

N° d'ordre :

**RÉPUBLIQUE ALGÉRIENNE DÉMOCRATIQUE ET POPULAIRE**  
**MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE**  
**SCIENTIFIQUE**  
**UNIVERSITÉ FERHAT ABBAS DE SÉTIF 1**



**Institut d'Optique et de Mécanique de Précision**

**THÈSE DE DOCTORAT EN SCIENCE**

Par

**Ihaddadene Razika**

**THEME**

---

**Comportement à l'usure des matériaux biomédicaux :  
Application aux prothèses**

---

Membres du jury:

<b>Président:</b>	<b>Prof. Zegadi Rabah</b>	<b>Université de Sétif</b>
<b>Rapporteur :</b>	<b>Prof. Bouzid Said</b>	<b>Université de Sétif</b>
<b>Co-encadreur :</b>	<b>Dr. Affatato Saverio</b>	<b>I.O.R Bologne Italie</b>
<b>Examineur :</b>	<b>Prof. Mazouz Hamoudi</b>	<b>Université de Batna</b>
<b>Examineur :</b>	<b>Dr. Smata Lakhdar</b>	<b>Université de Sétif</b>
<b>Examineur :</b>	<b>Prof. Bouzid Abderazek</b>	<b>Université de BBA</b>

**Année Universitaire 2013-2014**

**RÉPUBLIQUE ALGÉRIENNE DÉMOCRATIQUE ET POPULAIRE**  
**MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE**  
**SCIENTIFIQUE**  
**UNIVERSITÉ FERHAT ABBAS DE SÉTIF 1**



**Institut d'Optique et de Mécanique de Précision**

**THÈSE DE DOCTORAT EN SCIENCE**

Par

**Ihaddadene Razika**

**THEME**

---

**Comportement à l'usure des matériaux biomédicaux :**  
**Application aux prothèses**

---

Membres du jury:

<b>Président:</b>	<b>Prof. Zegadi Rabah</b>	<b>Université de Sétif</b>
<b>Rapporteur :</b>	<b>Prof. Bouzid Said</b>	<b>Université de Sétif</b>
<b>Co-encadreur :</b>	<b>Dr. Affatato Saverio</b>	<b>I.O.R Bologne Italie</b>
<b>Examineur :</b>	<b>Prof. Mazouz Hamoudi</b>	<b>Université de Batna</b>
<b>Examineur :</b>	<b>Dr. Smata Lakhdar</b>	<b>Université de Sétif</b>
<b>Examineur :</b>	<b>Prof. Bouzid Abderazek</b>	<b>Université de BBA</b>

**Année Universitaire 2013-2014**

## ***Remerciements***

Louange à **ALLAh**, Seigneur de l'univers, pour m'avoir donné la force, le courage et la patience d'accomplir cette tâche.

**M**es remerciements s'adresse à mon encadreur le Pr. Bouzid Said pour la confiance qu'il m'a témoigné et la liberté d'approche qu'il m'a permis lors de cette étude, elles ont été des moteurs indispensables de ce travail. Qu'il trouve ici ma très profonde gratitude.

Le présent travail a été réalisé au sein du Laboratoire des Technologies Médicales à l'Institut Orthopédique de Rizzoli (IOR) dans l'Equipe tribologie dont Dr. Saverio Affatato est responsable. C'est sous sa co-direction que ce travail est conduit, je tiens à le remercier très vivement pour la chance qu'il m'a donné pour réaliser ces travaux et les mener à bien.

**E**galement, pour sa participation constante, son aide permanente et sa grande contribution technique enrichissante dans l'étude effectuée.

Les résultats présentés dans ce manuscrit n'auraient pas pu être obtenus sans l'aide de nombreuses personnes présentes au sein des différents laboratoires. Tout d'abord, je suis extrêmement reconnaissante envers les ingénieurs de l'équipe tribologie de l'IOR : Mara Zavalloni et Walter Leardini pour les documents fournis, leurs aides et leurs efforts méritoires qu'ils ont déployés pour mener et suivre la partie expérimentale. J'exprime aussi toute ma reconnaissance à Fabricio Tartini Ingénieur de recherche au département de métallurgie de l'Université de Bologne, pour sa gentillesse et ses compétences concernant l'analyse par SEM.

**R**emerciements et profonde gratitude s'adressent aux membres du jury qui ont bien voulu accepter de juger mon travail, et tout particulièrement aux rapporteurs : Pr. Bouzid Abderazek, Dr. Smata Lakhdar et Pr. Mazouz Hamoudi, ainsi qu'au Pr. Zegadi Rabah, le Président du jury.

**C**'est avec chaleur et sincérité que je remercie vivement celle à qui je dois l'essentiel, ma sœur Nabila, pour son soutien continu et ses sacrifices, ses encouragements incessants. Qu'elle veuille trouver dans ce modeste travail, l'expression de ma très grande affection et de mes infinies reconnaissances. Je te souhaite tout le succès et le bonheur du monde. Bien sur un énorme merci à tous les membres de ma famille pour la confiance et l'intérêt qu'ils ont accordé à mes études et à ma réussite. A ma tante Nouara et à la mémoire de son Mari Dda Said, qu'ils reçoivent ici mes sincères remerciements et l'expression de tout mon respect.

Un remerciement particulier à l'ex-recteur de l'Université de M'sila Pr. Barhoumi Slimane pour l'aide et l'intérêt qu'il a bien voulu accorder à la recherche scientifique.

**I**l me serait impossible de ne pas adresser mes remerciements et mes reconnaissances aux ; Recteur de l'Université de M'sila «Pr. ABBAUOI Lyazid » , vice recteur chargé de les relations extérieures, la coopération, l'animation, la communication et les manifestations scientifiques Pr. MEZRAG Lahcène, vice recteur chargé de la formation supérieure du premier et deuxième cycles Pr. Ouali Dehimi, Vice recteur chargé du développement, de la prospective et de l'orientation Dr. RAHMOUNI Zinelabidine , Vice recteur chargé de de la Formation Supérieure de Troisième Cycle, l'Habilitation Universitaire, la Recherche Scientifiques et la Formation Supérieure de Post-Graduation Dr. DEBBI Ali et a Mr. BENJAIMA Tayeb. Je suis grandement sensible à leurs gestes et gentilleses.

*Razika*

---

# *Sommaire*

---

# Sommaire

*Remerciement*

*Introduction générale*

## *Chapitre I : L'articulation de hanche et sa prothèse*

<b><u>Partie 1: Biomécanique de la hanche</u></b>	<b>1</b>
I.1.1 Anatomie de la hanche	1
I.1.2 Mouvements et modélisation mécanique de la hanche	3
I.1.3 Forces et contraintes développées dans l'articulation de la hanche	5
I.1.4 Maladies de l'articulation de la hanche	6
I.1.4.1 L'ostéoarthrite	6
I.1.4.2 L'arthrite rhumatoïde	6
I.1.4.3 Le spondylose rhizomélique	6
I.1.4.4 La Nécrose vasculaire	6
<b><u>Partie 2: Les prothèses totales de hanche</u></b>	<b>8</b>
I.2.1 Historique et chiffres clefs	8
I.2.2 Prothèse de hanche (PTH)	11
I.2.3 Fonction de la PTH	12
I.2.4 Fixation la PTH	14
I.2.5 Forces et contraintes développées dans une PTH	15
<b><u>Partie 3: Les biomatériaux des prothèses totales de hanche</u></b>	<b>20</b>
I.3.1 Critères du choix d'un biomatériau de PTH	20
I.3.2. Les biomatériaux métalliques	21
I.3.2.1 Acier inoxydable	21
I.3.2.2 Les alliages à base du Cobalt	22
I.3.2.3 L'alliage de titane	24
I.3.2.4 La corrosion	24
I.3.3 Les Polymères	25
I.3.4 Les céramiques	26
Conclusion	29

## ***Chapitre II : L'usure du couple Métal/Métal dans les prothèses totales de hanche***

II.1 Estimation de l'usure des couples Métal/Métal dans les PTHs	30
II.2 Tribologie du couple Métal/Métal	32
II.2.1 La métallurgie	32
II.2.2 La géométrie	35
II.2.3 La lubrification	37
II.2.4 Le régime et la cinétique de chargement	39
II.3 Simulateurs de hanche	40
II.3.1 Simulateur Munich I	41
II.3.2 Simulateur Mk I(Leeds)	41
II.3.3 Simulateur Mk II	42
II.3.4 Simulateur Leeds ProSim	43
II.3.5 Simulateur UHT2 (Helsinki University of Technology )	44
II.3.6 Simulateur HUT3	45
II.3.7 Simulateur MTS (Systeme MTS-Corp, Mineapolis MN)	46
II.3.8 Simulateur L'E-SIM	47
II.3.9 Simulateur de l'entreprise Endolab	48
IV.4 Les méthodes de mesure d'usure des PTHs	50
IV.4.1 Méthode gravimétrique	51
IV.4.2 Analyse des débris d'usure	51
IV.4.3 L'analyse qualitative	53
Conclusion	54

## ***Chapitre III : Matériels et méthodes***

III.1 Couples Métal/Métal testés	55
III.2. Simulateur de hanche	56
III.2.1. Description du simulateur de hanche	56
III.2.2. Lubrification du simulateur de hanche	57
III.2.3. Procédure expérimentale	58
III.3. Méthodes de caractérisations des prothèses testées	58
III.3.1. Analyse gravimétrique	58
III.3.2. Rugosimétrie	59
III.3.2.1. Description du rugosimètre	59
III.3.2.2. Principe de base	60
III.3.2.3. Paramètres utiles	61
III.3.2.3.1 Rugosité moyenne Ra	61
III.3.2.3.2 Hauteur maximale de saillie Rp	61
III.3.2.3.3 Profondeur maximale de creux Rv	62
III.3.2.3.4 Hauteur individuelle du profil Rzi	62

III.3.2.3.5 Hauteur maximale du profil Rz	62
III.3.2.3.6 Rugosité totale Rt	63
III.3.2.3.7 Rugosité moyenne efficace Rq	63
III.3.2.3.8 Skewness Rsk	63
III.3.2.3.9 Steepness/ Curtosis Rku	64
III.3.2.3.10 Largeur moyenne des éléments du profil Rsm	64
III.3.2.4. Analyse statistique	65
III.3.3. Microscopie électronique à balayage	65
Conclusion	66

### ***Chapitre IV: Résultats et discussion***

IV.1 Analyse gravimétrique	67
IV.1.1 Evolution de l'usure du couple de 28mm	67
IV.1.2 Evolution de l'usure du couple de 36mm	69
IV.1.3 Evolution de l'usure des couples de 32 mm	70
IV.1.4 Influence du jeu articulaire sur l'usure du couple 32 mm	74
IV.1.5 Comparaison de l'usure des couples 28, 32 et 36 mm	75
IV.2 Analyse de la rugosimétrie	79
IV.2.1 Analyse statistique point/point des résultats de la rugosité	79
IV. 2.1.1. Couples 28 mm	79
IV. 2.1.2. Couples 32 mm	80
IV. 2.1.3. Couples 36 mm	81
IV.2.2 Analyse statistique plan/plan des résultats de la rugosité	81
IV. 2.2.1. Couples 28 mm	81
IV. 2.2.2. Couples 32 mm	82
IV. 2.2.3. Couples 36 mm	82
IV. 2.3. Relation entre la rugosité et la perte de masse	83
IV.3 Analyse microscopique	92
IV.3.1. Analyse des surfaces articulaires	92
IV.3.1.1. Tête de 28 mm	93
IV.3.1.2. Cupule de 28 mm	97
IV.3.1.1. Tête de 36 mm	100
Conclusion	102

***Conclusion générale***

***Annexes***

***Glossaire des termes médicaux***

***Références bibliographiques***

***Webographe***

---

*Introduction  
Générale*

---

## ***Introduction générale***

La science des biomatériaux est relativement jeune, elle se situe à l'interface de domaines aussi vastes que variés, de la médecine (chirurgie, orthopédie, dentisterie, pathologie, radiologie.....) à l'ingénierie (chimique, mécanique, textile.....), en passant par la physique, la biologie, la chimie...etc.

La définition générale des biomatériaux a été donnée à la conférence de chester (« Biomatériaux » en 1986) ; il s'agit des matériaux non vivants utilisés dans un dispositif médical destiné à interagir avec les systèmes biologiques.

La caractérisation d'un matériau en implantologie requiert donc plusieurs expertises avant son implantation (caractérisation des propriétés mécaniques, physico-chimiques), pendant son implantation (suivi *in vivo* par des techniques radiologiques) et après une éventuelle explantation (histopathologie et caractérisation des propriétés mécaniques physico-chimiques résiduelles). La complexité du domaine explique à elle seule la raison pour la quelle le biomatériau idéal n'a pas été encore développé.

Les biomatériaux employés dans la fabrication des prothèses articulaires sont issus d'une technologie avancée, ils doivent répondre à des cahiers de charge tout à fait impitoyable. Ils doivent satisfaire le concept des 3B ; la biocompatibilité, la biofonctionnalité et la biodurabilité afin de garantir au receveur une excellente qualité de vie.

Nous nous intéressons principalement dans cette étude aux matériaux des prothèses totales de hanche. La prothèse de hanche constitue une copie de l'articulation de la hanche, elle est constituée d'une tige métallique insérée dans le fémur (tige fémorale), liée à une tête sphérique (tête fémorale) fabriquée en métal ou en céramique. Cette tête forme une liaison rotule avec la cupule cotyloïdienne en polyéthylène (en polyéthylène à haute masse moléculaire UHMWPE), liée au bassin par le biais d'une pièce (metal-back) vissée dans la cavité acétabulaire.

Son implantation peut être considérée comme une opération routine, actuellement 1 000 000 de remplacements de l'articulation de la hanche s'effectuent chaque année dans le monde entier [TIPP05, ISSA06]. Cette opération est réalisée avec succès depuis plus de 25 ans et grâce aux recherches et technologies modernes d'aujourd'hui les résultats ne cessent de s'améliorer.

Le principal problème à l'heure actuelle limitant la durée de vie des prothèses de hanche est l'usure de la cupule en polyéthylène. Cette usure provient du contact des surfaces articulaires (bille-cupule) qui entraîne un frottement et par la suite une usure de ces surfaces articulaires, produisant ainsi des débris d'usure mal tolérés par l'organisme qui provoquent à plus au moins long terme une nécrose de l'os et un descellement de la tige fémorale. Dans ce cas une nouvelle opération est nécessaire pour le remplacement partiel ou total de la prothèse. Cette nouvelle pose de prothèse induit des chocs traumatologiques plus importants que ceux subis lors de la première opération.

La problématique de l'usure est multifactorielle susceptible d'être influencée par le matériau composant les surfaces articulaires, leur taille (le diamètre), leur rugosité, le régime de lubrification et aussi par les détails de la technique opératoire (la stérilisation).

Il est évident que l'usure produite est fonction du couple de frottement choisie et son bon choix ne se trouve confirmé que si le risque de révision est repoussé à long terme. Donc la nouvelle orientation en matière de matériaux utilisés n'est pas un hasard ou un caprice du marché mais bien une nécessité.

Les efforts de recherche s'orientent vers le développement des matériaux résistants à l'usure et des équipements de simulation de cette usure pour le suivi pré-clinique de ces matériaux.

La minimisation de l'usure et de l'ostéolyse dans l'arthroplastie de la hanche chez les patients âgés et jeunes sont des défis majeurs que lance l'industrie à la recherche.

Pour améliorer les performances de l'usure des surfaces articulaires deux solutions ont été envisagées. La première présente la recherche et le développement du highly crosslinked polyéthylène (PE) pour améliorer sa résistance à l'usure abrasive et adhésive. La deuxième solution compte le développement d'autres couples de frottements basés sur les matériaux alternatifs comme les couples Métal/ Métal et céramique/céramique.

Le couple Métal/Métal présente un alternatif attractif au couple Métal/Polyéthylène, il présente un faible taux d'usure *in vivo* (résultats cliniques) et *in vitro* (sur simulateur de hanche). L'alliage Crome Cobalt Molybdène (Co-Cr-Mo) est le seul matériau utilisé dans la fabrication des prothèses totales de hanche parce qu'il présente une résistance remarquable à l'usure et à la corrosion.

