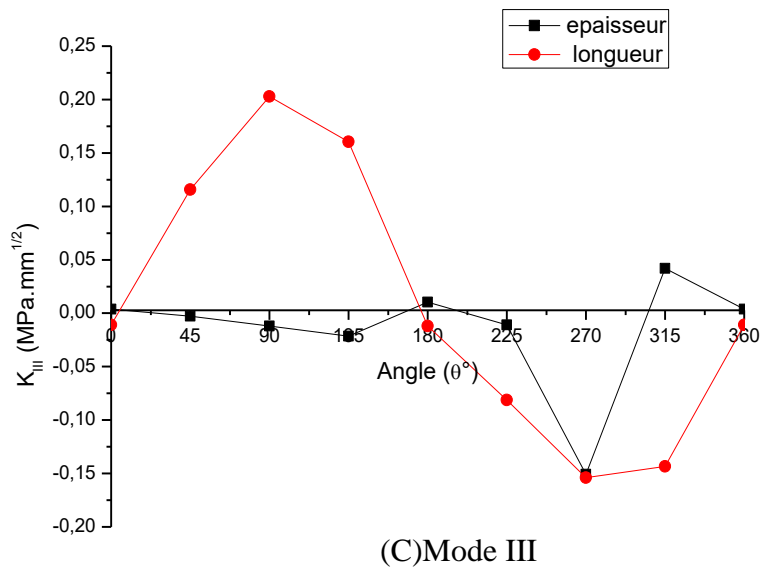
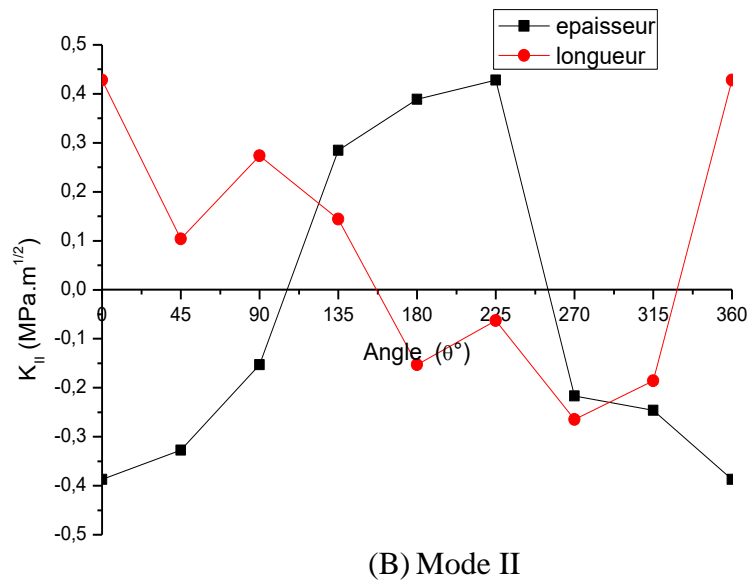


Figure III.38 : Variation du facteur d'intensité de contraintes en fonction de l'orientation θ de la fissure autour

En mode III (Fig.III.38.c), les valeurs du facteur d'intensité de contraintes sont en tête de fissure initiée le long de l'épaisseur sont négligeables par rapport à celles propres au mode II et ce quelle que soit la localisation de la fissure le long du ciment ou le long de son épaisseur.

Chapitre III. Comportement biomécanique du système PTH

Nos résultats montrent qu'une fissure amorcée le long du ciment est plus instable en mode III que celle initiée selon son épaisseur. Cette instabilité est observée pour les orientations de 90° et 180°.

Les résultats illustrés sur la figure III.38 montrent nettement que des fissures initiées à 0°, 180° et 360° par rapport à son axe principal, le long du ciment ou le long de son épaisseur se propagent principalement en mode mixtes II, et en mode III pour une orientation de 90° et 180°. Ceci illustre de façon claire, qu'une fissure amorcée le long du ciment se développe préférentiellement en mode mixte II et III, et une fissure se propage principalement le long de l'épaisseur du ciment en mode II.

Rappelons que des études bidimensionnelles sur l'effet de l'orientation de la fissure sur le comportement biomécanique du ciment osseux ont été menées. Ainsi, Achour [152] et Benbarek et al. [153]. Ces auteurs ont montré que le comportement, en termes de variation du facteur d'intensité de contraintes, dépendant du site d'amorçage et de son orientation.

III.7.5. Effet de la nature des activités :

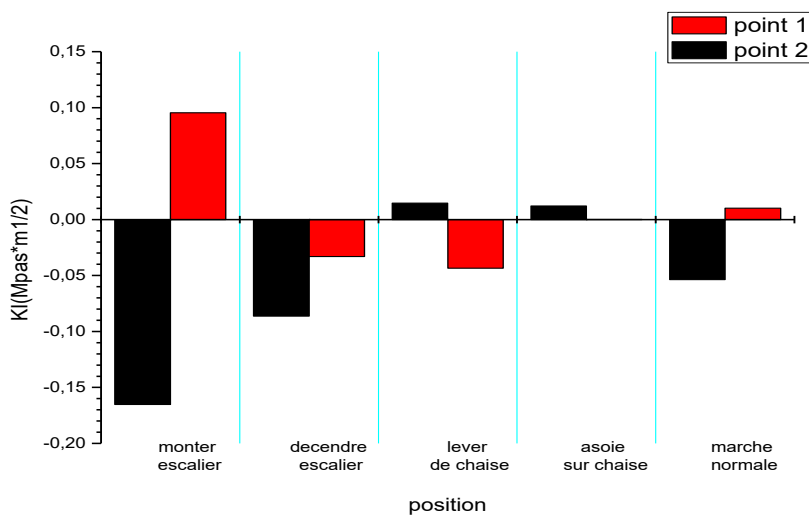
Rappelons que le comportement analysé précédemment résulte d'une seule et unique activité du patient. Dans cette partie, nous tenons compte pratiquement de toutes les activités que peut exercer quotidiennement principalement le porteur de la prothèse totale hanche. Cinq activités, analysées initialement, ont été retenues pour étudier leurs effets sur le comportement d'une fissure de longueur 1 mm et d'une orientation quelconque, initiée le long de l'épaisseur du ciment osseux (Fig. III.35). Les résultats sont indiqués sur la figure III.39. En mode d'ouverture (Fig. III.39.a), la montée des escaliers, favorise la propagation du front de fissuration noté 1, celui, noté 2 a tendance, certainement sous l'effet des contraintes de compression, à se fermer (facteur d'intensité de contraintes négatif). Les valeurs de ce critère de rupture résultant des autres activités sont quasiment nulles.

En mode II pur (Fig. III.39.b), en dehors de l'assoie sur une chaise, toutes les autres activités conduisent à un comportement instable de fissures est instables. Les valeurs du critère de rupture (FIC) sont, d'une façon générale, nettement plus élevées que celle résultantes du mode I. En mode III (Fig. III.39.c), en pendant que le patient monte les escaliers, les deux pointes de fissures se développe pratiquement avec la même cinétique (les facteurs d'intensité de contraintes en ces deux fronts de fissuration présentent quasiment les mêmes valeurs). Ce

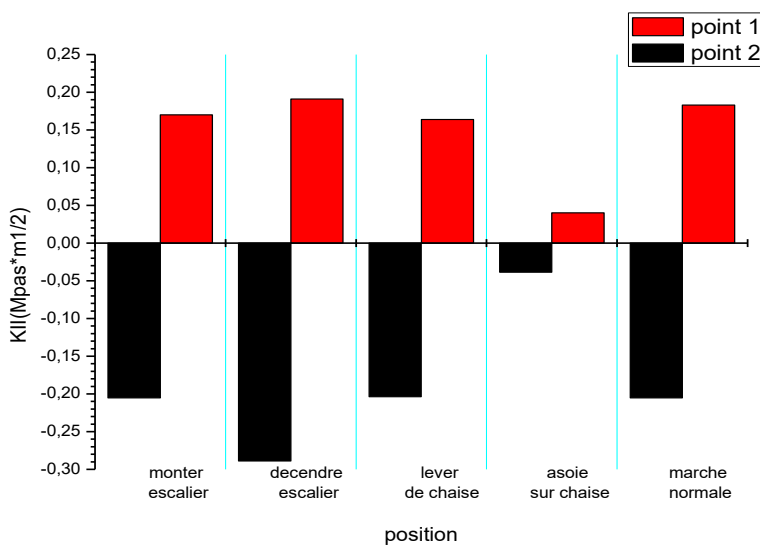
Chapitre III. Comportement biomécanique du système PTH

mode de propagation est le mode de rupture prédominant pour les activités montées et descente des escaliers.