Dans cette étude nous, nous sommes focalisés sur l'alliage Co-Cr-Mo dans le cadre de son utilisation comme biomatériau. Selon l'ASTM (American Society for testing and Materails), cet alliage peut être **cast** (ASTM-F75-92) ou **wrought** (ASTM-F1537-94) selon leurs faible ou forte concentration en carbone. Chaque alliage présente une microstructure et cela peut produire différents mécanismes d'usure et différentes résistances à l'usure.

L'usure du couple de frottement Métal/Métal peut être affectée par plusieurs paramètres tels que ; la métallurgie (la teneur en carbone et la procédure de fabrication), la géométrie (le diamètre de la tête fémorale et le jeu articulaire entre la cupule et la tête (clearance)), le régime de lubrification, le régime de chargement et la rugosité des surfaces articulaires.

Cependant, dans les implants produits par cast, il y a peu d'informations sur l'effet de la concentration du carbone sur les performances d'usure des surfaces articulaires. Dans cette étude on s'intéresse à l'effet combiné de la variation du diamètre de la tête fémorale et de la concentration du carbone sur l'usure de l'alliage Co-Cr cast dans les prothèses de hanche Métal/métal d'une part et de l'effet du jeu articulaire ainsi que celui de la rugosité des surfaces articulaires d'autre part.

Cette thèse s'articule autour de quatre chapitres réparties comme suit :

Le premier chapitre présente une synthèse bibliographique sur l'articulation de la hanche et sa copie artificielle, nous l'avons divisé en trois parties. Dans la première nous sommes attachés à décrire l'anatomie de la hanche, ces mouvements, les forces mises en jeux, ainsi que les maladies qui peuvent nuire à son fonctionnement et conduire par la suite à son remplacement par une articulation artificielle qui est la prothèse de hanche.

La deuxième partie traite la copie artificielle de l'articulation naturelle; la prothèse totale de hanche, à savoir son historique (son évolution), sa fonction, sa fixation, les forces et les contraintes développées dans la PTH.

Dans la troisième et la dernière partie de ce chapitre, nous avons discuté sur les matériaux (biomatériaux) utilisés dans la fabrication des prothèses ; les métaux (acier inoxydable, l'alliage de chrome-cobalt et le titane), les céramiques et le polyéthylène.

Le deuxième chapitre fait l'objet d'une étude du couple de frottement Métal/Métal, nous avons cité l'estimation d'usure dans ce type de couple de frottement, sa tribologie (les facteurs qui affectent son usure), les dispositifs employés pour déterminer l'usure (simulateurs de hanche) et enfin les méthodes de sa détermination.

Le troisième chapitre présente une description du matériel (les couples (tête et cupule) en alliage chrome cobalt, le simulateur, le rugosimètre et le microscope utilisés) et de la méthode expérimentale employés durant notre travail.

Le quatrième chapitre présente l'analyse des résultats obtenus ; l'analyse gravimétrique, celle de la rugosité des surfaces articulaires et l'analyse des surfaces articulaires par SEM, ainsi que leurs discussions.

Notons bien que la partie expérimentale effectuée sur simulateur de hanche a été réalisée au laboratoire des technologies médicales de Rizzoli à Bologne en Italie et l'analyse de la microstructure a été réalisée au département de la métallurgie de l'université de Bologne en Italie.

---

*Chapitre I :*  
*L'articulation de hanche*  
*et sa prothèse*

---

## ***Partie 1: Biomécanique de la hanche***

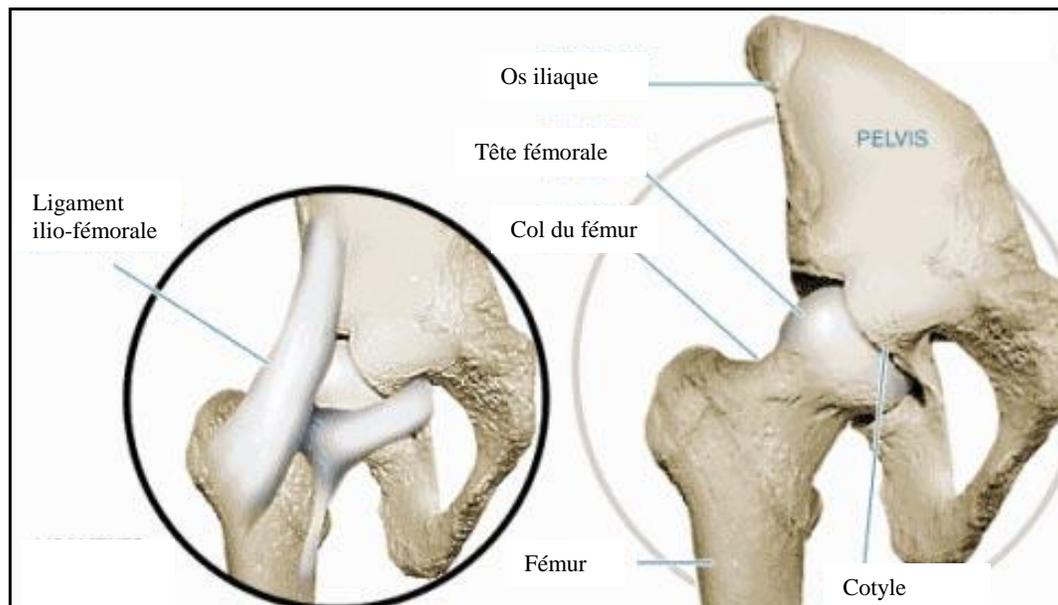
Dans cette première partie du premier chapitre, on s'intéresse à l'étude de l'articulation de la hanche dont la connaissance de l'anatomie et de la physiologie est indispensable, vu son intérêt dans la compréhension des mouvements, des charges et leur transmission.

La dégradation de cette articulation provoque des maladies très graves qui nécessitent par la suite un remplacement par une articulation artificielle qu'on appelle prothèse de hanche qui fera l'objet de la partie suivante (2<sup>ème</sup> partie) du chapitre 1.

### ***1.1.1 Anatomie de la hanche***

L'articulation naturelle de la hanche ou l'articulation **coxofémorale** illustrée sur la figure 1.1, unit le bassin (**os iliaque**) à l'extrémité supérieure du **fémur** (**os de la cuisse**). La partie articulaire du bassin est une cavité hémisphérique qui porte le nom de **cotyle** ou **acétabulum** et celle du côté de l'**os de la cuisse** (l'extrémité supérieure du **fémur**) présente une tête grossièrement sphérique appelée tête fémorale, reliée au reste du **fémur** par le col du **fémur** [Web1].

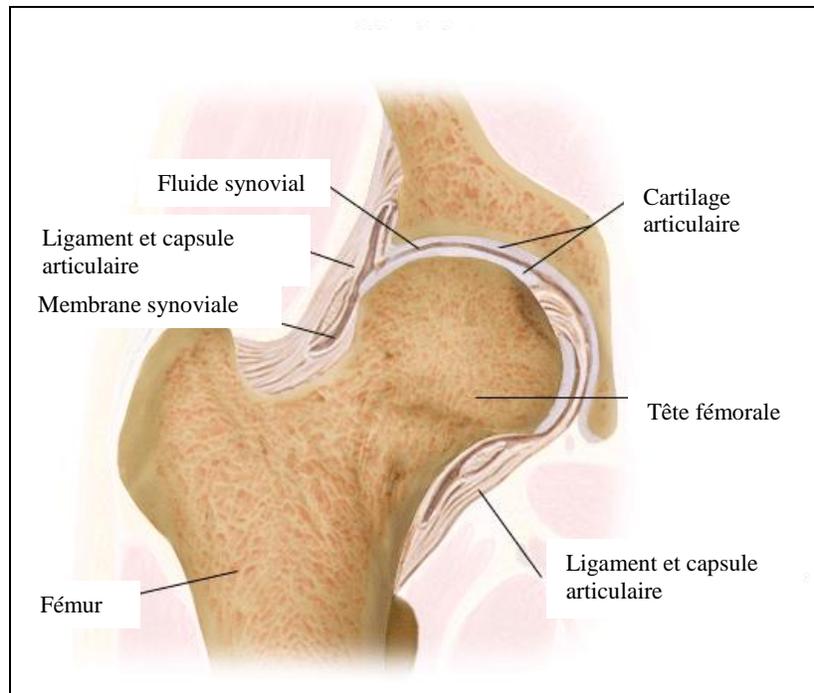
L'ensemble de la tête du **fémur** et l'**acétabulum** sont rendus solidaires par le **ligament** de la tête fémorale, la capsule articulaire qui ferme l'articulation et assure son étanchéité ainsi que les muscles [FICA87].



**Figure 1.1:** L'articulation de la hanche [Web 2].

Les extrémités des **os** composant l'articulation de la hanche sont recouvertes de **cartilage** (figure 1.2), qui assure le glissement des surfaces articulaires avec un coefficient de frottement compris entre 0,015 et 0,03, la transmission et la répartition des contraintes dans la zone de contact, l'amortissement des chocs et de même la protection de l'**os** adjacent.

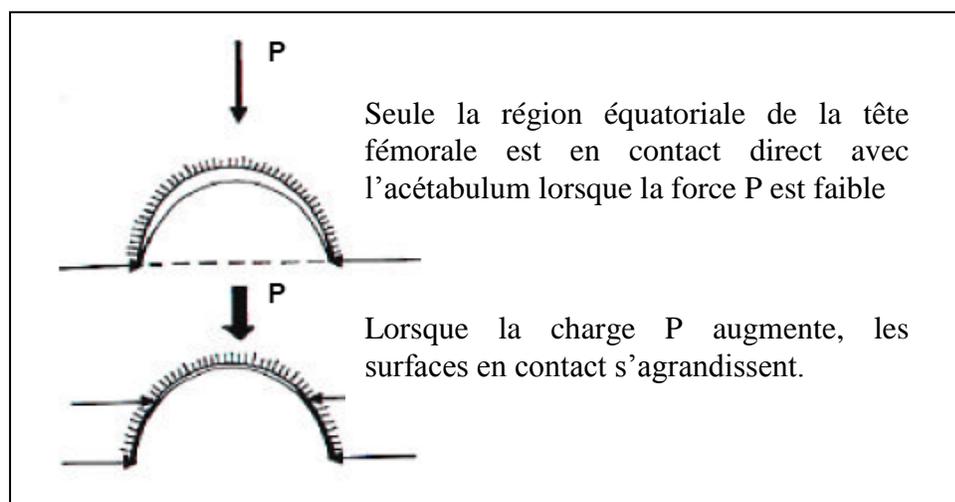
Le **cartilage** est le plus épais au niveau du toit acétabulaire et sur le croissant articulaire (voir figure AN1 en Annexes), c'est là où la pression est la plus élevée [KAPA02].



**Figure 1.2:** Coupe frontale de l'articulation **coxofémorale** [Web 3].

Le toit de l'**acétabulum** est considéré comme une zone de charge et de déformabilité (figure 1.3), il permet aux cornes acétabulaires antérieure et postérieure de se rapprocher et de prendre appui sur la tête du **fémur** lors de la mise en charge de l'articulation, pour augmenter la congruence tête-**acétabulum** [TEIN84]. Ce mouvement de contact entre les deux surfaces articulaires dépend de l'âge, de l'importance de la charge et de l'orientation du col fémoral.

La mobilité des cornes est importante chez l'enfant, moindre chez l'adulte, minime chez le sujet âgé. Intermittente, elle apparaît sous charge, disparaît lorsque la charge est supprimée et évolue en fonction directe de la charge.



**Figure 1.3:** La mise en charge de l'acétabulum [BESN95].

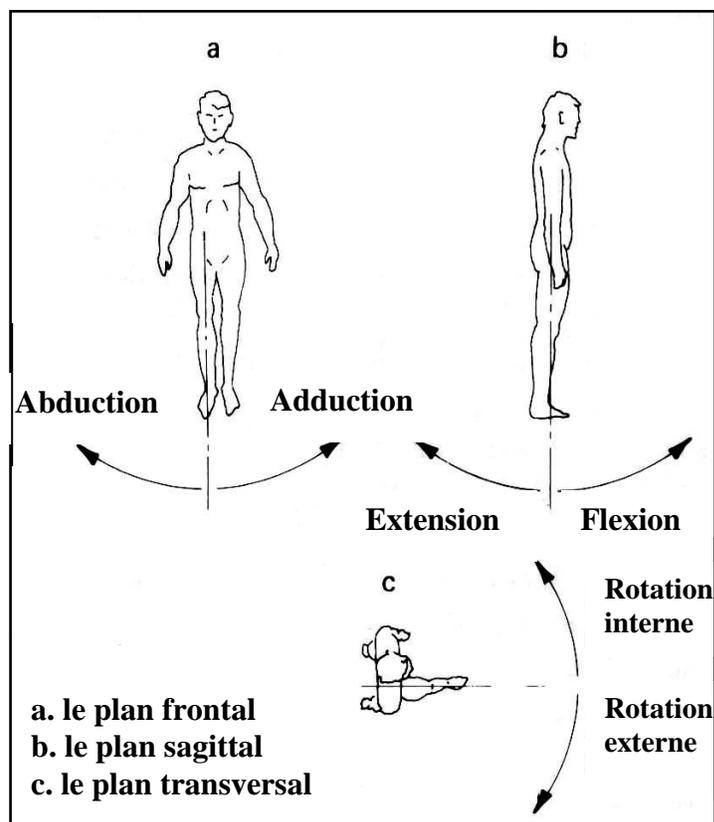
Contrairement aux autres tissus qui se nourrissent via la circulation sanguine, le **cartilage** est nourri par des substances nutritives qui se trouvent dans le liquide synovial, remplissant la capsule articulaire et assurant la lubrification des surfaces articulaires. (figure 1.2).

Dans une articulation normale, le liquide synovial est tellement efficace qu'il n'y a pratiquement aucune friction des surfaces articulaires. C'est un fluide non newtonien et thixotropique : sa viscosité, et donc le coefficient de frottement diminue lorsque la vitesse des mouvements augmente.

Pour le cas d'une articulation artificielle, une pseudo-capsule se reconstitue dans quelques semaines qui suivent l'intervention chirurgicale, avec apparition d'une **synoviale**.

### I.1.2 Mouvements et modélisation mécanique de la hanche

L'articulation de la hanche possède trois degrés de liberté, avec une considération simplifiée ces mouvements de la hanche peuvent être projetés selon trois plans perpendiculaires l'un à l'autre. Le mouvement dans le **plan frontal**, exprimé souvent d'**abduction/ adduction** (AA) représenté sur la figure 1.4a. L'autre mouvement dans le **plan sagittal** qualifié de **flexion/extension** (FE) est illustré sur la figure 1.4b et le dernier mouvement dans le **plan transversal**, représenté par la rotation **interne** et **externe** (IER) indiqué sur la figure 1.4c.



**Figure 1.4** : Les mouvements de la hanche dans les différents plans [UNGE78].

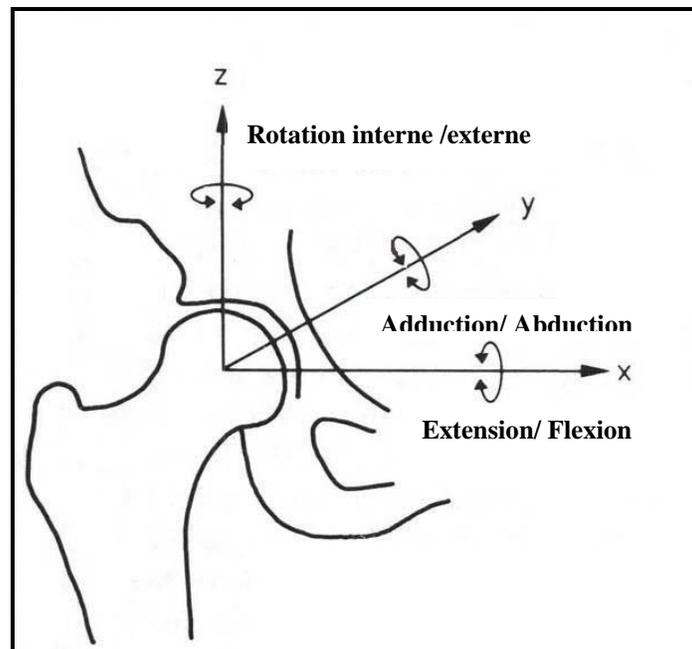
Les marges de ces différents mouvements [DREN94] sont regroupées dans le tableau 1.1

**Tableau 1.1** : Les marges des mouvements de la hanche d'un adulte.

LES MOUVEMENTS	LA MARGE
<b>Extension</b>	10°- 15°
<b>Flexion</b>	120°-130°
<b>Adduction</b>	20°-30°
<b>Abduction</b>	30°-45°
Rotation <b>externe</b>	40°-50°
Rotation <b>interne</b>	30°-45°

Ces différents mouvements peuvent être visualisés dans un système de coordonnées relié à la hanche (XYZ), dont l'origine est le centre de l'articulation.

Le mouvement de **flexion/extension** (FE) correspond à la rotation autour de l'axe OX, celui de l'**abduction/ adduction** (AA) à la rotation autour de l'axe OY et le dernier mouvement de rotation **interne et externe** (IER) à la rotation autour de l'axe OZ (figure 1.5).



**Figure 1.5**: Les mouvements de la hanche dans le système de coordonnées XYZ relié à la hanche [UNGE78].

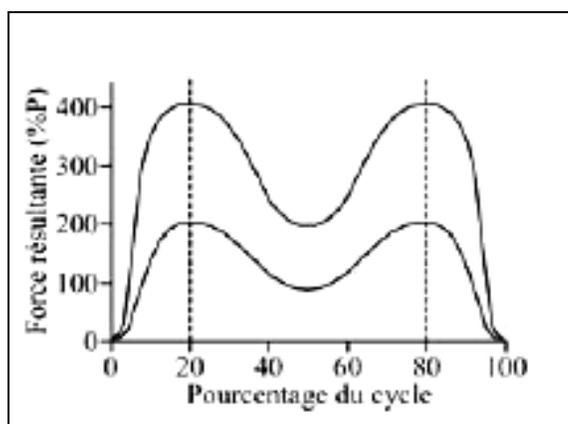
### I.1.3 Forces et contraintes développées dans l'articulation de la hanche

De nombreuses études ont été menées dans le but d'estimer les forces et les contraintes résultantes dans les articulations lors de la marche. La longueur du pas semble dépendre de l'âge et de la taille du sujet, ainsi que de l'amplitude du mouvement flexion/**extension**. Mais même si les variations inter-individus sont très élevées, la fréquence naturelle de la hanche semble être d'environ 0,9Hz [DUJA97].

Les forces résultantes dans les articulations peuvent être déterminées en utilisant la méthode de la dynamique inverse, qui combine l'utilisation de plate-formes de force et d'un système d'acquisition de mouvements. Les signaux obtenus sont généralement filtrés afin de s'affranchir des vibrations ambiantes et des micro-mouvements des capteurs sur la peau. Le but est de ne conserver que les signaux de basses fréquences, caractéristiques du mouvement étudié. De plus, le calcul des forces musculaires est indéterminé du fait de la redondance des muscles. Il existe alors deux approches : la méthode de réduction, qui consiste à regrouper plusieurs muscles dans des unités fonctionnelles, ou la méthode d'optimisation, qui modélise certains paramètres physiologiques. Les différentes études utilisant cette méthode proposent des résultats qui concordent pour décrire la courbe de force à double maximum caractéristique de la marche [GLIT97, STAN03, HURW03]. Le premier maximum de la force a lieu au bout de 20% du cycle de marche et le second au bout de 80%, comme l'illustre la figure 1.6.

Le début du cycle étant déterminé par la pose du talon sur le sol et la fin par le décollement des orteils lors de la phase de poussée. Les maxima de la force résultante calculés pour la marche par la méthode de la dynamique inverse sont de l'ordre de 180 à 400 % du poids du corps (%P) [HURW03, STAN03].

Dans une hanche saine, quand les surfaces de contact sont normalement lubrifiées, le coefficient de frottement est de l'ordre de 0,001. Ceci permet lors des modélisations de négliger la contrainte tangentielle de frottement devant la contrainte normale [IPAV99]. Lors de la marche, les contraintes sont maximales au niveau de la partie supérieure de l'acetabulum, principalement du côté médial, ce qui correspond aux régions dégénérées de l'acetabulum observées sur les cadavres.



**Figure 1.6:** L'allure de l'évolution de la force résultante agissant sur l'articulation de la hanche lors de la marche [GLIT97].

### ***I.1.4 Maladies de l'articulation de la hanche***

L'articulation de la hanche peut être atteinte par différentes affections, dont les plus courantes sont ;

l'**arthrose**, l'**arthrite** rhumatoïde, spondylose rhizomique et la **nécrose avasculaire**. Ces maladies conduisent à une reconstruction de l'articulation de la hanche (**arthroplastie**). Ci-dessous on discute brièvement ces graves maladies.

#### **A. L'ostéoarthrite**

L'ostéoarthrite (OA) ou l'**arthrose** est la forme la plus répandue de l'**arthrite**. L'**arthrose** est une dégénération du cartilage des articulations sans infection ni inflammation particulière, cette dégénération conduit à une destruction plus ou moins rapide du **cartilage** qui enrobe l'extrémité des **os** [Web 4]. Il s'ensuit une diminution de la mobilité, une déformation des extrémités osseuses en contact et une douleur au moindre mouvement articulaire. Les articulations les plus fréquemment atteintes sont le genou et la hanche.

#### **B. L'arthrite rhumatoïde**

L'**arthrite** rhumatoïde (RA) souvent appelée **polyarthrite rhumatoïde**, est la plus fréquente des maladies rhumatismales chroniques inflammatoires des adultes [Web 5]. Elle présente un désordre immunologique de cause inconnue, provoquant le dégagement des enzymes qui peuvent détruire le cartilage articulaire et les **os** entourant l'articulation affectée et plus exactement, la RA produit des changements de la composition chimique du liquide synovial.

Les symptômes associés à cette forme d'**arthrite** sont : la douleur, l'enflure et l'inflammation des articulations accompagnées d'une raideur articulaire et musculaire, d'une faiblesse en générale et de fatigue [Web 6]. Elle n'épargne aucune tranche d'âge, mais elle semble frapper le plus souvent les adultes entre 25 et 50 ans et touche trois fois plus de femmes que d'hommes [Web 6]. Elle peut toucher n'importe quelle articulation, mais elle s'attaque le plus souvent aux articulations des pieds et des mains [Web 5].

#### **C. Le spondylose rhizomélique**

Le spondylose rhizomélique ou **La spondylarthrite ankylosante** est une maladie inflammatoire chronique, qui implique l'ossification des **ligaments** à leurs emplacements d'attachements près de l'articulation affectée. Cette maladie affecte le rachis et les articulations sacro-iliaques, elle est considérée comme la deuxième des grands **rhumatismes** inflammatoires chroniques par sa fréquence et sa gravité, elle est quand même dix fois moins fréquente que la polyarthrite rhumatoïde et n'attaque que 0,1 à 0,2 % de la population. Elle présente 85 % des **rhumatismes** des hommes moins de 30 ans [Web 7].

#### **D. La Nécrose avasculaire**

La **nécrose avasculaire** (AVN) maintenant connue sous le nom d'**ostéonécrose**, elle peut se définir comme la mort cellulaire des différents composants de l'**os**, c'est-à-dire le tissu osseux mais aussi la moelle osseuse. Ce n'est pas une maladie spécifique mais c'est habituellement

l'aboutissement de diverses conditions pathologiques dont la plupart ont altéré la circulation sanguine dans la tête fémorale, ce qui explique le terme fréquemment utilisé de **nécrose avasculaire** [Web 8]. Les causes de cette maladie ne sont pas bien connues.

Le registre Italien des prothèses de hanche et de genou de la région Imilia-Romagna [REPO05], nous donne quelques statistiques concernant le nombre d'opérations d'**arthroplastie** primaire de hanche effectuées entre le 1<sup>er</sup> janvier 2000 et le 31 décembre 2004 à l'hôpital orthopédique de Rizzoli.

Le tableau 1.2a présente le nombre et le pourcentage d'opérations d'**arthroplastie** totale de hanche suivant le diagnostique. On remarque que 66,1% des prothèses totales de hanche sont implantées à cause de l'**arthrose** primaire dans cette région.

**Tableau 1.2a** : Nombre d'opération d' **arthroplastie** totale de hanche suivant le diagnostique [REPO05].

Diagnosis in primary arthroplasty	Number	Percentage
Primary arthritis*	15.763	66.1
Sequelae of LCA and DCA	3.080	12.9
Femoral neck fracture	2.031	8.5
Femoral head necrosis (idiopathic, due to dialysis, due to steroids)	1.313	5.5
Post traumatic arthritis	607	2.5
Post traumatic necrosis	347	1.5
Rheumatic arthritis	332	1.4
Femoral neck fracture sequelae	101	0.4
Epiphysiolysis sequelae	60	0.2
Perthes disease sequelae	56	0.2
Septic coxitis sequelae	43	0.2
Tumor	38	0.2
Paget's disease sequelae	23	0.1
TBC coxitis sequelae	22	0.1
Other	47	0.2
<b>Total**</b>	<b>23.863</b>	<b>100.0</b>

\* 595 patients (2.3%) are younger than 50 years or older  
 \*\* 103 data (0.4%) are missing

De même, le tableau 1.2b présente le pourcentage de la distribution des maladies qui conduisent à une **arthroplastie** de hanche totale suivant l'année d'opération. On constate que les pourcentages de la distribution sont presque les mêmes durant les 5 ans, le pourcentage le plus élevé est réservé à la maladie d'**arthrose** primaire et le plus faible à la maladie du **polyarthrite rhumatoïde**.

**Tableau 1.2b** : Nombre d'opération d' **arthroplastie** totale de hanche suivant l'année d'opération [REPO05].

Diagnosis in primary arthroplasty	Percentage				
	2000	2001	2002	2003	2004
Primary arthrosis	66.8	65.1	63.6	67.4	67.6
Sequelae of LCA and DCA	13.5	13.3	13.1	12.0	11.9
Femoral neck fracture	9.0	9.1	9.3	8.0	7.6
Femoral head necrosis idiopathic	4.8	5.3	5.0	5.3	6.0
Post traumatic arthritis	2.1	2.1	2.7	2.0	2.7
Post traumatic necrosis	1.3	1.5	2.0	1.3	1.4
Rheumatic arthritis	1.4	1.6	1.4	1.2	1.0
Other	1.1	2.0	2.9	2.8	1.8

## **Partie 2: Les prothèses de hanche**

Après avoir aborder l'articulation de la hanche naturelle dans la première partie de ce chapitre, on s'intéresse cette fois ci à l'étude de la copie artificielle, ce qu'on appelle « la prothèse totale de hanche », visant son historique, sa fonction, sa fixation dans le corps et les forces et les contraintes développées dans celle-ci.

### ***1.2.1 Historique et chiffres clefs***

«On ne connaît pas complètement une science tant qu'on sait pas l'histoire » [Auguste comte]

Les tentatives initiales du traitement des articulations de hanche déformées (articulations **ankylosées**) remontent au 19<sup>ème</sup> siècle, elles ont impliqué l'excision des parties malades du **cartilage** et de l'**os**. Cette technique a habituellement aboutit à l'union fibreuse de l'articulation et ainsi à la perte de la mobilité dans l'articulation, ce qui a mené au concept de **l'arthroplastie d'interposition** au début du 20<sup>ème</sup> siècle.

Ce procédé a été largement utilisé en Europe et aux Etats-Unis avec différentes substances biologiques (**fascia lata** et de tissus périarticulaires mous) ou inorganiques comme matériau d'interposition entre les deux surfaces réséquées de l'articulation déformée, dont les contours avaient été redessinés afin de prévenir la réapparition d'une déformation osseuse ou fibreuse et de permettre le mouvement. De même, Sir Robert Jones a employé des feuilles d'or comme membrane d'interposition en 1912.

Cette technique a donné des résultats dans le cas des hanches **ankylosées** mais pas dans le cas des hanches arthritiques, du faite de la raideur et de la douleur persistante.

En 1923, Smith-Petersen a introduit le concept **d'arthroplastie moulée** comme une autre possibilité à la membrane d'interposition, elle a été destinée à restituer les surfaces articulaires congruentes. Le premier moule a été fabriqué en verre comme l'illustre la figure 1.7.

Malheureusement, tous les implants en verre ont été brisés au bout de quelques mois, mais d'autres tentatives se poursuivaient avec d'autres types de matériaux tels que le viscaloïd (une dérivé du **celluloïd**), le pyrex et la bakélite, qui ont été écartés en raison de leur fragilité (d'importantes réactions à corps étranger).

Après le développement du vitallium (alliage de cobalt) la fabrication d'implants plus durables devient possible et l'**arthroplastie** avec une cupule de Smith-Petersen en vitallium modifiée par Aufranc interposée entre les deux surfaces articulaires devient le standard de la reconstitution de la hanche.

Dès 1938, l'**arthroplastie** de Smith-Petersen n'était pas un moule provisoire pour la réparation du **cartilage** mais une articulation de remplacement permanente [THOM01].



**Figure 1.7:** Le moule de Smith-Petersen, 1925 [BIER99].

A la fin des années quarante, une nouvelle procédure est apparue l' **hemiarthroplastie** (ou le remplacement partiel de la hanche), c'est une procédure destinée à remplacer la tête du **fémur** (partie fémorale) par une endoprothèse (implant composé d'une tige ancrée dans une cavité médullaire).

En 1946, Dr Jean Judet et son frère Dr Robert Judet ont développé une tête de 2/3 en volume d'une sphère en polyméthacrylate de méthyle, pour remplacer la tête fémorale, surmontée sur une tige axiale implantée dans le col du **fémur** sans moyen de fixation (figure 1.8). Cet implant a fini par échouer en raison de l'usure et de la fragmentation de la résine, de la résorption osseuse au niveau de l'**acétabulum** et du **fémur** ainsi que de l'absence de fixation.



**Figure 1.8:** La première tige de Judet [MULL75].

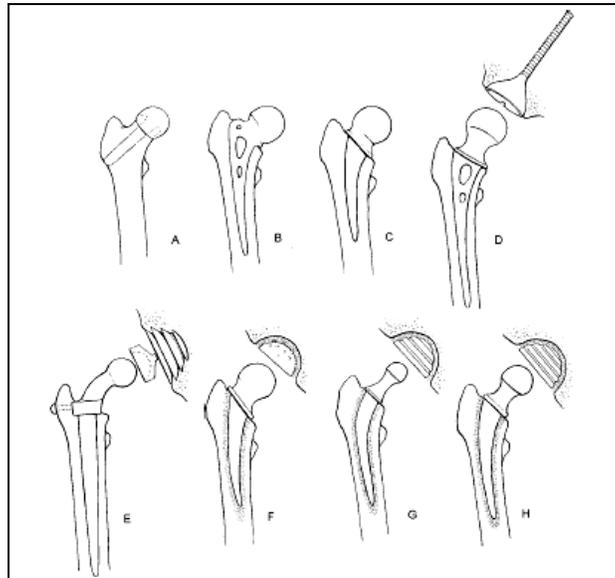
En 1950, Thompson et Austin Moor ont développé des endoprothèses métalliques, composées d'une tige métallique ancrée dans le canal médullaire au moyen d'une tige fémorale. Des tiges fémorales plus longues permettaient une transmission des efforts le long de l'axe du **fémur** alors que les tiges courtes implantées dans le col du **fémur** généraient des contraintes de cisaillement élevées [HARK92].

Tous les implants de cette période étaient fixés par press-fit et produisaient une résorption du **fémur** à des degrés variés. Les résultats des implants pour hémiarthroplasties étaient non satisfaisants à cause de la douleur persistante dans les surfaces articulaires non remplacées des hanches arthritiques et aussi à cause de la méthode de fixation de la tige à l'**os** qui conduisait au descellement de l'implant. De même, l'érosion du **cartilage** attirait l'attention sur la nécessité de resurfer l'**acétabulum** [HARK92].

Pour mettre fin à ces problèmes, plusieurs couples articulaires prothétiques Métal/Métal ont été développés, Ring, Mackee-Farrar, Sivash et d'autres (voir la figure 1.9). Malheureusement ces implants étaient incapables de satisfaire la fonction d'une articulation normale car leur taux d'échec élevé en raison du fort coefficient de frottement, du problème d'usure et du descellement. Pour ces raisons ils ont été rapidement abandonnés.