Ces résultats montrent que la pointe de fissure, notée 1, se développe en mode mixte I, II et III pendant que le porteur de la prothèse monte les escaliers. Les autres activités, et tout particulièrement, favorisent la propagation des deux fronts de fissuration en mode mixte II et III. Ils indiquent également, que le risque de descellement de la prothèse totale de hanche par rupture est plus probable lorsque le patient monte ou décent les escaliers.



(A) mode I



(B) Mode II

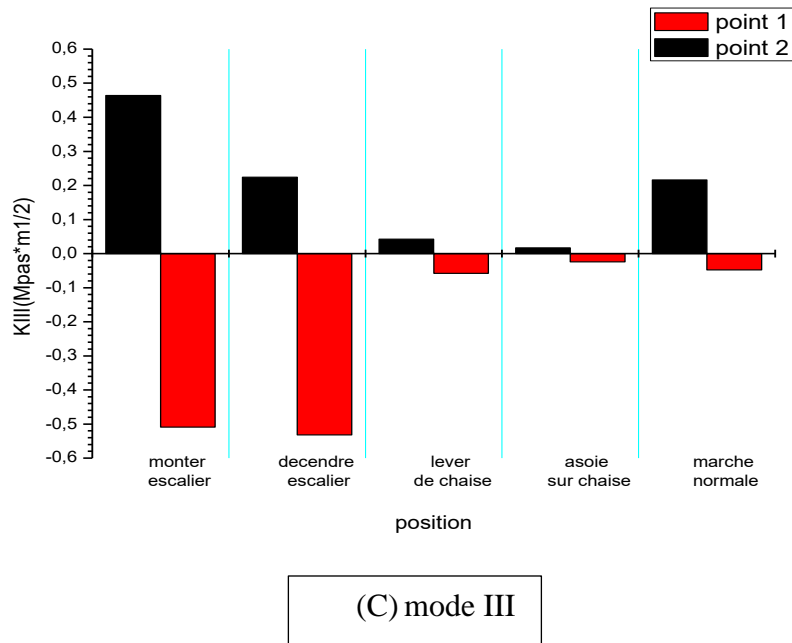


Figure.III.39 Variation du facteur d'intensité de contraintes en fonction des activités quotidiennes du patient.

III.7.6. Conclusion :

Les résultats obtenue montrent que :

- La zone proximale du ciment osseux est partie la plus fortement sollicitée. Ces contraintes peuvent conduire à l'endommagement de ce liant et donc au descellement de la prothèse totale de hanche ;
- Nos résultats montrent que le mode de propagation d'une fissure, initiée dans la zone proximale gauche du ciment osseux, est assez complexe.
- La fissure amorcée dans la partie postérieure du ciment se propage essentiellement par cisaillement des deux lèvres de fissure en modes mixtes II et III, Ces valeurs montrent que le mode de rupture le plus probable est le mode II.
- L'orientation de la fissure suivant les deux axes ox et oy). Présente des valeurs de facteur en mode d'ouverture (mode I) très faibles, En modes II, les valeurs sont beaucoup plus importantes que celles résultantes du mode I la valeur de ce critère de rupture est relativement faible pour une orientation de 180° . Les autres localisations des fissures conduisent à de faibles valeurs de ce paramètre de rupture.
- La fissure amorcée le long du ciment se développe préférentiellement en mode mixte II et III, et une fissure se propage principalement le long de l'épaisseur du ciment en mode II.

- Depuis le mouvement la montée des escaliers, le point de fissure, notée 1 (proche du Prothèse), se développe en mode mixte I, II et III. Les autres activités favorisent la propagation des deux fronts de fissuration en mode mixte II et III.

III.8. Cas d'une fissure rectiligne

III.8.1. Introduction :

Plusieurs auteurs ont publiés sur la propagation d'une fissure rectiligne en 2D dans le ciment orthopédique comme T. Achour et al [111], dans notre cas nous avons étudiés la propagation de fissure en 3D de géométrie plane, le comportement à la rupture des prothèses de hanche cimentées dans les conditions de chargement statique en utilisant le code de calcul ABAQUS 6.11, Cette analyse, nous avons étudié le comportement mécanique à la rupture d'une prothèse totale de hanche sous l'effet des charge appliquer au tête de fémur. A cet effet, nous avons calculé le facteur d'intensité de contrainte (F.I.C) de la fissure supposer plane préexistante à l'intérieure du ciment orthopédique d'une longueur de 1 mm (Fig.III.40), dans la même position du fissure elliptique étudiée précédemment, qu'on est déjà présenter dans la Figure.III.35 avec les même conditions au limite.

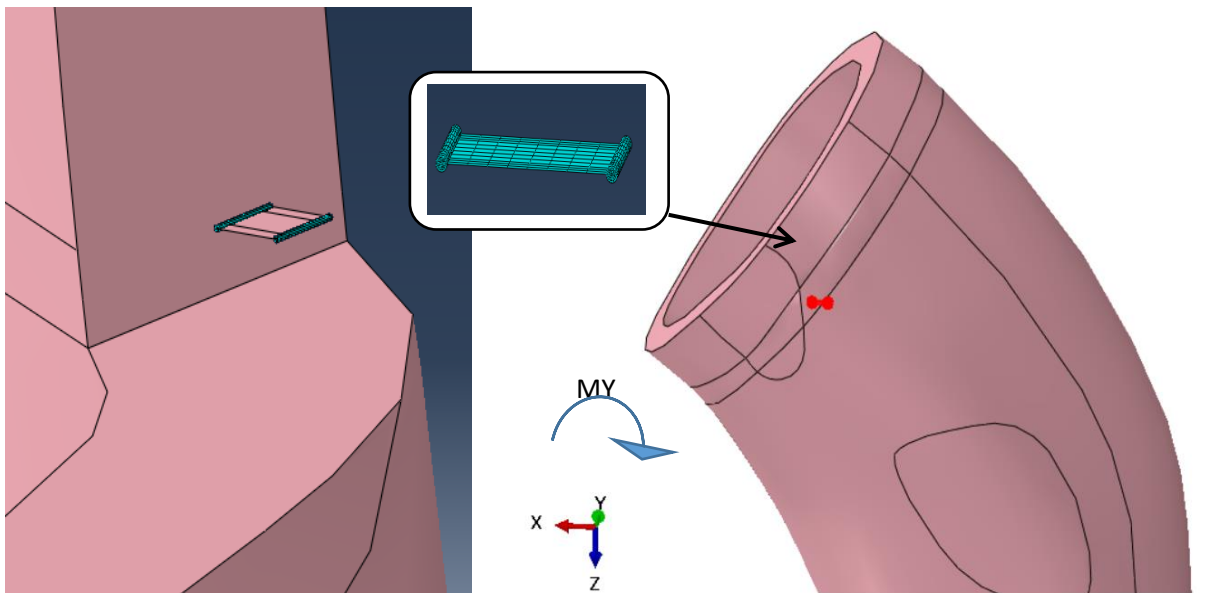


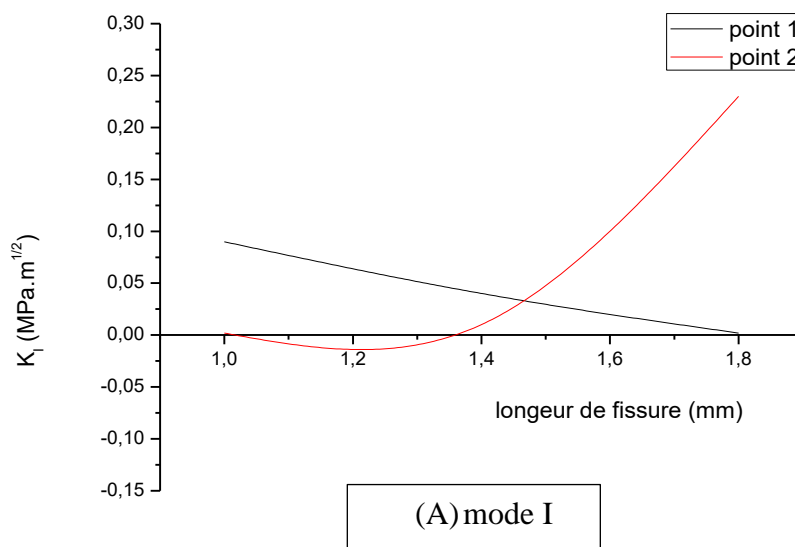
Figure III.40. Forme de géométrie de fissure rectiligne dans la partie proximale du ciment orthopédique