L'origine de la prothèse totale de hanche (PTH) à deux composants tête fémorale et cupule remonte bien à 1938, où le docteur Philip Wile a performé six opérations de remplacement de la PTH à l'hôpital de Middlesex (London). Il a utilisé des composants en acier inoxydable fixés par des vis du coté acétabulaire et par un boulon du coté fémoral (figure 1.10). Ces prothèses ont échoué à cause du descellement et les progrès de l'**arthroplastie totale** de hanche ont ralenti à cause de la deuxième guerre mondiale [BIER99].

En 1951, pour la première fois du polyméthacrylate de méthyle est introduit en chirurgie orthopédique par Haboush et à partir de là une nouvelle technique de fixation de l'implant à l'os a commencé.



**Figure 1.9:** Les types des prothèses de hanche.

.A. Judet, B. Moore, C. Thompson, D. Ring, E. Sivash, F. McKee-Farrar, G. Charnley, H. Müller [EFTE93].



**Figure 1.10:** La prothèse de Philip Wile [BIER99].

Le grand décollage de l'histoire des prothèses de hanche a eu lieu dans les années soixante avec l'introduction de la prothèse de Charnely, dite à faible moment de frottement (low-friction). Sir John Charnely a élaboré des méthodes efficaces pour remplacer la tête fémorale et l'**acétabulum** de la hanche. Il a fixé la tige de la prothèse fémorale et la cupule en plastique avec du polyméthyle méthacrylate pour ancrer les composants dans l'os et pour transférer les contraintes d'une manière plus uniforme sur une plus grande surface osseuse. De même, il a réduit le diamètre de la tête fémorale de 40 mm (voir plus dans le cas des prothèses de Moore)

à 22 mm, afin de diminuer la résistance au mouvement en réduisant le moment ou le bras de levier de l'effort de frottement. Il a considéré qu'il été plus important de réduire le moment de frottement et d'augmenter l'épaisseur de la cupule. Son choix de préférer les têtes de petit diamètre était aperçu à la réflexion car le descellement plus que l'usure est devenu une complication majeure.

D'autre part, le polytétrafluéthylène a été remplacé d'abord par du polyéthylène haute densité puis par du polyéthylène à très haute densité (UHMWPE), du fait de son usure excessive et d'importantes réactions tissulaires engendrées.

Au début des années soixante-dix, le chirurgien Français Dr Boutin a pris l'initiative d'introduire un nouveau matériau « la céramique » pour construire la tête fémorale. La céramique s'est révélée d'emblée un matériau promoteur, tout d'abord pour la fabrication des têtes ensuite des cupules.

Ces études ont conduit à de nombreuses modifications dans la conception, le choix et la qualité des matériaux (utilisés dans la fabrication de la tête fémorale et de la cupule), l'utilisation du ciment ainsi que les approches et les techniques chirurgicales. Cependant, le concept fondamental de l'**arthroplastie** à faible moment de frottement est devenu un fait bien établi et l'articulation métal sur polyéthylène le standard de l'**arthroplastie** totale de hanche.

Actuellement, on retrouve quatre couples de frottement pour les prothèses totales de hanche avec une multitude de formes et de tailles : Métal / Métal, Métal / Polyéthylène, Céramique / Céramique et Céramique / Polyéthylène.

La technologie industrielle répond au fur et à mesure de façon relativement satisfaisante aux souhaits des chirurgiens pour tenter d'améliorer encore les performances de frottement que de puis Charnely n'était pourtant critiquables.

Le marché des implants orthopédiques et des équipements ancillaires aux États-Unis se chiffre à 14,3 milliards de dollars américains (juillet 2008) et la demande devrait s'accroître de 8,9 % par an jusqu'en 2012. Les États-Unis représentent 71,3 % des ventes mondiales de produits orthopédiques. [Web 9].

Selon un rapport publié dans le journal *Chicago Tribune* en mars 2009, les chirurgiens ont effectué 482 000 remplacements de la hanche aux États-Unis en 2006 (dernière année de référence disponible), comparativement à 258 000 en 2000. Les chirurgies de remplacement du genou ont augmenté à un rythme semblable, avec 542 000 en 2006, comparé à 299 000 en 2000. Dans son rapport annuel publié en février 2009, *l'American Academy of Orthopaedic Surgeons* prévoit que les remplacements du genou et de la hanche vont doubler aux États-Unis d'ici 2016 [Web9].

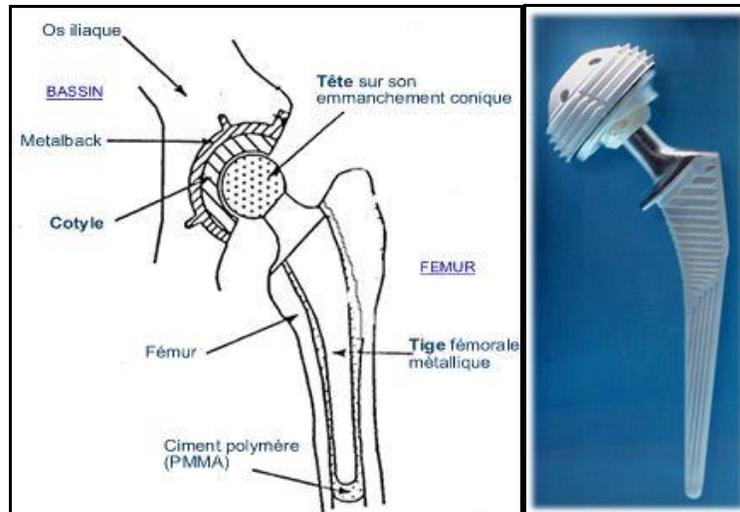
D'autre part, en France, 110 000 prothèses totales de hanche et 50 000 prothèses totales de genou ont été posées en 2006, et l'activité « Orthopédie » représente 54% des entreprises du secteur des dispositifs implantables dans la Région Rhône Alpes [Web 10].

### ***1.2.2 Prothèse totale de hanche (PTH)***

La prothèse totale de la hanche a évolué de manière telle qu'elle est devenue l'une des procédures les plus prévisibles et fiables que l'on ait à disposition. La prothèse totale de hanche a transformé les vies de nombreux patients en leur assurant la possibilité d'être actifs une fois encore tout en ressentant moins de douleur.

Il existe une multitude de types de prothèse totale de la hanche moderne, de différentes formes détaillées, des matériaux constitutifs et de la méthode de fixation. Cependant la forme de base de ses composants demeure interchangeable des composants implantés depuis 40 ans.

La **PTH (prothèse totale de hanche)** se compose d'une tige fémorale assurant la stabilité et le transfert de la charge au **fémur**, d'un cou qui est incliné par rapport à la tige, il est choisi de tel sorte à reproduire le maximum possible l'articulation naturelle et d'une tête fémorale sphérique très polie comme le montre la figure 1.11.



**Figure 1.11:** La prothèse de hanche (articulation artificielle)[CRIT02].

### ***1.2.3 Fonction de la PTH***

Après l'implantation de PTH, sa fonction doit s'approcher autant que possible de celle de l'articulation naturelle pendant toute la durée de vie postopératoire du patient, sans gênes et sans complications. L'articulation artificielle doit assurer trois fonctions fondamentales ; la capacité de supporter la charge à travers l'articulation de la hanche, la transmission de celle-ci à l'os entourant et la dernière représente le mouvement de l'articulation elle-même.

La première fonction de la PTH présente sa capacité d'assurer un nombre de cycle annuel allant de 0,5 jusqu'à 3 millions de cycles suivant l'âge et l'activité du patient [WALL82]. De même, elle doit être capable de supporter des charges cycliques avec des amplitudes de 3 à 4 fois le poids du corps et quelques fois même 9 fois le poids du corps pour quelques activités physiques [BERG93]. Cela peut se traduire en terme mécanique par la résistance à la fatigue (initiation de la fissure et résistance à sa propagation) des matériaux utilisés dans la fabrication de ces implants (§I.3) ainsi qu'à la forme de l'implant.

Le développement actuel des alliages et de la bonne conception devraient avoir éliminés complètement l'échec par fatigue de la tige fémorale. Cependant, la rupture des têtes fémorales en céramique est toujours un souci et la fracture catastrophique par fatigue des composant en polymère reste rare.

La transmission de la charge à travers l'articulation de la hanche dans le système musculaire est la deuxième fonction que doit accomplir la PTH. Cette dernière ne doit pas produire des contraintes plus élevées que la force statique ou dynamique de l'os, qui varient suivant la densité de l'os. De ce fait, lors de la distribution de la charge dans l'os, la conception doit tenir en compte du comportement du remodelage osseux, provoqué par la variation de la distribution des contraintes dans l'implant du **fémur** et de l'**acétabulum** pour ne pas compromettre la stabilité mécanique des implants.

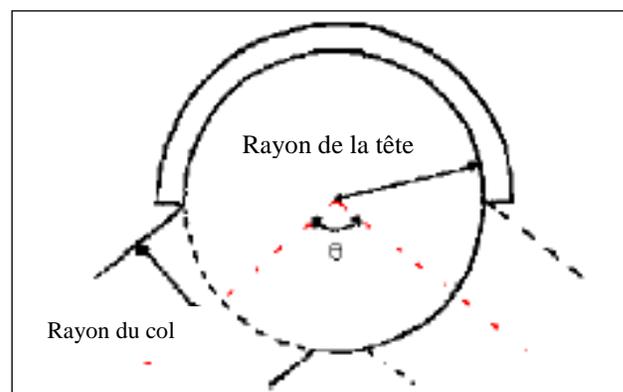
La discussion sur le sujet de la répartition des charges dans la prothèse a été limitée à la composante fémorale. Une attention particulière est adressée au chargement du calcar (calcar loading). Il représente le point d'intersection de l'un des systèmes **trabéculaires** de la tête fémorale dans le cortex fémoral **médial**. Dans le cas des prothèses cimentées, le ciment orthopédique remplit la cavité d'une manière non régulière autour de l'implant de sorte que la répartition de la charge puisse avoir lieu sur un espace plus large.

D'autre part, le faible module d'élasticité du PMMA réduit la rigidité totale de la construction implant-ciment. Si la rigidité de la construction est proche de celle de l'os donc la contrainte est plus régulièrement distribuée dans l'os entourant. La rigidité des métaux utilisés habituellement dans le remplacement articulaire est plus élevée de 10 fois l'os cortical.

Les composantes fémorales non cimentées sont conçues pour remplir et s'adapter au canal fémoral proximal [NOBL88]. Dans la pratique la forme irrégulière de cet espace et le nombre fini de taille d'implants signifient que le composant est soutenu au début par l'os seulement dans quelques petits secteurs, qui sont susceptibles d'être chargé au-dessus de leur limite d'élasticité, ce qui mène à la migration de l'implant [TAYL97].

La transmission de la charge au bassin par la composante **acétabulum** a été étudiée en détail [DAL93]. Une analyse par élément fini du bassin avec implant a montré que les contraintes dans l'os éloigné étaient peu affectées par les chargements dans la composante acétabulaire. Cependant les contraintes dans l'os sous-chondral et dans le polyéthylène (PE) de l'implant dépend fortement de la rigidité de ce dernier. La dureté de la combinaison cupule/ciment garde l'implant sous faibles contraintes. Bien que les cupules dures augmentent les contraintes dans l'os et le ciment à la périphérie, celles-ci se trouvent diminuer dans le dôme de l'**acétabulum**. La transmission de la charge est directement liée au mode de fixation des composants à l'os (§ I.2.4).

La dernière fonction de la PTH consiste à assurer une adéquate gamme de mouvement. Sa limite dans le cas d'une composante acétabulaire hémisphérique (figure 1.12) est définie par le rapport du diamètre du col du fémur au diamètre de la tête fémorale. Ce rapport peut être augmenté par l'augmentation du diamètre de la tête fémorale, par la diminution du diamètre du col fémoral ou par la réduction de l'arc angulaire de la composante acétabulaire [FREE86]. Une des raisons d'échec des premières conceptions des prothèses totales de hanche Métal/Métal est l'empêchement de la cupule et du col du fémur [AMST96].



**Figure 1.12 :** Les paramètres déterminant la gamme de mouvements de l'articulation hémisphérique  $\theta = 2 \cos^{-1} (\text{rayon du col} / \text{rayon de la tête})$  [THOM01].

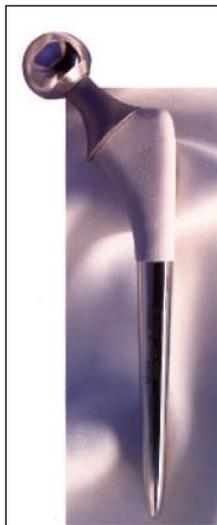
### ***1.2.4 Fixation de la PTH***

La stabilité mécanique de la prothèse totale de hanche est très importante pour assurer son bon fonctionnement, elle dépend de la méthode de fixation dans l'os. La recherche c'est orientée depuis, suivant deux axes principaux, le premier visant l'amélioration de l'ancrage des prothèses de hanche cimentées et l'autre au contraire vise l'élimination du ciment dont les particules produites par son effritement ou sa fissuration provoquent des réactions tissulaires intenses.

La prothèse cimentée utilise le ciment orthopédique le PMMA (polyméthyle méthacrylate) par pression dans les deux côtés fémorale et acétabulaire. Sa fixation est relativement facile à l'intérieur du canal fémoral, mais elle est plus difficile du côté acétabulaire, c'est pour cette raison que de nombreuses techniques ont été mises au point telles que ; l'utilisation du ciment à basse viscosité, l'utilisation des obturateurs du canal médullaire, la diminution de la porosité du ciment, l'utilisation des instruments de pressurisation du ciment, la préparation du ciment à vide. De même, des implants fémoraux de sections plus importantes, plus résistantes et plus longues ont été conçus pour éviter la rupture de la tige fémorale et diminuer les contraintes dans le ciment périprothétique [HARK92].

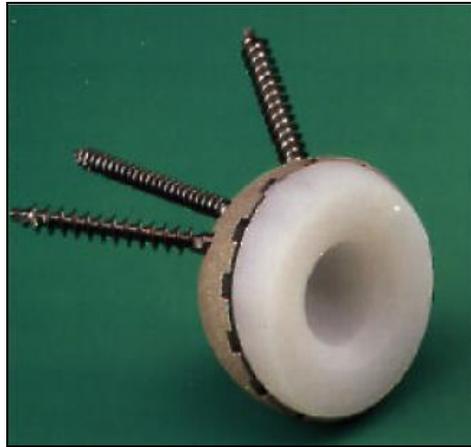
Le ciment orthopédique se présente comme un mélange de poudre et de liquide donnant un polymère de méthacrylate de méthyle, qui est un matériau fragile et de faible résistance, donc, il doit être employé avec des épaisseurs suffisantes pour empêcher sa rupture. Ce ciment permet une bonne fixation et présente de bons résultats postopératoires, toutefois en vieillissant, il se fragmente et libère des particules pouvant provoquer des réactions inflammatoires locales conduisant à une résorption osseuse puis au descellement.

Par ailleurs, les prothèses non cimentées recouvertes d'**hydroxyapatite** (figure 1.13) ou d'un revêtement poreux permettent la colonisation de la surface de la prothèse par le tissu du patient. L'**hydroxyapatite** est un phosphate de calcium présent dans l'os ce qui lui permet d'être parfaitement accepté par l'os avec lequel une liaison physico-chimique est rapidement établie.



**Figure 1.13:** Revêtement d'**hydroxyapatite** sur la portion proximale de la tige (Corin Medical Gloucester, UK).

L'utilisation d'une structure poreuse sur la surface de l'implant permet la repousse du tissu osseux par englobement conduisant à une fixation définitive et solide. Il est nécessaire d'obtenir une fixation primaire optimale grâce à une forme aussi anatomique que possible de la tige et une fixation primaire par vis pour les cotyles, à titre d'exemple les cupules blindées (figure 1.14). Elles sont constituées d'une cupule en polyéthylène ou en céramique insérée dans une coque métallique (métal-back) conçues principalement pour pouvoir changer l'insert sans abîmer l'interface ciment-os et donc sans endommager le capital osseux du patient, dans le cas d'une usure excessive du polyéthylène, ou pour modifier le diamètre intérieur de la cupule en cas d'instabilité [PERA97].



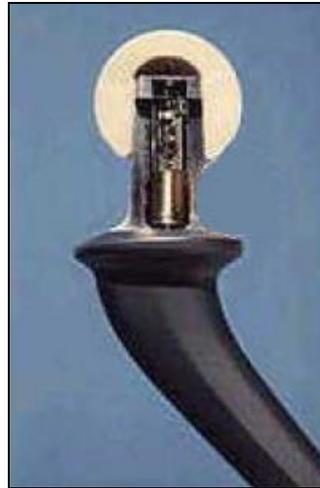
**Figure 1.14:** La cupule blindée à revêtement micro-poreux (Fii, saint-just- Malmaout, France).

Certains chirurgiens estiment qu'il est plus facile de re-intervenir sur une prothèse non cimentée et donnent alors la préférence aux patients jeunes [ANON96]. Le choix de la méthode de fixation cimentée ou sans ciment reste un choix du chirurgien et dépend des écoles de formation.

## 1.2.5 Forces et contraintes développées dans une PTH

Plusieurs auteurs [CROW78, PEDE87] ont publié des valeurs sur les forces de contact **coxo-fémorales** établies à partir d'analyse des différentes phases de mouvement et calculées en utilisant des modèles musculaires simplifiés ainsi que différentes méthodes d'optimisation. La plupart de ces études ont été consacrées aux cas de la marche et de la montée des escaliers. Ces calculs donnent des efforts plus importants que ceux mesurés *in vivo*.

Bergmann et al [BERG93] ont mesuré ces efforts de contact sur deux patients JB (femme de 69 années porteuse d'une prothèse instrumentée, de poids de 470 N et de taille de 160 cm) et EB (homme de 82 années porteur de deux prothèses instrumentées, de poids 650 N et de taille de 168 cm) durant la marche et la course. Le chargement des articulations est observé après 18 et 30 mois d'implantation de la prothèse téléométrique, illustrée sur la figure (1.15a). Cet implant en alliage de titane était mené d'une tête fémorale en alumine qui s'articule dans une cupule en polyéthylène. Le système électronique de mesure constitué d'une carte d'acquisition multicanaux et d'un circuit électrique compact téléométrique permet la transmission sans fil du signal depuis l'intérieur du corps.

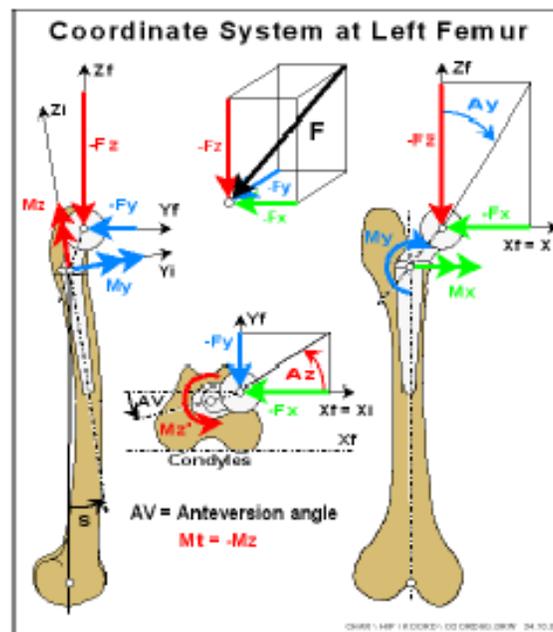


**Figure 1.15a:** La prothèse instrumentée [BERG01].

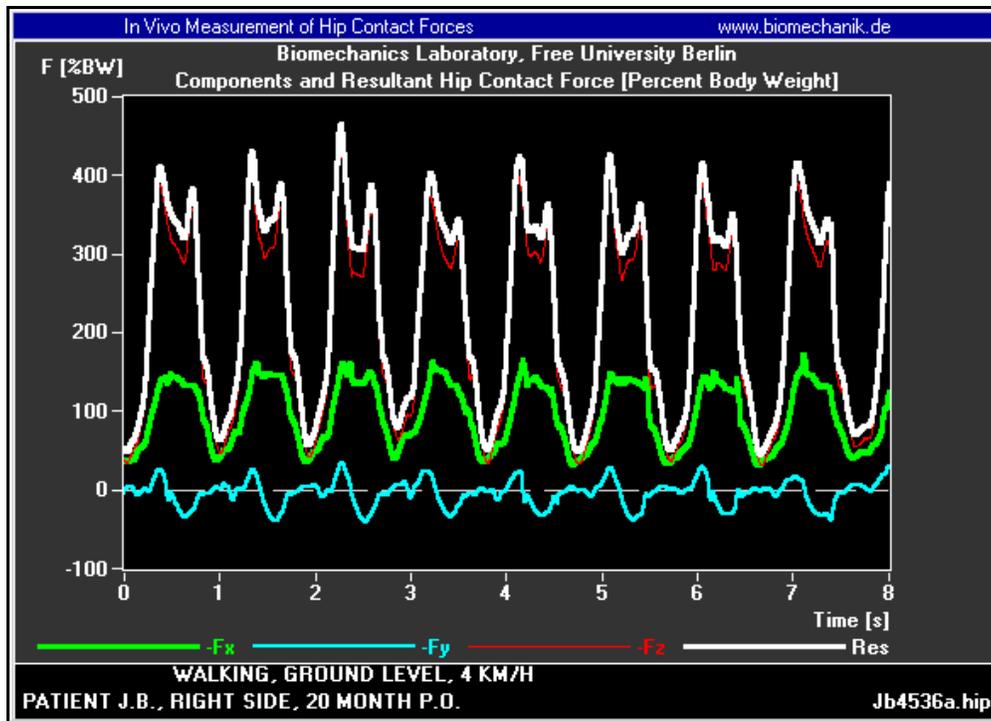
La force de contact transmise par l'implant acétabulaire à la tête fémorale au niveau de l'articulation de la hanche d'amplitude  $F$ , se décompose en trois composantes  $-F_x$ ,  $-F_y$  et  $-F_z$  dans le système d'axes du **fémur** gauche  $R=(O, X,Y,Z)$ . Son amplitude est exprimée en pourcentage du poids du corps (BW).

Les angles que fait la résultante  $F$  sur les trois plans  $OYZ$ ,  $OXZ$  et  $OXY$  sont notés  $A_x, A_y$  et  $A_z$  respectivement. De même,  $A_v$  présente l'angle d'antéversion de l'implant (figure (1.15b)).

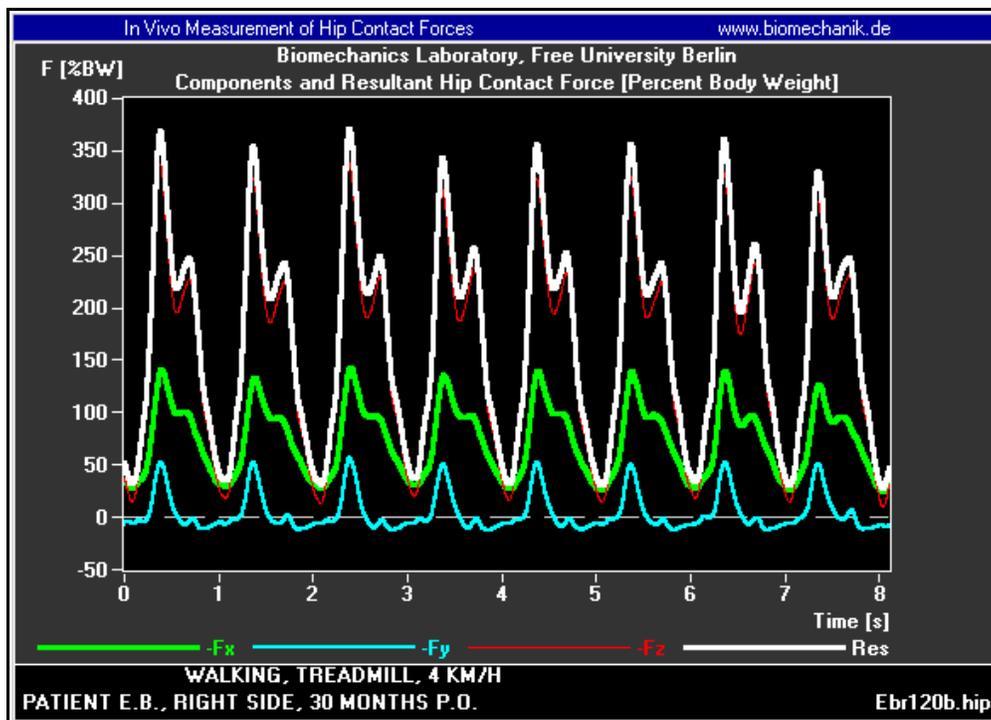
Ces chercheurs ont constaté que la forme de la force résultante et ses composantes suivant les trois axes  $(X,Y,Z)$  étaient semblables pour toutes les articulations (EBD(droite), EBG(gauche), JB). A titre d'exemple les figures (1.16a, 1.16b et 1.16c) présentent l'évolution des forces dans les trois (03) prothèses durant la marche normale à une vitesse de 4 km/h.



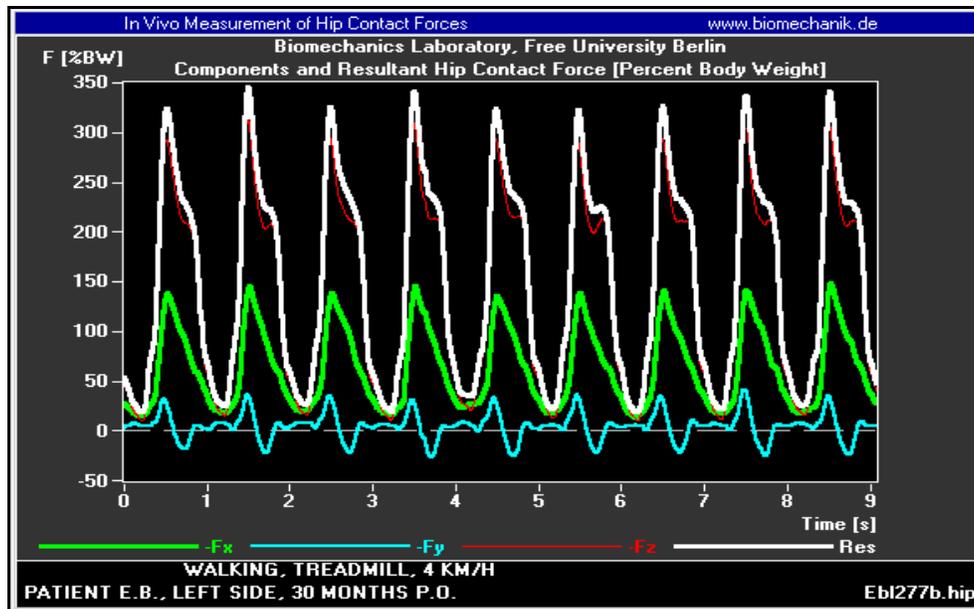
**Figure 1.15b:** Le système de coordonnées du **fémur** gauche[BERG01].



**Figure 1.16a:** Evolution des forces articulaire du patient JB de la hanche droite [BERG97].



**Figure 1.16b:** Evolution des forces articulaire du patient EB de la hanche droite [BERG97].



**Figure 1.16c:** Evolution des forces articulaire du patient EB de la hanche gauche [BERG97].

La force résultante R présente un double pic dû à la réaction du sol. Le premier pic prend toujours la valeur maximale ( $R_{max}$ ) qui augmente avec la vitesse de la marche, elle varie de 280% à 480% du poids du corps (BW). Le deuxième pic n'est pas prononcé dans la prothèse de EB du côté gauche. Sa valeur diminue avec les vitesses de marche élevées, mais reste constante dans le cas de la marche à vitesse moyenne et durant la course.

La description la plus complète et la plus compréhensive de la répartition des forces sur la PTH est présentée par Bergmann et al. [BERG01]. Dans cette étude une analyse des mesures des forces de contact de l'articulation de la hanche est effectuée chez quatre patients âgés de 51 à 76 ans, dont le poids varie de 709 à 980 N et la taille de 1,65 m à 1,75 m ; ces patients ont subi une arthroplastie de hanche en raison d'une **coxarthrose** dans 3 cas et d'une **nécrose avasculaire** de la tête fémorale dans le dernier cas. La posture pendant la marche et la mobilité est bonne chez trois patients, le quatrième avait une démarche légèrement dissymétrique et mal assurée du fait de la douleur dans l'articulation **coxo-fémorale** du côté opposé.

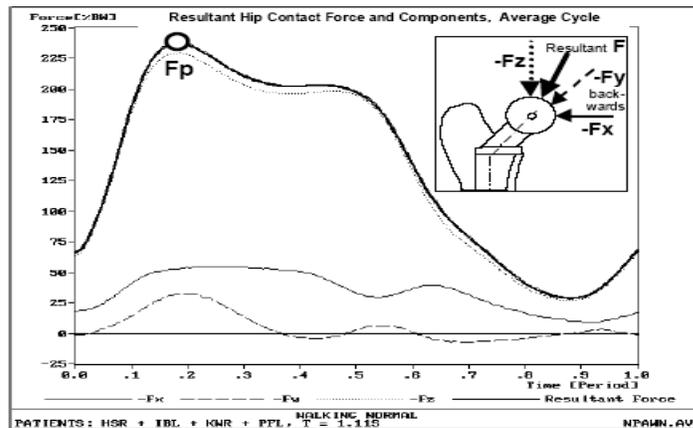
Ils ont étudiés neuf (09) différentes activités de la vie quotidienne la marche lente (3,5 km/h), normale (3,9km/h), rapide (5,3 km/h), la montée des escaliers, la descente des escaliers, s'asseoir sur une chaise, se lever d'une chaise, appui monopodale et le plier du genou).

Bien que le modèle d'évolution de ces forces étaient spécifique pour chaque patient, le pic des forces (R) était au moyen similaire variant entre 211% à 285% PC(poids du corps) durant la marche normale avec une vitesse de 4 km/h. Des forces de grandeur comparable ont été retrouvées par d'autres chercheurs [RYDE66, ENGL79, DAVY88, KOTZ91] utilisant des implants instrumentés.

Des efforts plus importants de 307% et 324% du poids du corps sont enregistrés par Bergmann et al. dans l'étude précédente au cours de la marche à 3 km/h du patient EB. Ceci montre des variations importantes d'un patient à l'autre. De même, des différences plus importantes ont été enregistrées durant les activités non cycliques telles que l'appui monopodale

ou le lever d'une chaise. Ils émettaient l'hypothèse que la marche est l'activité la plus fréquente produisant des efforts de contact élevés au niveau de l'articulation, c'est l'activité la mieux « optimisée » anatomiquement.

En se basant sur les résultats de quatre patients Bergmann et al. [BERG01.] ont essayé de créer des données respectives pour un patient typique portant une prothèse (typical THA patient) devant être utilisées dans les analyses *in vitro*. Dans ce cas, le pic de la force de contact de ce patient typique était de 238% PC durant la marche normale (figure 1.17).



**Figure 1.17:** Evolution de la force articulaire moyenne des quatre patients durant la marche normale [BERG01].

D'autre part, le pic de force de contact était de 409% PC (du patient JB) mesuré par Bergmann et al. dans la première étude durant la marche normale, ce qui est plus grand que les limites observées. Cela c'est expliqué par le dysfonctionnement d'un muscle qui augmentait la force de contact dans l'articulation.

La direction de la résultante des forces de contact dans le **plan frontal** varie peu pendant les activités étudiées par les auteurs et la valeur de l'angle  $\alpha_y$  est pratiquement la même lorsque la résultante atteignait sa valeur maximale durant le cycle, soit  $12^\circ$  à  $16^\circ$  pour tous les mouvements sauf l'appui monopodale où la valeur maximale était de  $7^\circ$ . Ces constatations soutiennent l'hypothèse de Pauwels et al [PAUW65] selon laquelle l'anatomie et la fonction du système mécanique constitué par le fémur, le pelvis et les muscles actifs sont optimisés de manière à limiter les contraintes de flexion les plus élevées dans la tige fémorale.

Ils ont constaté également que parmi toutes les activités régulières des patients reportées dans leur étude, la montée des escaliers exerce le plus grand chargement sur l'articulation de la hanche suivie par la marche. De ce fait, les activités utilisant une chaise et le pli de genou ne sont pas décisives dans les tests de fatigue des implants.

Bergmann et al [BERG01] ont enregistré des valeurs maximales de la résultante des forces appliquées à la hanche de 870 % du poids du corps pour le trébuchement chez la patiente JB. Les auteurs recommandent la manière la plus réalisable de tester les implants en ce qui concerne leur stabilité de fixation, est l'application d'un large nombre de cycles de chargement comme la marche, un petit nombre de cycle comme la montée des escaliers et des forces espacées comme durant le trébuchement.