III.8.2. Effet de la taille de la fissure :

Pour une meilleure illustration du comportement mécanique en rupture du ciment osseux, nous menons dans cette partie du travail, et dans les mêmes conditions de simulation, celui

Chapitre III. Comportement biomécanique du système PTH

d'une fissure rectiligne. Les mêmes sites d'amorçage et les mêmes conditions de chargement pour une fissure elliptique ont été retenus pour cette étude. Les résultats obtenus sont représentés sur la figure III.41. Cette figure montre la variation du facteur d'intensité de contraintes en modes I, II et III. Nous notons cependant, que cette variation est quasiment semblable que celle résultant d'une fissure elliptique. Autrement dit, l'allure des fonctions : $K = f(\text{taille de la fissure})$ est pratiquement la même quelle que soit la forme de la fissure, comme le montre les figures III.41 a, b et c. les facteurs en têtes de fissures elliptique et rectiligne ne se différencient que l'intensité de l'énergie mécanique localisée en pointes de fissures et ce quelle que soit la tête de fissure. En effet, et de par sa forte singularité, la fissure rectiligne est plus instable. Cette instabilité est caractérisée par des fortes valeurs des facteurs d'intensité de contraintes en modes I, II, et III. Tout comme une fissure elliptique, une fissure rectiligne se propage en mode mixtes I, II, III. Ces deux fissures se développent préférentiellement en mode II. Le risque de descellement est fort probable sous fortes contraintes de cisaillement, sachant que le ciment orthopédique présente une faible résistance mécanique au cisaillement. Les autres critères de rupture sont relativement faibles.



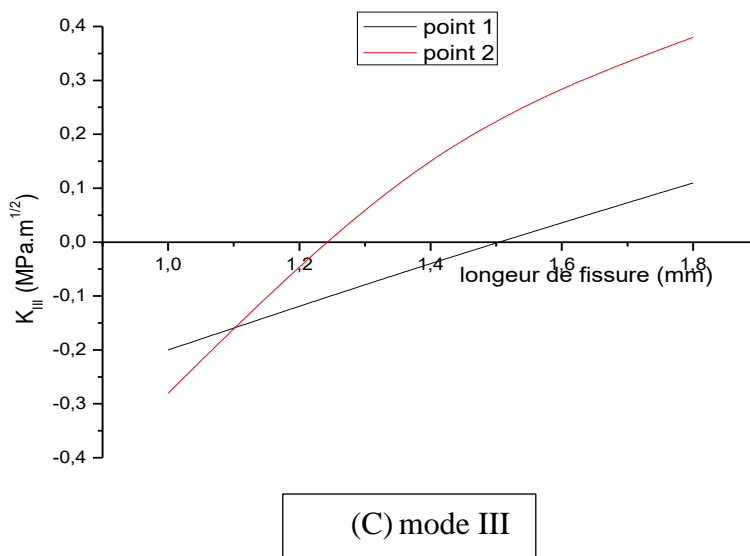
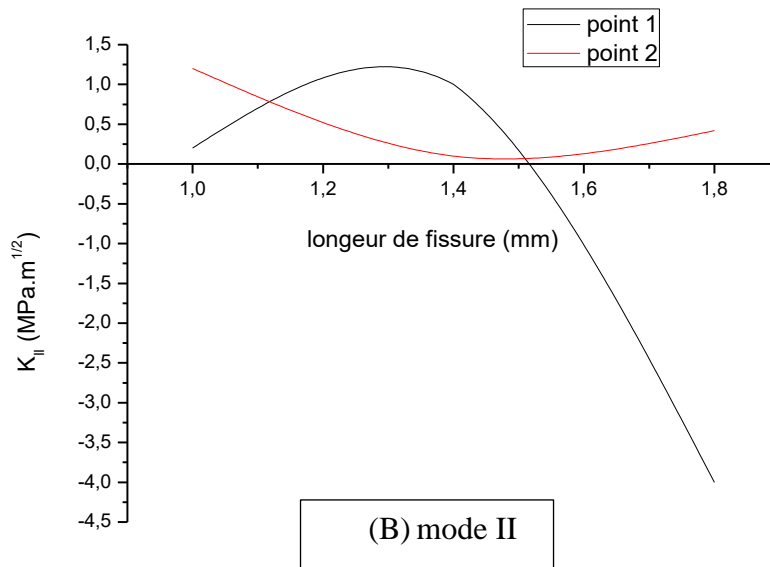


Figure III.41 effet de la taille de fissure rectiligne sur le F.I.C

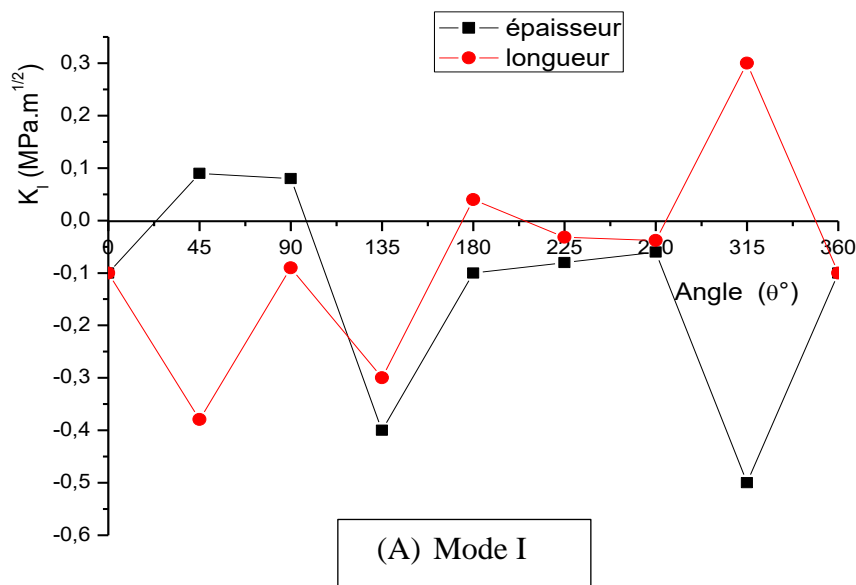
III.8.3.Effet de l'orientation :

De la même façon que le défaut elliptique, la fissure rectiligne, de taille 1mm, initiée dans partie proximale gauche, a été orientée d'angle θ le long du ciment afin d'analyser l'effet de cette orientation sur son comportement. Les résultats de cette analyse sont indiqués sur la

Chapitre III. Comportement biomécanique du système PTH

figure III.42. Elle montre la variation des facteurs d'intensité de contraintes en mode I, II et III en fonction de l'orientation θ autour de l'axe ox (suivant l'épaisseur) et l'axe oy (suivant la longueur). Ces résultats illustrent nettement que cette variation est pratiquement indépendante de la forme de la fissure. En effet, l'allure de la fonction $K = f(\text{de l'orientation de la fissure})$ est quasiment la même pour ces deux fissures et ce quel que soit le mode de propagation. Ce comportement ne se différencie que par les fortes valeurs des facteurs de ruptures en mode I, II, III résultants d'une fissure rectiligne (Fig.III.42 a, b, c).. Ainsi au front de fissure, noté 1, résulte un facteur d'intensité de contraintes plus élevé que la résistance à la fissuration du ciment. Ceci constitue un danger de rupture brutale du ciment orthopédique.

Comparativement à la fissure elliptique, l'initiation d'une fissure rectiligne dans le ciment osseux peut conduire à son endommagement catastrophique à court à long terme.