### **Partie 3: Les biomatériaux des prothèses totales de hanche**

Premièrement on a recensé quelques affections pouvant conduire à une reconstruction de l'articulation de hanche par une PTH, pour soulager les patients d'une douleur invalidante et restaurer la fonction articulaire puis on a décrit en détail cette prothèse. On s'intéresse dans ce qui suit aux biomatériaux utilisés dans la fabrication de prothèse de hanche, à savoir les critères du choix de ces biomatériaux ainsi que leur classification.

#### **I.3.1 Critères du choix d'un biomatériau de PTH**

Les biomatériaux sont des matériaux non vivants conçus pour interagir avec des systèmes biologiques, qu'ils participent à la constitution d'un dispositif à visée diagnostique, à celle d'un substitut de tissu ou d'organe ou encore à celle d'un dispositif de suppléance (ou d'assistance) fonctionnelle (définition élaborée à Chester en 1986 par la conférence de Consensus organisée sous l'égide de la Société Européenne des Biomatériaux) [WILL86].

Un implant en implantologie doit satisfaire deux critères principaux, la biocompétance et la biocompatibilité, qui sont regroupés sous le terme de biofonctionnalité. Cette dernière caractérise l'aptitude d'un matériau à remplir la fonction attendue pendant la durée prévue. La biocompétance caractérise la capacité du matériau à supporter les contraintes mécaniques qu'il est supposé subir et de les transmettre. La capacité d'un matériau à supporter le chargement doit tenir en compte les forces mécaniques élevées au pic maximal des contraintes et au chargement dynamique durant plusieurs millions de cycles. Les forces générées à travers l'articulation de la hanche sont de 3 à 4 fois et peuvent atteindre même 9 fois le poids du corps dans quelques activités physiques. [BERG93](§I.2.5). Il existe beaucoup de matériaux qui peuvent résister à cet effort statique, mais il y a peu de matériaux biocompatibles qui peuvent survivent jusqu'à 20 ans avec presque 3 millions de cycle par an [WALL82].

D'autre part, la transmission de la charge à l'os environnant définit les conditions de force aux interfaces entre implant et tissu vivant. La force à l'interface os-implant dépend de sa biocompatibilité (discutée ci-dessous), de la rigidité des matériaux de l'implant (elle doit être similaire à celle de os) et du système de fixation (cimenté ou non cimenté). En plus les matériaux utilisés dans la fabrication des couples de frottement doivent avoir des caractéristiques de frottement et d'usure acceptables.

Le matériau de l'implant doit être totalement inerte ou biocompatible, cette condition est définie par «la capacité d'un matériau à induire une réponse appropriée à l'hôte dans une application spécifique» (ESB- Chester, 1986 et 1991). C-à-d l'absence de réaction de l'organisme vis-à-vis d'un matériau sous la forme d'un élément complet ou sous forme de produit d'usure ou de corrosion susceptibles d'être libérés par cet élément. EXBRAYAT propose en 1998 une définition plus détaillée : «la biocompatibilité d'un matériau est l'ensemble des interrelations entre ce matériau et le milieu environnant, et leurs conséquences biologiques locales ou générales, immédiates ou différées, réversibles ou définitives». Mais il précise la difficulté d'appréhender la biocompatibilité à la fois expérimentalement et cliniquement.

La biocompatibilité est régie par deux mécanismes ; l'effet du matériau sur le milieu (dégradation du matériau) et l'effet du milieu sur le matériau (agression de l'environnement biologique). Il faut suivre l'évolution de l'un et l'autre, sans oublier leur interface. Ces interactions se déroulent non seulement autour du matériau mais également à distance suivant les éléments **relargués**, elles se manifestent à court, à moyen ou à long terme selon le type de matériau. Elles peuvent être

intenses ou modérées, brièves ou permanentes, ou bien apportant soit une cicatrisation complète soit une nuisance chronique [COMP03].

Dans le cas des prothèses de hanche, la corrosion des métaux est la forme la plus évidente de la dégradation du matériau, par contre les polymères et les céramiques également subissent des transformations (se dégradent) en raison de leur attaque par des agents chimiques et biologiques dans le corps humain. Toute fois aucun matériau n'est complètement biocompatible ou complètement inerte, tous les matériaux produisent une réponse minime soit-elle. Les produits de dégradation des matériaux des implants ont un effet biologique considérable, particulièrement s'ils sont solubles, ils peuvent être entraînés dans le sang et ainsi affectent plusieurs organes et tissus dans le corps humain.

On va citer ci-dessous les biomatériaux utilisés dans la fabrication des prothèses de hanche, classés en trois groupes :

- 1) Les biomatériaux métalliques ;
- 2) Les céramiques (biocéramiques) ;
- 3) Les polymères.

### **I.3.2 Biomateriaux métalliques**

L'utilisation des métaux et des alliages métalliques pour les applications biomédicales remonte à l'époque gallo-romaine (vers la fin du 1<sup>er</sup> siècle), où un implant dentaire en fer forgé fut découvert sur un jeune homme de cette époque [Web 11].

De nos jours, les biomatériaux métalliques sont spécialement utilisés en dentisterie (plombage, prothèses, pièces de dentiers), en orthopédie (clous, vis, plaques, articulations) et aussi dans les instruments chirurgicaux [SCHM99].

Les développements récents des biomatériaux; céramiques ou polymères pourraient donner une forte impression, mais fautive, qu'il n'y a pas d'avenir pour les biomatériaux métalliques. En fait, si les céramiques et les polymères présentent des caractéristiques intéressantes, ils souffrent néanmoins de lacunes, spécialement dans leurs propriétés mécaniques. C'est pour cette raison qu'il demeure important de penser en terme de biomatériaux métalliques, pour lesquels le savoir-faire en matière de modulation des propriétés mécano-chimiques peut être utilisé afin de compenser leurs faiblesses [GUIL00].

Les métaux et les alliages métalliques présentent une grande dureté, une grande résistance à la fatigue et une surface finale de faible rugosité avec une grande tolérance. Actuellement, on retrouve trois alliages métalliques d'utilisation courante dans le domaine des prothèses de hanche ; l'acier inoxydable, l'alliage Chrome-cobalt et l'alliage de titane.

Ces matériaux présentent un comportement corrosif dans le milieu physiologique, de ce fait, la réduction du taux de corrosion est indispensable pour ne pas endommager la fonction mécanique de l'implant ou provoquer des réactions biologiques défavorables. La passivation de ces métaux se réalise par l'accumulation d'une couche d'oxyde sur la surface du métal.

#### **I.3.2.1 Acier inoxydable**

Les aciers inoxydables sont des alliages dont l'élément principal est le fer. En outre, l'acier dit 316L est le type le plus utilisé dans les applications biomédicales (prothèses articulaires), Son prix réduit et sa facilité de fabrication font de lui un matériau attractif aux implants. Sa composition chimique est représentée dans le tableau 1.3.

L'amélioration des propriétés mécaniques et corrosives de l'acier inoxydable austénitique d'Ortron 90, utilisé dans la fabrication des implants de Charnely était effectuée par l'élimination de deux éléments le nitrogène (N<sub>2</sub>) et le Niobium (Nb).

Ces aciers ont une composition déterminée de 17 à 19% de chrome, ce qui offre une excellente résistance à la corrosion par la création d'un film de passivation d'oxyde de chrome. Le nickel avec un pourcentage de 13 à 15% renforce la résistance à la corrosion en stabilisant le chrome. De même, le molybdène avec un pourcentage de 2 à 3% évite la formation de ferrite à l'état libre et le carbone avec une concentration minimale empêche la corrosion intergranulaire à la frontière des carbures.

Les propriétés mécaniques de ces aciers sont les suivantes ; module d'Young  $E = 200$  GPa, limite d'élasticité  $\sigma_e = 280$  MPa, contrainte à la rupture en traction  $\sigma_r = 520$  MPa et la résistance à la fatigue  $\sigma_f = 520$  MPa. L'acier inoxydable reste cependant sensible à la corrosion *in vivo* [PASS93], avec le **relargage** d'ions (Ni<sup>+2</sup>, Cr<sup>+3</sup>, Cr<sup>+6</sup>) et ce d'autant plus qu'il existera des micromouvements de l'implant.

**Tableau 1.3 :** La composition des aciers inoxydables utilisés dans les articulations articulaires

Les éléments (% en poids)	Les alliages	
	316L (ASTM F138)	Ortron 90 [PILL86]
C	0,03 max	0,05
Mn	2,0 max	3,7
P	0,025 max	0,017
S	0,01 max	0,003
Si	0,75 max	0,19
Cr	17 à 19,0	21,4
Ni	13,0 à 15,5	9,3
Mo	2,0 à 3,0	2,7
N <sub>2</sub>	-	0,39
Nb	-	0,28
Fe	Equilibre	Equilibre

### I.3.2.2 Les alliages à base de Cobalt

L'alliage Crome Cobalt Molybdène est le seul alliage utilisé dans la fabrication des prothèses totales de hanche, il présente une remarquable résistance à l'usure et à la corrosion [ALVA03,TIPP05]. L'ASTM (American Society of Testing and Materials) classe cet alliage en deux catégories ; l'alliage de coulé (Cast) (ASTM F75-92) et l'alliage forgé (Wrought) (ASTM F1537-94). Leurs compositions standards sont données dans le tableau 1.4, la composition typique du carbone pour ces alliages à forte teneur en carbone est au voisinage de 0,20% en poids et moins de 0,08% en poids pour les alliages à faible teneur en carbone [WIMM01].

**Tableau 1.4 :** La composition des alliages Cr Co suivant l'ASTM [CATE03].

Les elements	Les alliages	
	ASTM -F75-92(coulé)	ASTM-F1537-94(forgé)
C	≤ 0,35	≤ 0,35
Mn	≤1,00	≤1,00
Si	≤1,00	≤1,00
N	≤0,25	0,00
Cr	26,00 -30,00	27,00 -30,00
Ni	≤1,00	≤1,00
Mo	5,00 -7,00	5,00 -7,00
Fe	≤0,75	≤0,75
Co	Equilibre	Equilibre

Tous ces alliages présentent une large proportion du Cr, ce qui est nécessaire pour créer une couche passive oxydée contre la corrosion [SCHM96]. De même le Mo est ajouté avec un pourcentage variant entre 5 et 7 afin de renforcer la solution solide [ATAM93].

Le carbone est additionné avec une forte concentration 0,35% dans le but de durcir la solution solide en formant des carbures qui adhèrent à la matrice entourant et qui possèdent une dureté de 5 fois plus que la matrice [SCHM96]. Le rôle de la concentration du carbone sur le comportement à l'usure sera abordé au chapitre 2 (§II.2.1).

La passivation de la surface par couche de chrome assure une excellente résistance à la corrosion [PASS93], mais malgré cela, il existe toujours une dissolution passive du métal.

#### a) L'alliage de coulé (Cast)

Les alliages coulé « Cast » peuvent être fournis soit 'as Cast' (sans traitement thermique) ou subissant un traitement thermique de plusieurs manières. Ils sont utilisés dans la fabrication des implants orthopédiques comme les tiges fémorales de hanche et aussi les tiges fémorales de genou. Le matériau coulé d'une composante fémorale de la hanche présente une grande taille des grains avec des blocs de carbures déposés près des joints de grains.

Généralement, les traitements thermiques comportent la compression isostatique à chaud (hot isostatic pressing (HIPing)) et la solution de recuit (solution annealing), qui sont effectués au dessous du point de fusion du matériau.

Le traitement isostatique à chaud est réalisé dans un environnement non oxydant comme l'argon à 1200°C durant 4 heures où les composants sont chargés à 103 MPa puis refroidis lentement dans une atmosphère d'argon. Il permet à la diffusion de se produire le long des joints de grain, qui servent à fermer les microporosités et homogénéiser la structure. Ce-ci améliore les propriétés mécaniques tels que la charge ultime et l'allongement à l'échec.

D'autre part, le traitement solution de recuit est toujours effectué après le traitement HIPing, en maintenant les composants à 1200°C durant 4 heures sous vide, puis en les trempant dans le gaz de N<sub>2</sub>. Il se produit une fine précipitation des carbures qui sont distribués régulièrement autour de

la matrice. Durant cette technique, une structure très similaire à celle des composants (HIPing) se produit mais plus reproductible et plus homogène.

### b) L'alliage forgé (Wrought)

Les matériaux forgés sont traités à froid puis adoucis par chauffage à 60% de la température de fusion pour emmener le matériau à la recristallisation. La taille des grains finale est plus petite que celles dans les composants « as Cast » et l'alliage coulé « Cast » traité thermiquement.

Dans le cas du matériau forgé « wrought » à forte teneur en carbone, les carbures sont finement dispersés à travers la matrice, ce qui est similaire au matériau traité thermiquement. L'alliage forgé à faible teneur en carbone vertueusement vide des précipitations de carbure.

Les matériaux forgés sont généralement produits sous forme de barres à partir desquelles les composants sont usinés.

### I.3.2.3 L'alliage de titane

Le titane est l'un des biomatériaux utilisés dans la fabrication des implants orthopédiques, il se présente comme un matériau de choix dans les applications biomédicales, grâce à ses propriétés biologiques acceptables pour l'os ; sa forte résistance à la corrosion, l'absence d'hypersensibilité marquée et d'allergie ou des réactions immunologiques importantes.

Le titane est utilisé sous deux formes, commercialement pur (cp) et comme alliage avec 6% en poids d'aluminium et 4% en poids du vanadium (Ti-6Al-4V). Le tableau 1.5 regroupe leurs compositions chimiques limitées.

**Tableau 1.5 :** La composition des alliages de titane [KOH92].

LES ALLIAGES	LES ELEMENTS (%)							
	N <sub>2</sub>	C	H <sub>2</sub>	Fe	O <sub>2</sub>	Al	V	Ti
c.p.(ASTM F67) (1983))	0.03 max	0.10 max	0.0125 max	0.20 max	0.18 max	-	-	balance
Ti-6Al-4V (ASTM F136) (1984))	0.05 max	0.08 max	0.012 max	0.25 max	0.13 max	5.5 à 6.5	3.5 à 4.50	balance

Les alliages de titane sont caractérisés par une bonne résistance à la fatigue et par un module d'élasticité deux fois moins élevé que celui des aciers inoxydables et des alliages de cobalt chrome, les propriétés mécaniques de l'alliage de titane sont :  $E = 110$  GPa,  $\sigma_f = 1185$  MPa et  $\sigma_f = 650$  MPa. On constate que leur dureté est médiocre ce qui les rend inadaptés pour constituer des surfaces de frottement.

### I.3.2.4 La corrosion

La corrosion est la dégradation graduelle des matériaux par attaque électrochimique [LITS94]. Ce problème présente un souci particulier quand l'implant est placé dans un environnement électrolytique fourni par le corps humain [LITS94]. Il n'affecte pas seulement le fonctionnement mécanique de la prothèse, mais les produits de la corrosion affectent la biocompatibilité locale et systématique de l'implant.

Tous les métaux et les alliages métalliques utilisés en implantologie possèdent des couches oxydées passives qui n'empêchent pas complètement la corrosion. La couche passive (oxyde de chrome) de l'acier inoxydable est sensible à la corrosion par piqûres et caverneuse autour de vis, sous certaines circonstances, par exemple la région à fortes contraintes et sans oxygène [ATKI81].

Les deux alliages coulé et forgé avec une forte ou faible teneur en carbone de l'alliage Crome cobalt, sont passivent dans le corps humain et ne montrent pas de corrosion par piqûre, cependant une sensibilité modérée à la corrosion caverneuse peut être observée [BLAC88].

L'alliage de titane forme une couche poreuse adhérente ( $\text{TiO}_2$ ) qui devient passive sous les conditions physiologiques. Il possède une résistance supérieure aux effets combinés de la fatigue mécanique et de la réaction électrochimique comparée à l'acier inoxydable 316L et aux alliages Co-Cr [FRAK92].

Dans le cas de la corrosion par frottement, les couches passives des deux surfaces métalliques en contact sont usées mécaniquement par mouvement relatif oscillant. Les débris d'usure durs d'oxyde de métal agissent comme un troisième corps abrasif augmentant ainsi l'usure des surfaces et permettant la corrosion rapide du métal non protégé. Le titane a la capacité de reformer sa couche d'oxyde d'une façon extrêmement rapidement, tandis que dans le cas de l'alliage Co-Cr, elle se fait seulement après la dissolution d'une grande quantité de cet alliage.