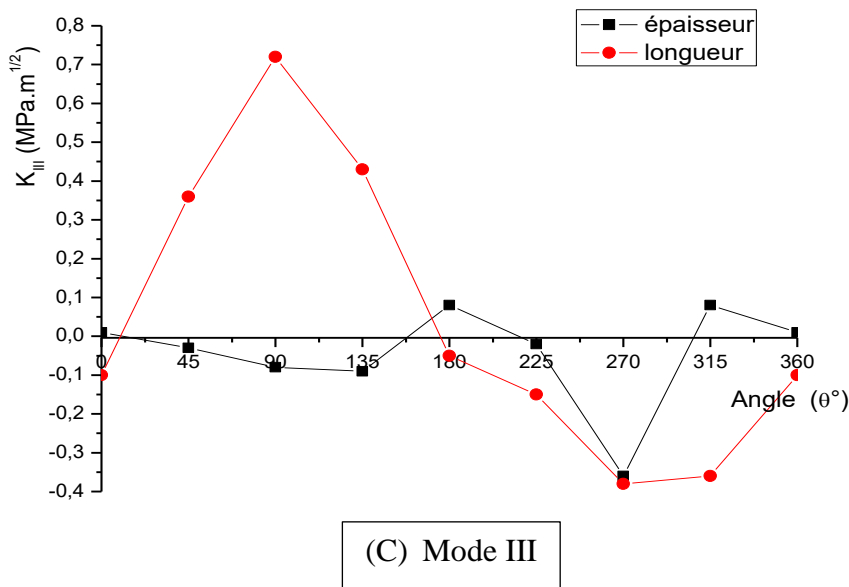
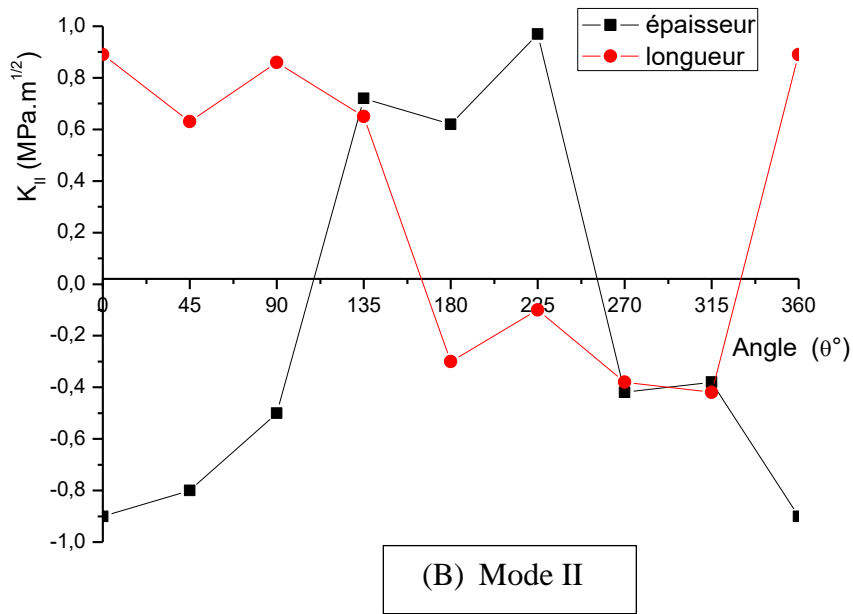


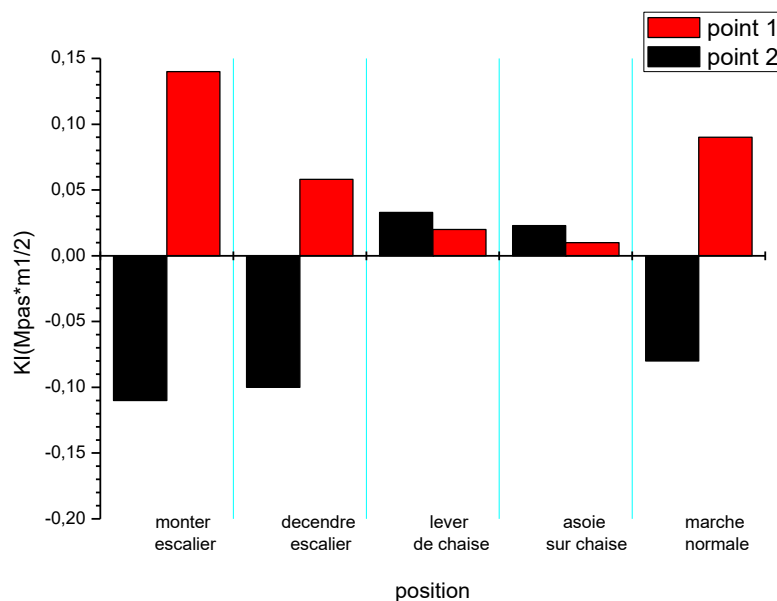
Figure VII.42 : la valeur de facteur d'intensité de contrainte en fonction de l'orientation θ autour des axes ox et oy

III.8.4. Effets des activités du patient :

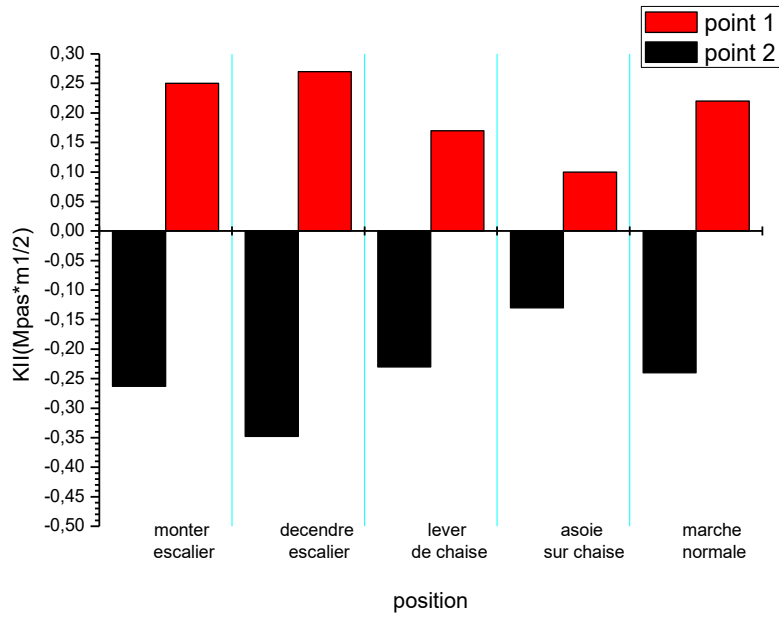
De la même façon que la fissure elliptique, amorcée dans la partie proximale gauche du ciment orthopédique, et dans les mêmes conditions de simulation, une analyse de l'effet de la

Chapitre III. Comportement biomécanique du système PTH

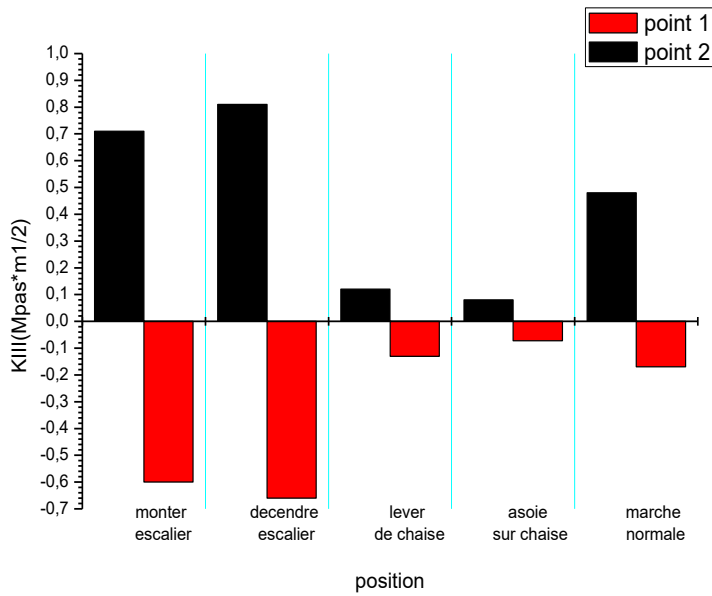
nature des activités sur le comportement d'une fissure rectiligne a été menée. Rappelons que les cinq activités exercées quotidiennement ont été retenues pour cette analyse. Les résultats obtenus sont indiqués sur la figure III.43, montre l'effet de chaque activité sur le facteur d'intensité de contraintes en pointes, notée 1 et 2, mode I, II, III respectivement. Nous notons cependant, en descendant ou en montant les escaliers que le patient sollicite plus fortement la fissure initiée dans le ciment et ce quel que soit le mode de propagation (Fig.III.43.a, b, c). Les valeurs de ces paramètres de rupture sont plus importantes que celles résultants d'une fissure elliptique et ce quelle que soit la nature de l'activité. Comme il a été mentionné précédemment, ces deux activités pratiquées quotidiennement, en cas de forte nécessité, induisent dans le ciment orthopédique, dans sa partie proximale gauche, contraintes des contraintes de forte intensités. Cette partie constitue donc un siège de forte concentration de contraintes et donc une zone exposée au d'endommagement du ciment par rupture brutale. Ce risque est d'autant plus grand que l'activité du patient est intense. Dans nos conditions d'analyse, le risque de propagation peut provenir d'une fissure rectiligne donc la présence est fort probable dans les matériaux présentant un comportement fragile élastique linéaire, comme le ciment osseux.



(A) mode I



(B) mode II



(C) mode III

Figure III.43. La valeur du F.I.C en fonction des activités quotidienne du patient.

III.8.5. Conclusion :

Les résultats obtenus montrent que :

- le mode de propagation de la fissure rectiligne, initiée dans la zone proximale gauche du ciment osseux, est assez complexe.
- le facteur d'intensité de contrainte résultant de pointe 1 d'une fissure rectiligne localisée sur la partie proximale dépasse largement le seuil de la rupture, en mode I;
- l'allure de la fonction $K = f(\text{de l'orientation de la fissure})$ est quasiment la même pour ces deux fissures elliptique et rectiligne quel que soit le mode de propagation. Ce comportement ne se différencie que par les fortes valeurs des facteurs de ruptures en mode I, II, III ;
- la montée et la descente des escaliers sont deux activités sollicitant plus fortement les fissures. Les fortes valeurs des facteurs d'intensité de contraintes en pointes, notées 1 et 2, mode I, II, III respectivement sont caractéristiques d'un tel comportement.
- le risque de propagation peut provenir d'une fissure rectiligne dont la présence est fort probable dans les matériaux présentant un comportement fragile élastique linéaire, comme le ciment osseux ;

Référence Bibliographique :

1. Branemark. PL, Breine. U, Adell. R, Hansson. BO, Ohlsson. A, Intra osseous anchorage of dental prostheses. Experimental study. Scand J plast Reconstruct Surg. 81-100 (1969)
2. L'Encyclopédie Visuelle Bilingue, Le Corps humain," Gallimard, Ed., ed, 1994].
- 3 A. G. Cornuelle and D. H. Gronefeld, Radiographic Anatomy and Positioning: An Integrated Approach. New York,: McGraw-Hill Medical Publishing, 1997
4. Hélène F. Caractérisation biomécanique et modélisation de l'os spongieux. Thèse de doctorat, Institut national des sciences appliquées de Lyon, 2002.
5. Johnson, E. M., Szivek, J. A., Magee, F. P., 1989, "A Study of Activity Induced Bone Remodeling", Harrington Arthritis Research Center, Phoenix, Arizona.
6. Paconic, D., 2004, "Physics of the Human Body: Human Femur", Lecture Notes, University of Virginia, Charlottesville, United States.
7. Yoshioka, Y., Siu, D., Cooke, TDV., 1987, "The Anatomy and Functional Axes of the Femur", Journal of Bone Joint Surgery, 69A(6): 873.
8. Anatomie. Flammarion, 4, rue Casimir Delavigne, 75006 Paris, 1998
- 9 .http://www.ulpmmed.ustrasbg.fr/medecine/enseignements_ formations/enseignements_ diplomes/cursus_diplome_docteur_en_medecine/1er_cycle/pcem_1/pdf/ours_Pr_MARK_realisation_forme_corps.pdf (accès août 2012)
- 10 . Park JB. Biomaterials: An introduction, Plenum, NY 1979
11. Piekarski, dans SC Cowin, Mechanical properties of Bone, AMD 1981
- 12 . Ashman RB, Corin JD, Turner CH. Elastic properties of cancellous bone : measurement by an ultrasonic technique. J Biomech 1987,20:979-986.
13. Davarpanah M, Szmukler-Moncler S, Khoury pm, Jakubowicz-kohen b, Martinez h. Manuel d'Implantologie clinique 2nd Edition, 2008, Editions CdP, Paris, 539 pages.
14. Guy Princ, Thierry Piral, Chirurgie osseuse préimplantaire, MEMENTO 2008,121 pages, Ludivine Clément, L'aménagement des défauts osseux des sites implantaires à l'aide de « PUROS », Thèse Odontologie, Nancy 2011.
15. J. And Grabowski, S.R., Principes D'anatomie Et De Physiologie. 3ème Edition Ed. 2001: De Boeck Université.
- 16 . Grabowski, T. Principes d'anatomie et de physiologie Quebec DeBoëck Université; 1994.].

- 17 . Larousse médical. Larousse, 2002
- 18 .[CANA]. Ostéoporose. www.canal-u.education.fr. [Dernier Accès:Fevrier 2006]
- 19 .L'ostéoporose et son traitement chirurgical. www.osteoporosis-surgery.com/osteo_main.htm. [Dernier Accès:Fevrier 2006]
- 20 .Yamada H. (1970), Strength of biological materials, Ed. The Williams and Wilkins Company Baltimore: 19-49.
- 21 . Woo S.L.Y. and Levine R.E. (1988), Handbook of biomaterial properties – chapter: ligament, tendon and fascia. Edited by J Black and G Hastings, Ed. Chapman and Hall: 59-65. , ::; Crandall J. (1994), The preservation of human surrogates for biomechanical studies. PhD thesis of the University of Virginia, 59-101.
22. Viano D.C. (1986), Biomechanics of Bone and Tissue: A review of material properties and failure characteristics, SAE
- 23 . Pithioux M. (1997), Analyse de lois de comportement des os sous sollicitations dynamiques. DEA de Mécanique des solides, Université d'Aix Marseille II.
24. Piekarski K. (1973), Analysis of bone as a composite material. Int. Journal Engineering Sciences, 11: 557-565
- 25 . Burstein A.H., Zika J.M. and Heiple, K.G. (1975), Contribution to the elastic-plastic properties of bone. Journal of Bone and Joint Surgery, 57(7): 956-961
- 26 . Gottesman T. and Hashin Z. (1980), Analysis of viscoelastic behaviour of bones on the basis of microstructure. Journal of Biomechanics, 13: 89-96
- 27 . Cezayirlioglu H., Bahniuk E., Davy D.T. and Heiple K.G. (1985), Anisotropic yield behaviour of bone under combined axial force and torque. Journal of Biomechanics, 18(1): 61-69., 1985
- 28 . Pithioux M. (2000), Lois de comportement et modèles de rupture des os longs. Thèse en Mécanique des solides et présentée à l'université d'Aix Marseille II
- 29 . Schaffler M.B. and Burr D.B. (1988), Stiffness of compact bone. Journal of Biomechanics, 21:13. et al (1988
- 30 .Zioupos P., Wang X.T. and Currey J.D. (1996a), The accumulation of fatigue microdamage in human cortical bone of two ages in vitro. Clinical Biomechanics, 11 (7): 365-375.
- 31 . Jepsen K.J. and Davy D.T. (1997), Comparison of damage accumulation measures in human cortical bone. Journal of Biomechanics, 30(9): 891-894.
- 32 . Kotha, S.P. and Guzelsu, N. (2003), Tensile damage and its effects on cortical bone. Journal of Biomechanics, 36: 1683-1689