Même si toutes les formes de corrosion citées ci-dessus sont empêchées, la dissolution lente des matériaux se produit toujours avec les surfaces dans leur état passif. Cependant, l'utilisation des métaux en implantologie soulève donc plusieurs questions sérieuses : Quel est le matériau libéré ? Quelle est la quantité libérée ? Quel effet produit une telle accumulation sur les réactions biologiques ?

Les recherches essayent de répondre à ces questions par la mesure des niveaux d'ions dans le sérum, le sang et dans les urines qui sont troublés par le rôle inconnu que ces ions peuvent jouer dans le métabolisme.

### **1.3.3 Les polymères**

Le polyéthylène est pratiquement réservé à la fabrication des cupules, il a fait l'objet de nombreuses tentatives d'amélioration, tant dans sa technique de fabrication (densité du processus de polymérisation) que dans sa méthode de travail final (moulage en bloc ou usinage) ou encore dans sa technique de stérilisation (également susceptible d'en modifier les propriétés mécaniques).

Le polyéthylène est un polymère formé à partir du gaz d'éthylène ( $\text{C}_2\text{H}_4$ ), sa formule chimique est  $(\text{C}_2\text{H}_4)_n$  où  $n$  présente le degré de polymérisation. Il existe plusieurs type de polyéthylène; LDPE (polyéthylène à faible densité), LLDPE (polyéthylène linéaire à faible poids moléculaire), HDPE (polyéthylène à poids moléculaire haut) et UHMWPE (polyéthylène à poids moléculaire ultra-haut). Ils sont synthétisés avec différents poids moléculaires et différentes architectures de chaîne. Le tableau 1.6 regroupe quelques propriétés physiques et mécaniques de LDPE, HDPE et UHMWPE.

Ce matériau présente une excellente biocompatibilité vis-à-vis des particules du polyéthylène si leur quantité reste suffisamment faible. Son module d'élasticité voisin de 0,7 GPa, est proche de celui du ciment et de l'os que les alliages métalliques ou la céramique et dont les propriétés d'amortissement ménagent l'ancrage Os-ciment [SCHN82, WROB98].

**Tableau 1.6:** Les propriétés physiques et chimiques du polyéthylène [KOH92].

LES PROPRIETES	POLYETHYLENE		
	LDPE	HDPE	UHMWPE
PM (g/mol)	3 à 4 x 10 <sup>3</sup>	5 x 10 <sup>5</sup>	1 à 4 x 10 <sup>6</sup>
Densité (mg/m <sup>3</sup> )	0,90 à 0,93	0,92 à 0,97	0,93 à 0,94
E (Mpa)	69 à 260	410 à 1240	70 à 490
Contrainte de traction (Mpa)	-	-	21 à 25
La charge ultime (Mpa)	4 à 16	21 à 40	37 à 46
Allongement (%)	90 à 800	20 à 100	200 à 525

Durant plus de 40 ans l'UHMWPE a été utilisé en orthopédie comme cupule ou liners de cupule pour les prothèses de hanche et plateaux tibiaux dans le cas des prothèses de genoux. Chaque année le nombre de prothèses implantées dans le monde est estimé de 500 000 à 1 million [ALVA04]. Malgré les succès de ces procédures, les composants en UHMWPE ont un temps de vie limité car l'usure est l'un des facteurs qui limite leur longévité.

Cette usure abrasive liée à la présence d'un troisième corps ou d'irrégularités sur la surface (métallique ou céramique) en regard du polyéthylène. L'usure peut être aussi provoquée par adhérence; lié à l'élimination par frottement des irrégularités à la surface du polyéthylène, par fatigue lié au vieillissement (qui apparaît à partir de la 8 année) où par fluage.

Les prothèses cimentées ont une grande longévité si l'épaisseur du polyéthylène est de l'ordre de 8 –10 mm. Dans ce cas le polyéthylène joue le rôle d'un répartiteur de forces, évitant toute surcharge localisée du ciment autour de la cupule [SUCH98]. Dans le cas contraire, le polyéthylène flue et se déforme, entraînant des sollicitations anormales du ciment au pôle supérieur de la tête, avec dégradation du ciment et par la suite descelllement à partir du pôle de la prothèse

### 1.3.4 Les céramiques

Les céramiques sont des matériaux inorganiques obtenues par frittage, ce procédé transforme une poudre à haute température et à forte pression, en composé solide par coalescence des grains. Leur introduction dans la fabrication des PTH était une des solutions du problème d'usure du couple de frottement M/PE.

La céramique est célèbre par sa grande inertie chimique apportée par ses liaisons fortes (covalentes ou ioniques) et par ces propriétés tribologiques qui sont généralement excellentes comparées à celles du métal ou du polyéthylène grâce à sa grande dureté et aux rugosités très faibles qu'il est possible d'atteindre. Cependant ces propriétés mécaniques restent leur point faible, par rapport aux métaux et surtout en ce qui concerne la résistance à la fissuration et l'énergie de rupture. Parmi les céramiques on distingue l'alumine (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) et la zircone (ZrO<sub>2</sub>), dont les propriétés mécaniques sont regroupées dans le tableau 1.7. Ces propriétés dépendent fortement de leur pureté, porosité, la taille des grains et leurs distributions.

Une des différences essentielles entre les métaux et les céramiques est le caractère fragile; les céramiques ne peuvent pas s'adapter à une déformation de plus de quelques micromètres, elles se caractérisent par un comportement purement élastique et ne présentent pas de zone plastique,

avec un module de Young élevé (tableau 1.7) jusqu'à l'atteint de la contrainte à la rupture. Bien que les céramiques présentent une rupture de type «fragile» certaines d'entre elles peuvent résister à des contraintes très élevées, cas de la zircone, même si l'absence totale de plasticité ne leur permet pas de s'accommoder par déformation à la concentration de contraintes.

**Tableau 1.7 :** Les caractéristiques mécaniques des céramiques d'alumine et de la zircone [HAMZ00].

CARACTERISTIQUES MECANIQUES	L'ALUMINE (AL <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	LA ZIRCONNE (ZRO <sub>2</sub> )
Résistance à la compression [MPa]	4000	-
Résistance à la flexion [MPa]	550-600	2200
Résistance aux chocs [Cm.N/mm <sup>2</sup> ]	40	-
Module de Young [GPa]	380	220
Coefficient de Poisson	0,18	0,31
Taille des grains (µm)	1,3	0,35
Dureté HV [MPa]	2017	1750
Densité (g/cm <sup>3</sup> )	3,9	6,1
La ténacité statique en traction	2,5-3,5	6-12
KIc (MPa m <sup>1/2</sup> )		

La céramique de référence la plus ancienne est la céramique d'alumine, elle a été introduite par Boutin en 1970 et employée dans un couple Alumine/Alumine. Dans le domaine médical, cette céramique doit répondre à un cahier des charges très précis [BLAN87] : densité supérieur à 3,93, taille des grains inférieur à 6 micromètre, résistance à la flexion  $\geq 500$  M Pa, résistance à la compression  $> 4000$  MPa, résilience- résistance au chocs  $45$  N/cm<sup>2</sup>.

D'autre part, ce matériau présente une excellente résistance à toutes les formes de corrosion et une bonne biotolérance sous forme massive et sous forme de particules. Sa densité élevée et sa structure cristalline très fine lui permet d'avoir un excellent état de surface après polissage et l'indice de rugosité Ra peut atteindre  $0,01\mu\text{m}$ . Ces propriétés lui confèrent des caractéristiques d'usure et de frottement remarquables.

La différence importante entre le module de Young d'alumine (380 GPa) de l'os sous-chondral ( $\approx 0,2$  à  $2,2$  GPa) et du ciment ( $\approx 3$  GPa), de même que l'absence de propriétés d'amortissement de l'alumine peuvent être à l'origine d'un taux de descellement supérieur à celui enregistré pour les cupules en polyéthylène cimentées, lorsqu'elle est utilisée comme matériau de la cupule [LERO97]. Actuellement avec l'amélioration notable des procédés de fabrication, un contrôle sévère de la qualité, de la conception des produits finals et l'utilisation d'une technique chirurgicale adaptée, le risque de fracture le plus élevé peut être estimé à  $1/2000$  sur une période de 10 ans [WILL00].

Le couple Al/Al offre un très faible taux d'usure, bien plus faible que celui du couple métal/PE. In vivo, le taux d'usure se situe entre  $0,03$  et  $16$  microns par million de cycles dans les conditions normales [WILL00]. Les résultats en terme d'usure volumique sont encore plus évoquants car le taux d'usure est d'environ  $2000$  à  $5000$  fois plus faible que celui du couple métal/PE et  $40$  fois plus faible que celui du couple métal/métal.

La zirconie est une autre céramique utilisée dans les applications orthopédiques, la zirconie pure est instable, généralement stabilisée par l'ajout d'additifs (MgO, CaO, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>...) dont les taux varient entre 5 à 10% [BLAN87]. Elle possède une bonne résistance à toutes les formes de corrosion, de bonnes caractéristiques mécaniques (densité 6.1, résistance à la flexion 2200 MPa, module d'élasticité 220 GPa) et une bonne résistance à l'usure et au frottement.

La céramique de zirconie existe en trois phases cristallines différentes : monoclinique à faible température, cubique à haute température et tétragonale dans l'intervalle intermédiaire. Seule la phase tétragonale permet l'obtention d'une céramique aux propriétés mécaniques satisfaisantes. Le changement de la phase tétragonale à la phase monoclinique produit une augmentation du volume et une diminution importante des propriétés du matériau. Cela est dû à la fissuration de la céramique.

La phase tétragonale tend à se transformer en phase monoclinique, qui explique son instabilité dans le temps. Cette transformation de phase par an est mise en discussion, quelques uns déclarent que 2% de la phase tétragonale se transforme en phase monoclinique chaque année. Tant dis que d'autres rapportent que la transformation est plus importante à la surface comparée avec l'intérieur du matériau [HARG01].

---

## Conclusion

---

L'articulation **coxo-fémorale** est une **énarthrose** à trois degrés de liberté dont la grande stabilité est assurée par l'anatomie des surfaces articulaires et par les éléments capsulo-ligamentaires.

Au repos, la hanche d'un sujet supporte une pression musculaire permanente due au tonus des muscles péri-coxo-fémoraux. Par contre, au cours de la marche, la hanche supporte une charge plus importante dont les travaux de Bergman ont montré lumineusement l'importance.

De ce fait, les composants à sollicitations cycliques seront pris comme base de départ dans le choix des conditions de chargement à imposer aux prothèses de hanches. Le chargement le plus sévère sera pris en considération dans la conduite des essais sur les matériaux constituant la PTH.

L'articulation de hanche normale peut être atteinte par différentes affections telles que l'**arthrose**, l'**arthrite**, des traumatismes et des tumeurs malignes dont l'ablation oblige une reconstruction de l'articulation touchée.

La **prothèse totale de hanche** réduite à sa simple expression c'est-à-dire la mise en contact de ces surfaces articulaires (la tête et la cupule), elle ne fonctionne interinsequeusement qu'au prix inévitable d'un frottement. Ce dernier entraîne au fil des années d'usage prothétique une usure de ces surfaces articulaires, elle est certes extrêmement subtile et discrète, mais elle devient cumulative au fil du temps et atteindra un niveau mécaniquement significatif. Différents types de matériaux (acier inoxydable, alliage de titane, alliage de cobalt), céramique (alumine, zircone), ou plastique (polyéthylène de très haut poids moléculaire) sont combinés avec des résultats souvent variables selon l'état de surface et la forme des composants.

Le plus grand défi de l'**arthroplastie** totale de hanche est de réduire l'usure et l'**ostéolyse** chez les personnes jeunes et actives. Une masse impressionnante de recherche a été donc consacrée à réduire cette usure mécanique de l'articulation artificielle. Deux axes de recherche ont été envisagés, le premier s'intéresse à la recherche et au développement du polyéthylène (hautement réticulé) afin d'améliorer sa résistance à l'usure. Le deuxième s'intéresse aux couples alternatifs Dur/Dur (Métal/Métal et Céramique/Céramique), c'est le couple Métal/Métal qui va faire l'objet de notre étude.

Il est alors intéressant d'établir un bilan sur l'état actuel des connaissances portant sur l'usure des couples Métal/Métal, ce qui fera l'objet du 2<sup>ème</sup> chapitre. En effet, ces connaissances peuvent mettre en relief des points importants qui seront des bases de comparaison pour notre étude.

---

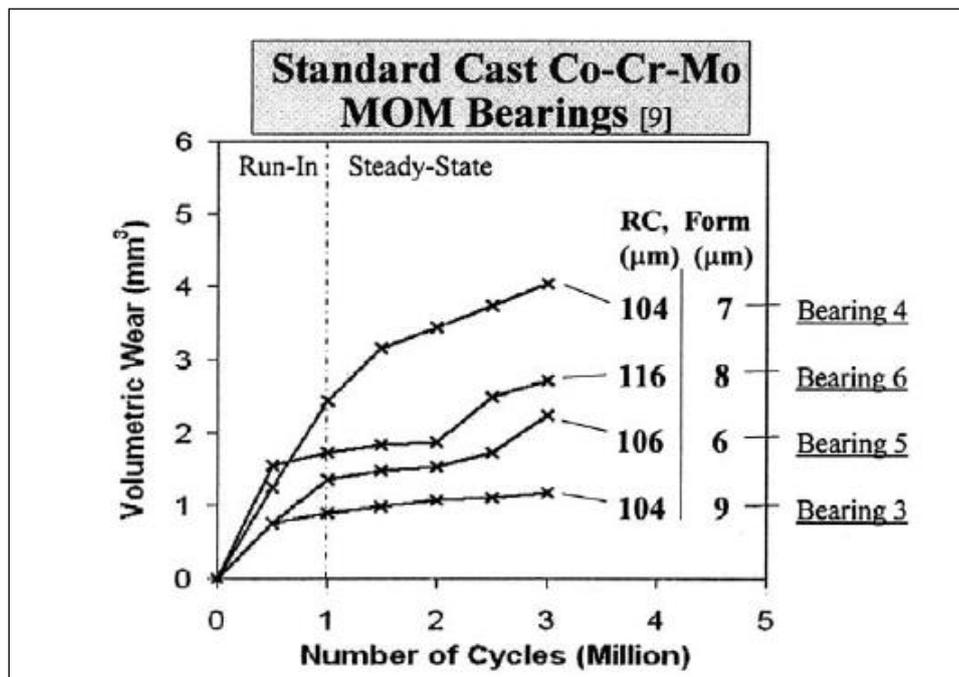
*Chapitre II :*  
*L'usure du couple Métal/Métal*  
*dans les prothèses de hanche*

---

La nouvelle génération des prothèses de hanche Métal/Métal a été réintroduite pour surmonter le problème d'ostéolyse, souvent attribué aux particules d'usure du polyéthylène du couple conventionnel Métal/ Polyéthylène et ainsi augmenter la durée de vie des prothèses. Dans ce chapitre on s'intéresse à l'usure du couple de frottement Métal sur Métal dans les prothèses totales de hanche; premièrement on donne l'estimation de cette usure *in vivo* et *in vitro*, ensuite on indique la tribologie de ce couple de frottement. De même, on cite les différents simulateurs de hanche utilisés comme un outil efficace dans la recherche et finalement on rapport les méthodes de quantification de cette usure.

### II.1 Estimation de l'usure des couples Métal/Métal dans les PTHs

Le comportement à l'usure du couple Métal/Métal des prothèses totales de hanche se caractérise par deux phases distinctes; la première avec un taux d'usure élevé dite run-in ou wear in, elle correspond au premier million de cycles ou à la première année *in vivo*. La deuxième phase dite steady state, se distingue par un taux d'usure plus faible, la figure 2.1 illustre ces deux phases.