- 33 . McElhaney J.H. (1966), Dynamic response of bone and muscle tissue. *Journal of Applied Physiology*, 21(4): 1231-1236
- 34 .Carter D.R. and Hayes W.C. (1977), The compressive behaviour of bone as a two-phase porous structure. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 59(7): 954-962.
- 35 .Beck T.J., Ruff C.B., Shaffer R.A., Betsinger K., Trone D.W. and Brodine S.K. (2000), Stress fracture in military recruits: gender differences in muscle and bone susceptibility factors. *Bone*, 27(3): 437-444. et al, 2000
- 38 . Comtet JJ, 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.
- 39 .Morgan E.F. and Keaveny T.M. (2001), Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. *Journal of Biomechanics*, 34(10): 569-577.
- 40.Burstein AH, Reilly DT, Frankel VH. Failure characteristics of bone and bone tissue. Kenedi RM ed. *Perspectives in biomedical engineering* London: The MacMillan press, 1973; 131-134
41. Radin A. Rose RM, Blaha JD, Litsck AS. *Practical biomechanics for the orthopaedic surgeon*. New York: Churchill Livingstonn, 1992
42. HARKESS J. W. : *Arthroplasty of hip in Campbell's Operative Orthopaedics*. Mosby Year Book, St Louis, 8th edition, 1992, Vol. 1, 445-626.
- 43 .Binnig G., Quate C. F., Gerber Ch. (1986). Atomic force microscope. *Phys. Rev. Lett.*, 56 :930-933.
- 44 . Muster D, Vouillot JL, Dubruille JH.: «Biomatériaux, biomatériels et bio-ingénierie en chirurgie orale et maxillo-faciale » (I et II). *Encycl Méd Chir Stomatologie/Odontologie*, Elsevier, Paris 1999, 22-014-F-10 et 22-014-F-14.
- 45 . Ministère de la Recherche, "Biomatériaux et suppléance fonctionnelle". *Les technologies pour la santé*, (2005].
- 46 . BAQUEY Charles. *Les biomatériaux : des matériaux doublement exigeants*. URL: <http://www.inserm.fr/> consulté le 11-05-2012.].
- 47 .Li B.Y., Rong L.J., Li Y.Y., et Gjunter V.E., Synthesis of porous Ni-Ti shape-memory alloys by self-propagating high-temperature synthesis: reaction mechanism ans anisotropy in pore structure. *Acta. mater.* 48 (2000) pp. 3895-3904.
- 48 . Breme H.J. et Helsen J.A., *Selection of Materials. Metals as Biomaterials*, éd. J. Wiley ons (1998) pp.1-35.

49. Puleo D.A., et Nanci A. Understanding and controlling the bone-implant interface. *Biomaterials* 20 (1999) pp. 2311-2321
50. Schmidt R., Comportement des matériaux dans les milieux biologiques. *Traité des matériaux*, Presses Polytechniques et Universitaires Romandes 7 (1999)
51. Breme H.J. et Helsen J.A., Selection of Materials. *Metals as Biomaterials*, éd. J. Wiley sons (1998) pp.1-35
52. http://pagesperso/orange.fr/olivier.albenge/page_site/Site_mat/biomat/bio_elaboration.htm consulté le 10-05-2012.
53. Schmidt R., Comportement des matériaux dans les milieux biologiques. *Traité des matériaux*, Presses Polytechniques et Universitaires Romandes 7 (1999).
54. VAN HILLE W. : Etude à plus de 7 ans d'une série consécutive de 118 arthroplasties totales de hanche cimentées du système modulaire S.K.H. - S.K.S. Analyse clinique, radiographique et survie actuarielle. Thèse pour le diplôme de docteur en médecine, 1999
55. Breme H.J. et Helsen J.A., Selection of Materials. *Metals as Biomaterials*, éd. J. Wiley sons (1998) pp.1-35.
56. Schönert K., Size reduction (Fundamentals), Chap. 1, *Ullmann's Encyclopedia of industrial Chemistry*, v1. B2, 1988.
57. Hildebrand H.F., et Hornez J.C., Biological Response and Biocompatibility. *Metals as Biomaterials*, éd. Wiley and Sons (1998) pp. 265-290.]
58. Passuti N., Gouin F., Delecrin J., Daculsi G., Tiges centromédullaires fémorales sans ciment in *Conception des prothèses articulaires. Biomécanique et biomatériaux. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expansion scientifique française*, 1993, 44, 31-38.
59. Blanquaert D., Les céramiques et céramo-métalliques in *Biomécanique orthopédique*, p. 82-93. Masson, 1987
60. Lerouge S., Huk O., Yahia L'H., Witvoet J., Sedel L., Ceramic-ceramic and metal-polyethylene total hip replacements. Comparison of pseudomembranes after loosening. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1997, Vol. 79-B, N° 1, 135-139.
61. Tooms R. E, Harkess J. W., Arthroplasty. Introduction and overview in *Campbell's Operative Orthopaedics*. Mosby Year Book, St Louis, 8th edition, 1992, Vol. 1, 371-387.
62. Lu J., la formation osseuse lors de l'implantation de biocéramiques poreuses. Thèse de doctorat en sciences médicales (chirurgie) Univ. Paris (1997)],
63. Lu J., la formation osseuse lors de l'implantation de biocéramiques poreuses. Thèse de doctorat en sciences médicales 4

- 64 . Landolt D., Traité des matériaux. Corrosion et chimie de surface (1997).
- 65 . Piconi, G. Maccauro, J. Biomater 20, 1-25 (1999).
- 66 . <http://www.edimark.fr/Front/frontpost/getfiles/9221.pdf>.
- 67 . Mokaddem A, Boutaous A. Structures et Propriétés des Biomatériaux, cours en ligne, USTO-MB 2014 / 2015.
- 68 . EUREKA E !3033- Bionanocomposite (2007-2008) - Coordinateur, E. Palcevski, Université de Riga - Hydroxyapatite nanocomposite ceramics new implant material for bone substitute ..
- 69 . Verrier S, Blaker JJ, Maquet V, Hench LL, Boccaccini AR. PDLLA/Bioglass® composites for soft-tissue and hard-tissue engineering: an in vitro cell biology assessment. Biomaterials 2004, 25:3013-3021.
- 70 .<http://www.frm.org>. PASSUTI Norbert. Les biomatériaux. Fondation pour la recherche médicale. URL consulté le 07-05-2012
- 71 . Verrier S, Blaker JJ, Maquet V, Hench LL, Boccaccini AR. PDLLA/Bioglass® composites for soft-tissue and hard-tissue engineering: an in vitro cell biology assessment. Biomaterials 2004, 25:3013-3021.
- 72 . www.nrc-cnrc.gc.ca/fra/projets/imi/innovation. Consulté le 15-05-2012.
- 73 . Techniques de l'ingénieur, Traité Matériaux non métalliques - A2010 et A 2011
« Céramiques à usages mécaniques et thermomécaniques » Jean Denape Paris, 1996.
- 74 . J.-M. Poujade, C. Zerbib, D. Serre. Céramiques dentaires. EMC-Dentisterie. 1(2004), 101–117.
- 75 . <http://thedentalist.fr/la-revolution-ceramique/>
- 76 . Étude expérimentale d'optimisation de procédés de modifications de surface de l'acier inoxydable 316 pour application aux dispositifs endovasculaires. Thèse présentée par Marie Haïdopoulos, (2005).
- 77 . <http://www.Cite-sciences.fr/Biomatériaux>. URL consulté le 06-05-2012.
- 78 . Wolff, J. Das Gesetz der Transformation der Knochen. Berlin; 1892.
- 79 . R.F. Cook, G.M. Pharr, Journal of American Ceramic Society, 73 (1990) 787.
- 80 . Dr. Ghomari Fouad, Science Des Matériaux De Construction, Université Aboubekr Belkaid.

- 81 : Deux numéros de la revue Stratégie Prothétique consacrés aux systèmes céramiques à base de zircone : vol3 n°5 en 2003 et vol4 n°1 en 2004
- 82 : St. Naray Szabo, Z. Kristallogr, (1930), 75, 38.
- 83 : Pilliar RM, Vowles R, Williams DF : Fracture toughness testing of biomaterials using a mini-short rod specimen design. J Biomed Mater Res 1982 ; 21 : 145-54
- 84 : Soltész U : The influence of loading conditions on the lifetimes in fatigue testing of bone cements. J Mater Sci, Mater Med 1994 ; 5 : 654-6
- 85 : Rimnac CM, Wright TM, McGill DL : The effect of centrifugation on the fracture properties of acrylic bone cements. J Bone Joint Surg 1986 ; 68-A : 281-7.
- 86 : <http://www.frm.org>. PASSUTI Norbert. Les biomatériaux. Fondation pour la recherche médicale. URL consulté le 07-05-2012
- 87 : BAQUEY Charles. Les biomatériaux : des matériaux doublement exigeants. URL: <http://www.inserm.fr/> consulté le 11-05-2012.
- 88 : [Http://ori-oai.u-bordeaux1.fr/pdf/2013/FAUDEMÉR_GONZAGUE_2013.pdf](http://ori-oai.u-bordeaux1.fr/pdf/2013/FAUDEMÉR_GONZAGUE_2013.pdf).
- 89 : HARKESS J. W. : Arthroplasty of hip in Campbell's Operative Orthopaedics. Mosby Year Book, St Louis, 8th edition, 1992, Vol. 1, 445-626.
- 90 : SPECHT R. : Bone cements : history and general properties. Actualités en biomatériaux. Romillat, Paris, 1996. Vol. 3, 219-226
- 91 : HUISKES R. : Some fundamental aspects of human joint replacement. Analyses of stresses and heat conduction in bone-prosthesis structures. Acta Orthopaedica Scandinavica, Supplément n° 185, 1980.
- 92 : Hernigou P., Langlais F., Streicher R. M., Argenson, Lazennec J. Y., LE Bret F., Blanquaert M., RAUX C., RIVOIRE M. : Que faut-il savoir aujourd'hui sur le ciment en chirurgie orthopédique ? Maîtrise Orthopédique, Colloque, 1994, 20-23.
- 93 : MERCKX D. : Les ciments orthopédiques in Conception des prothèses articulaires. Biomécanique et biomatériaux. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expansion scientifique française, 1993, 44, 67-76.
- 94 : LEVAI J. P., BOISGARD S. : Techniques pour optimiser les propriétés du ciment chirurgical. Actualités en biomatériaux. Romillat, Paris, 1996. Vol. 3, 199-209.
- 95 : BENJAMIN J. B., GIE G. A., LEE A. J. C., LING R. S. M., VILZ R. Z. : Cementing technique and the effects of bleeding. The Journal of Bone and Joint Surgery, 1987, Vol. 69-B, N° 4, 620-624

- 96 : HAVERLIN L. I., ESPEHAUG B., VOLLSET S. E., ENGESAETER L. B. : The effect of the type of cement on early revision of Charnley total hip prostheses. A review of eight thousand five hundred and seventy-nine primary arthroplasties from the Norwegian arthroplasty register. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1995, Vol. 77-A, N° 10, 1543-1550.
- 97 ; HERBERTS P., MALCHAU H. : How outcome studies have changed total hiparthroplasty practices in Sweden. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1997, Number 344, 44-60.
- 98 : VAN HILLE W. : Etude à plus de 7 ans d'une série consécutive de 118 arthroplasties totales de hanche cimentées du système modulaire S.K.H. - S.K.S. Analyse clinique, radiographique et survie actuarielle. Thèse pour le diplôme de docteur en médecine, 1999.
- 99 : KRAUSE W. R., MILLER J., NG P. : The viscosity of acrylic bone cements. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1982, Vol. 16, 219-243.
- 100 : BHAMBRI S. K., GILBERTSON L. N. : Micro mechanisms of fatigue crack initiation and propagation in bone cements. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1995, Vol. 29, 233-237.
- 101 : PERNOD P., HERNIGOU P. : Aspect morphologique de la porosité du ciment. *Actualités en biomatériaux*. Romillat, Paris, 1996. Vol. 3, 235-240.
- 102 : HERNIGOU P. : Le polyméthacrylate de méthyle : support de principes actifs en cancérologie. *Dialogue en orthopédie*, 1994, N° 3, 1-3
- 103 : LING R. S. M., LEE J. C. : Porosity reduction in acrylic cement is clinically irrelevant. *Clinical Orthopedics*, 1998, 355, 249-253.
- 104 : SAHA S., PAL S. : Mechanical properties of bone cement. A review. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1984, Vol. 18, 435-462.
- 105: WILLERT H. G., MUELLER K., SEMLITSCH M. : The morphology of polymethylmethacrylate (PMMA) bone cement. Surface structures and causes of their origin. *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery*, 1979, 94, 265-292
- 106 : Braden M. "The absorption of water by acrylic resins and other materials". *Jornal of Prosthet Dent*.1964;14:307-316.
- 107 : Jaffee W. L., Rose R. M., Radin E. L. : On the stability of the mechanical properties of self-curing acrylic bone cement. *The Journal of Bone and Joint Surgery [Am]*, 1974, Vol. 56, 1711-1714
- 108 : HAILEY J. L., TURNER I. G., MILES A. W., PRICE G. : The effect of post-curing chemical changes on the medical properties of acrylic bone cement. *Journal of Materials Science : Materials in Medicine*, 1994, 5, 617-621.

- 109 : BERGER R. A., JACOBS J. J., QUIGLEY L. R., ROSENBERG A. G., GALANTE J. O.: Primary cementless acetabular reconstruction in patients younger than 50 years old. 7- to 11- Year Results. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1997, Number 344, 216-225.
- 110 :LEWIS G. : Properties of acrylic bone cement. State of the art review. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1997, Vol. 38, Fasc. 2, 155-182.
- 111 :Suchanek W., Yoshimura M., Processing and properties of hydroxyapatite-based biomaterials for use as hard tissue replacement implants. *Journal of Materials Research*, 1998, Vol. 13, N° 1, 94-117.
112. Inglis. " Stresses in a plate due to the presence of cracks and sharp corners". *Trans. Inst. Naval Archit.*, 55:219, 1913
- 113 .K. B. Broberg. *Cracks and Fracture*. Academic Press, 1999
- 114 -englis. Stresses in a plate due to the presence of cracks and sharp corners. *Trans.Inst. Naval Archit.*, 55:219, 1913
- 115 - A. A. Griffith. The phenomena of rupture and flow in solids. *Philosophical Transaction of the Royal Society of London*, A221:163, 1920.
- 116 - A. A. Griffith and J. Waltamn Jr. The theory of rupture. In C. B. Biezeno and J. M. Burgers, editors, *Proc. First Internat. Congr . Appl. Mech.*, page 55, 1924.
- 117 -W. Weibull. A statistical theory of the strength of the materials. *Proc. Roy.Swed. Inst. Eng. Res.*, page 151, 1939
- 118 -E. Orowan. Energy criteria of fracture. In *Energy criteria of Fracture*, volume 34, page 157, 1955.
- 119 -K. B. Broberg. *Cracks and Fracture*. Academic Press, 1999., G. R. Irwin. *Fracture*. In *Handbuch der Physik*, 6, page 551. Berlin: Springer-Verlag, 1958
- 120 Kachanovl. M. (1958). "Time of the Rupture Process under Creep Conditions, *Bull*". *SSR Acad. Sci., Division of Technical Sciences*, 8, pp. 26-31.
- 121 Lemaitre, J. and Chaboche J. L. (1990). " Mechanics of solid materials", Cambridge University Press, Cambridge
- 122 Pijaudier-Cabot, G. et Bazant, Z. P. (1987). "Non-local damage theory", *Jrn. of Eng. Mech.* vol. 113, n° 10, p. 1512-1533.
- 123 A.A. Griffith, (1921). "The phenomena of rupture and flow in solids". *Philosophical Transactions of the Royal Society of London* A221, 163-198.
- 124 Dugdale, D. (1960). "Yielding of steel sheets containing slits". *J. Mech. Phys. Solids*, 8, 100 – 104. 3, 69, 70.
- 125 Irwin G.R. (1957). "Analysis of the Stresses and Strains near the End of Crack Traversing a Plate". *ASME J. Appl. Mech.*, 24, pp. 361-364., Williams M. L. (1957). "On the Stress Distribution at the Base of a Stationary Crack". *Journal of Applied Mechanics*;24: 109
- 126 . A.A. Griffith, (1921). "The phenomena of rupture and flow in solids". *Philosophical Transactions of the Royal Society of London* A221, 163-198.

- 127 Eshelby, J.D. (1974). "Calculation of energy release rate. In: Prospect of Fracture Mechanics", pp.69–84, Nordhoff, UK..
- 128 Rice, J.R. (1968). "Path-independent integral and the approximate analysis of strain concentration by notches and cracks". *Journal of Applied Mechanics, Transactions ASME*, 35 (2), 379–386.
- 129 Möes N, Belytschko T. (2002). "Extended finite element method for cohesive crack growth". *Eng Fract Mech*; 69:813–33.
- 130 Swenson D., Ingraffea A. (1988). "Modeling mixed-mode dynamic crack propagation using finite elements: theory and applications". *Computational Mechanics* vol. 3, p. 381-397.
- 131 S.R. Beissel, G.R. Johnson, and C.H. Popelar. (1998)." An element-failure algorithm for dynamic crack propagation in general directions". *Engng Fract. Mech.*, 61(3-4):407- 425
- 132 -H Song, H. Wang, and T. Belytschko. (2008). "A comparative study on finite element methods for dynamic fracture". *Comput Mech*, 42(2):239-250.
- 133 Belytschko, T., Krongauz, Y., Organ, D., Fleming, M., and Krysl, P. (1996). "Meshless methods: an overview and recent developments". *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 139:3–47
- 134 Fleming M, Chu YA, Moran B, Belytschko T. (1997). "Enriched element-free Galerkin methods for crack tip fields". *Int J Numer Meth Eng*; 40(8):1483–504
- 135 T. Belytschko, Y.Y. Lu, L. GU. (1994). "Element-free Galerkin methods", *Inter. J. Numer. Meth. Engrg.* 37- 229-256
- 136 Melenk JM, Babuska I. (1999). "The partition of unity finite element method: basic theory and applications". *Comput Meth Appl Mech Eng*; 139:289–314
- 137 Dolbow J. (1999) "An extended finite element method with discontinuous enrichment for applied mechanics". PhD thesis, Northwestern University.
- 138 Aliabadi, M. H. (1997). "Boundary element formulations in fracture mechanics". *Applied Mechanics Review*, vol. 50, n" 2, p. 83-96
- 139 Benbarek S, Bachir Bouiadjra B, Achour T, Belhouari M, Serier B (2007) Finite element analysis of the behaviour of crack emanating from microvoid in cement of reconstructed acetabulum. *Mater Sci Eng* 457:385–391.
- 140 Flitti A, Ouinas D, Bachir Bouiadjra B, Benderdouche N (2010) Effect of the crack position in the cement mantle on the fracture behavior of the total hip prosthesis. *J Comput Mater Sci*49:598–602.
- 141 Murphy BP, Prendergast PJ (2001) The relationship between stress, porosity, and nonlinear damage accumulation in acrylic bone cement. *J Biomed Mater Res* 59:646–654.
- 142 Ingraffea AR (1979) The strength ratio effect in the fracture of rock structure. In: *Proceedings 20th U.S. symposium on rock Mechanics*, University of Texas at Austin, pp 153–162.
- 143 Kemeny JA, Cook NGW (1991) Micromechanics of deformation in rocks. In: Shah SP (ed) *Toughening mechanics in quasi-brittle materials*. Kluwer Academic, The Netherlands, pp 155–188.
- 144 Dyskin AV, Germanovich LN, Lee K, Ring LM, Ingreafeea AR (1994) Modeling crack propagation in compression. In: Nelson PP, Laubach, SE (eds.) *Rock Mechanics: Models*

- and measurements. Challengers from Industry. Proc. Ist North American Rock Mechanics Symposium. Austin. Balkema. Rotterdam, pp 451–460.*
- 145 K.A. Mann, S. Gupta, A. Race, M.A. Miller, R.J. Cleary and D.C. Ayers, Cement microcracks in thin-mantle regions after *in vitro* fatigue loading, J Arthroplasty 19 (2004), 605–612.
- 146 - G. Lewis, Properties of acrylic bone cement: State of the art review, J Biomed Mater Res 38 (1997), 155–182
- 147 P.E. Sinnott-Jones, M. Brown, X. Ludwig and J.Y. Buffiere, Microtomography assessment of failure in acrylic bone cement, Biomaterials 33(26) (2005), 6460–6466.
- 148 M.M Bouzian et al “Analysis of the behaviour of cracks emanating from bone inclusion and ordinary cracks in the cement mantle of total hip prosthesis” J Braz. Soc. Mech. Sci. Eng.(2014) DOI 10.1007/s40430-014-0143-1
- 149 Ries MD, Young E, Al-Marashi L, Goldstein P, Hetherington A, Petrie T, Pruitt L (2006) In vivo behavior of acrylic bone cement in total hip arthroplasty. Biomaterials, pp 256–261.
- 150 Hunga, J.P., Chenb, J.H., Chianga, H.L. & Shih, J. S. 2004 Computer simulation on fatigue behavior of cemented hip prostheses: a physiological model. Computer Methods and Programs in Biomedicine. 76, 103-113
- 151 A. Flitti, D. Ouinas, M. Sahnoun, Effet de la longueur du col sur le comportement mécanique D'une tige de prothèse totale de hanche, en: 2^e Congrès Algérien de Mécanique organisé du 16 au 19 Novembre 2009, à Biskra, CAM, 2009.
- 152 T.Achour et al “Finite element analysis of interfacial crack behavior in cemented total hip arthroplasty” Computational Materials Science 47 (2010) 672–677.
- 153 Smaïl Benbarek et al “Numerical analysis of the crack growth path in the cement mantle of the reconstructed acetabulum” Materials Science and Engineering C 33 (2013) 543–549
- 154 <http://imedecin.com/Articulations-du-membre-inferieur/anatomie-de-l-articulation-coxo-femorale.html>
- 155 RAUBER A. Elasticitat und Festigkeit der Knochen. Leipzig: W. Engelmann, 1876
BONFIELD Wand LIC J-I. Anisotropy of nonelastic flow in bone. JappiPhys 1967; 38: 2450-2455.
- 156 COMTET JJ, ROZIER T, VASSAI R, ARENE JM, FJSCHER L. Recherches expérimentales sur la résistance de la diaphyse des os longs chez l'homme. Rev Chir Orthop 1967; 53:3-21
- 157 Konrich G. Etude du comportement biomécanique du tissu osseux compact des os longs chez l'homme. 1964 ;[thèse médecine] Montpellier.
- 158 Burstein AH., Reilly DT., Frankel VH., Failure characteristics of bone and bone tissue. Kenedi RM ed. Perspectives in biomedical engineering London: The MacMillan

press, 1973; 131-134

- 159 Rho, J. Y., Tsui T. Y., and Pharr G. M., Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. *Biomaterials*, 1997. 18(20): p.1325-30.
- 160 HARKESS J. W.: Arthroplasty of hip in *Campbell's Operative Orthopaedics*. Mosby Year Book, St Louis, 8th edition, 1992, Vol. 1, 445-626.
- 161 *Biomécanique et biomatériaux* : Didier Geiger et tout le laboratoire de biomécanique et biomatériaux ostéo-articulaires. Université Paris XII, Université Paris 7, C.N.R.S. France
- 162 Health Pages.org. "A Patient's Guide to Total Hip Replacement Surgery". <http://www.healthpages.org/AHP/LIBRARY/HLTHTOP/THR/INDEX.HTM>. (Page consulté le 27 février 2004).
- 163 Park, J. B. "Hip Joint Prosthesis Fixation: Problems and Possible Solutions". Dans: *Biomaterials - Principles and applications*, J. B. Park & J. D. Bronzino (Eds.). CRC Press, 2003. P. 219-239.
- 164 Stone, M. H., Wilkinson, R., & Stother, I. G. "Some factors affecting the strength of the cement-metal interface". *J Bone Joint Surg Br*. Vol. 71, n° 2, 1989. P. 217-221.
- 165 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.
- 166 Frankel et Burstein "the neutral axis of the bone, tilted 60°, and transverse (T)", *Orthopaedic Biomechanics*, 1970.
- 167 Bergman G et al : 'hip contact forces and gait patterns from routine activities', *Journal of Biomechanics*, 2001, Vol 34, page 859-871