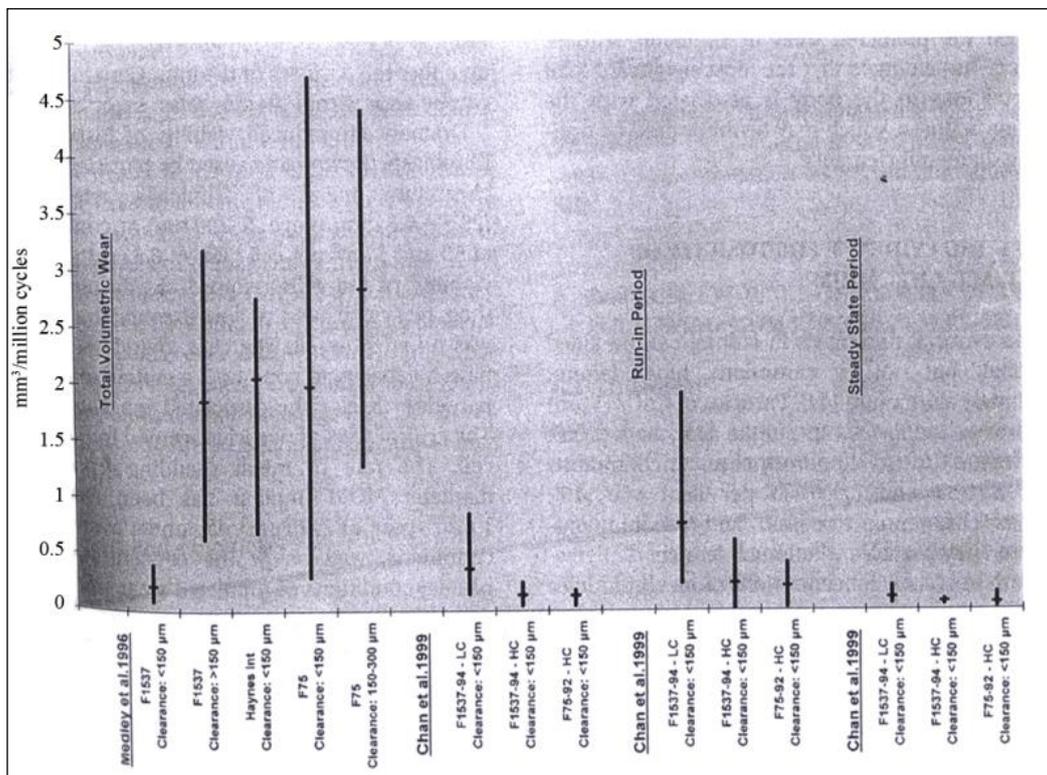
**Figure 2.1:** L'usure des couples Métal/Métal dans les PTHs [BOWS04a].

Généralement les études sur simulateurs de hanche montrent des taux d'usure plus faibles que ceux reportés *in vivo* durant la phase du steady state [FIRK01]. Cette différence peut être attribuée aux conditions articulaires idéales dans les simulateurs de hanche durant le cycle de marche. La réalité *in vivo* diffère d'une façon marquée en terme d'état de surface, des fluctuations de la charge et des mouvements. La différence entre l'usure *in vitro* sur simulateur et *in vivo* a été mise au point par des études portant sur; l'augmentation de la charge, le mouvement stop/start [MEDL96] [POTE02] et la différence dans la cinématique de chargement [BOWS04b, WILL04].

Ces études ont montré que le changement dans les conditions tribologiques se traduit par une augmentation des taux d'usure, ces facteurs seront abordés dans la section suivante (§II.2).

Les résultats d'usure des couples Métal/Métal sur simulateurs de hanche sont résumés dans la figure 2.2. Medley et al [MEDL96] ont présenté une marge des volumes d'usure allant de 0,091 à 61 mm<sup>3</sup> par million de cycles et des taux d'usure linéaire compris entre 1,3 et 100 µm par million de cycles. Dans la majorité des cas, le taux d'usure diminue d'une façon remarquable après les premiers de (0,1 à 0,5) millions de cycles. La valeur élevée du jeu articulaire est associée avec l'augmentation du volume d'usure.

Les résultats de Chan et al [CHAN99] ont montré que la valeur du volume d'usure la plus élevée se produit durant le premier million de cycles [0,4 mm<sup>3</sup> / 10<sup>6</sup> cycles (variant 0,02-1,9 mm<sup>3</sup> / 10<sup>6</sup> cycles)], suivie par une remarquable diminution du taux d'usure durant le steady state [0,08 mm<sup>3</sup> / 10<sup>6</sup> cycles (variant 0,03- 0,21 mm<sup>3</sup> / 10<sup>6</sup> cycles)]. L'usure volumique par million de cycles étant faible, avec une valeur moyenne de 0,22 mm<sup>3</sup> / 10<sup>6</sup> cycles (variant entre 0,05-0,85 mm<sup>3</sup> / 10<sup>6</sup> cycles) et cette usure augmente avec l'augmentation du jeu articulaire (R<sup>2</sup>=0,65 et P=0,001).

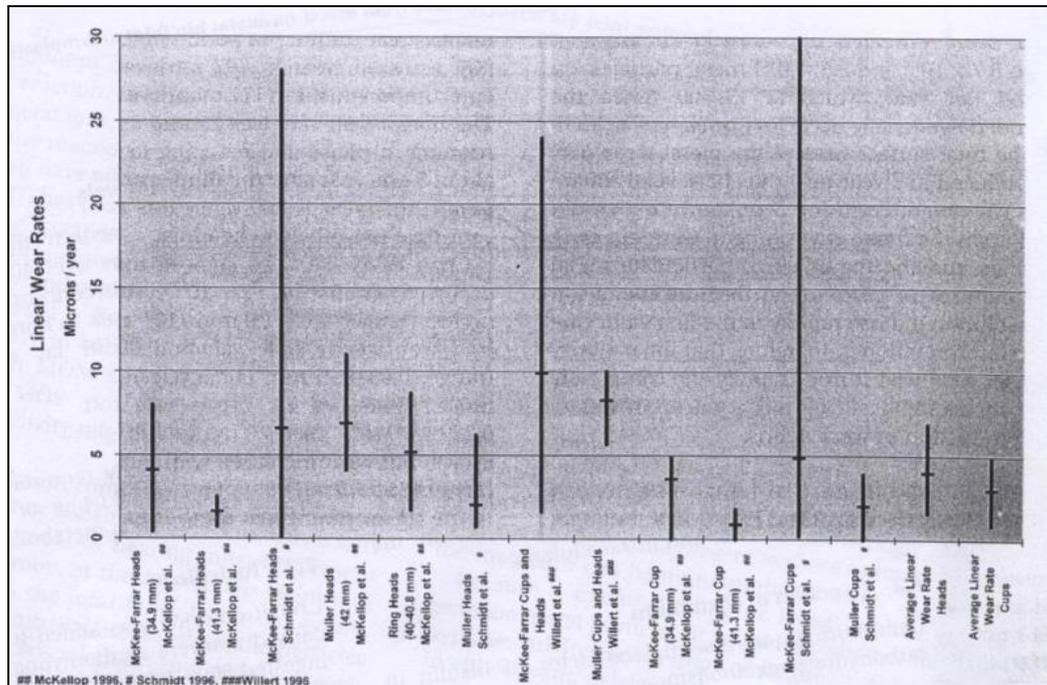


**Figure 2.2:** L'usure des couples Métal/Métal sur simulateur de hanche [SILV05].

De même, le taux d'usure des prothèses explantés diminue avec le temps d'implantation. On distingue ainsi une phase initiale run-in avec un taux d'usure élevé durant les premières années de 1 à 2 suivie par un faible taux d'usure durant le steady state. [MCCA95, MCKE96]. La figure 2.3 résume les taux d'usure linéaire obtenus par l'analyse des prothèses de la première génération Métal/Métal explantées. Le taux d'usure linéaire moyen des têtes est estimé de 0,004 mm/an, avec un taux volumique de 1,5 mm<sup>3</sup>/an [MCKE96, SCHM96, WILL00] et de 0,003 mm<sup>3</sup>/an pour les cupules.

Notons que les taux d'usure des couples Métal/Métal sont très faibles comparés avec les couples conventionnels Métal/PE [NEVE04]. Ils ont démontré des volumes d'usure très faibles dans les laboratoires [CHAN96, STRE96, FIRK01] et dans les études cliniques

[AMST96]. Ce volume d'usure des articulations métalliques est estimé de 40 à 100 fois moins faible que les couples Métal sur Polyéthylène [AMST96, FIRK01].



**Figure 2.3:** L'usure des couples Métal/Métal *in vivo* [SILV05].

## II.2 Tribologie du couple Métal/Métal

La tribologie du couple Métal/Métal dépend de plusieurs facteurs à savoir ; la métallurgie, la géométrie du couple de la prothèse, la lubrification des surfaces articulaires, le régime et la cinématique du chargement.

### II.2.1 La métallurgie

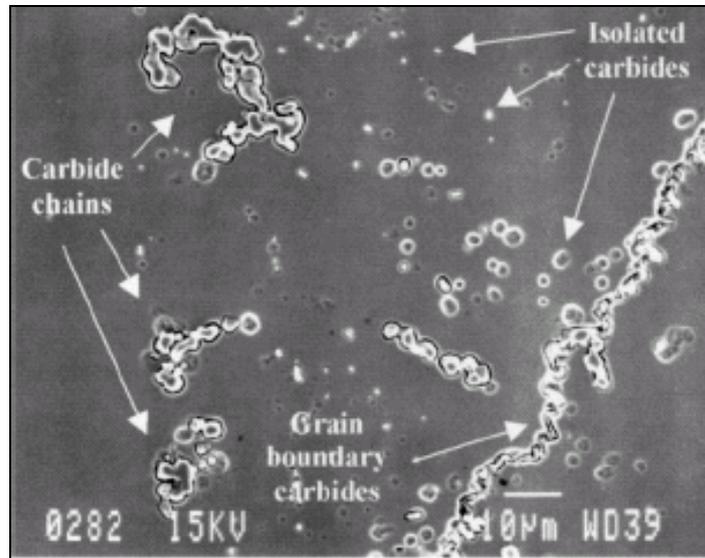
Il est connu que l'alliage Co-Cr présente le matériau le plus performant dans des prothèses totales de hanche (§I.3.2.2). Cependant, son utilisation sous forme coulée (Cast) ou forgée (wrought) avec ou sans traitement thermique, à forte ou à faible concentration de carbone est fréquemment un sujet de discussion.

Les procédés de fabrication et la concentration en carbone ont un effet sur la structure de l'alliage (la taille et la distribution des carbures) ainsi ils affectent le mécanisme et la résistance à l'usure [WANG99a, TIPP05, SILV05]. Les carbures dans les deux alliages (coulé ou forgé) se situent dans les grains et les joints de grains [CATE03].

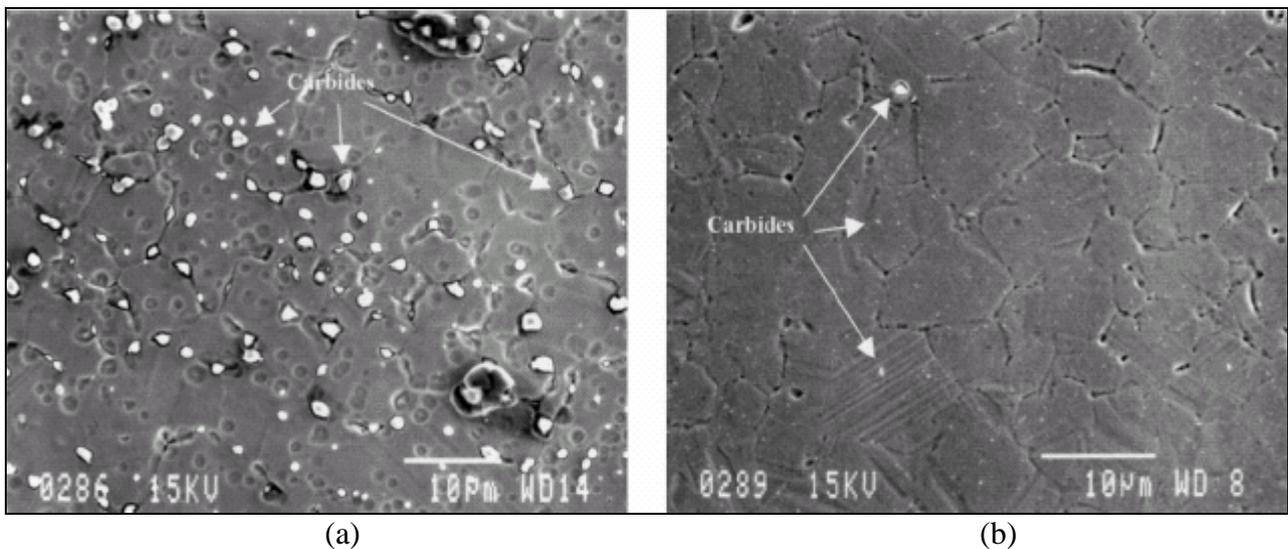
La microstructure de l'alliage coulé se caractérise par des grains larges de 30 à 1000  $\mu\text{m}$  de diamètre et les carbures sont situés dans les grains sous forme de chaînes ou isolés comme le montre la figure 2.4. Leur taille est comprise entre 1 et 10  $\mu\text{m}$  [WANG99a].

Par ailleurs, La microstructure de l'alliage forgé se compose de petits grains (<10  $\mu\text{m}$  de diamètre) et la distribution ainsi que la taille des carbures dépendent de la teneur en carbone [WANG99a]. Dans le cas de l'alliage à forte teneur en carbone (HC), la taille des carbures est comprise entre 1 et 5  $\mu\text{m}$ , ils se situent en abondance le long des joints de grain ainsi que dans les grains (figure 2.5a).

La taille de la plupart des carbures de l'alliage forgé à faible concentration en carbone (LC) est inférieure à  $0,5 \mu\text{m}$  de diamètre. Ces carbures se situent aux joints de grain et se trouvent également dans les grains. Quelques carbures de  $1 \mu\text{m}$  sont aussi observés dans les grains (figure 2.5b).



**Figure 2.4:** La microstructure de l'alliage coulé (Cast) obtenue par SEM [WANG99a].



**Figure 2.5:** La microstructure de l'alliage forgé (Wrought) obtenue par SEM (a): à forte teneur en carbone HC, (b): à faible teneur en carbone LC. [WANG99a].

Les alliages à faibles concentrations en carbone produisent des taux d'usure significativement plus élevés que les alliages à forte concentration en carbone que ce soit ; sur les tests d'usure avec simple configuration (Pin-on-plate [TIPP99, SCHO01] et pin-on-disc [JOHN04]) ou sur simulateurs de hanche. De ce fait, les couples à faible concentration en carbone ne sont pas recommandés. Ils présentent une dureté faible due au manque de carbures [TIPP05].

Des résultats d'usure similaires sont obtenus lors de la comparaison des deux types d'alliages (forgé (Wrought) et coulé (Cast)) à forte teneur en carbone. Dans une étude sur un

simulateur de hanche de type MATCO, Wang et al. [WANG99a] ont déterminé que la perte de masse durant 3 millions de cycles d'un implant en alliage coulé à forte teneur en carbone (HC) était de 1,3 mg et 1,2 mg pour l'implant en alliage forgé à haute concentration en carbone (HC) et de 8,0 mg pour l'alliage forgé à faible concentration en carbone (LC). Après 6 millions de cycles, les résultats d'usure étaient de  $5,8 \pm 0,7$  mg pour l'alliage coulé (HC) et  $6,4 \pm 1,8$  mg pour l'alliage forgé (HC). Cette différence n'est pas significative ( $p > 0,99$ ) (2-tailed Mann-Whitney).

Une deuxième étude faite par Chan et al. [CHAN99] sur le même simulateur de hanche confirme les mêmes résultats trouvés. Après 3 millions de cycles avec des couples ayant des jeux articulaires similaires, le volume d'usure était de  $0,61 \pm 0,14$  mm<sup>3</sup> pour l'alliage forgé (HC) et  $0,43 \pm 0,07$  mm<sup>3</sup> pour l'alliage coulé (HC). De même la différence n'est pas significative ( $P = 0,11$ , avec le même test).

La troisième étude effectuée par Wang et al. [WANG99b] sur un simulateur de hanche de type MTS a donné les résultats suivants, après 1 million de cycles (run-in) l'usure volumique mesurée est estimée à  $3,71 \pm 2,88$  mm<sup>3</sup> pour l'alliage coulé (HC) et à  $5,81 \pm 5,62$  mm<sup>3</sup> pour l'alliage forgé (HC). Cette fois aussi la différence n'est pas significative.

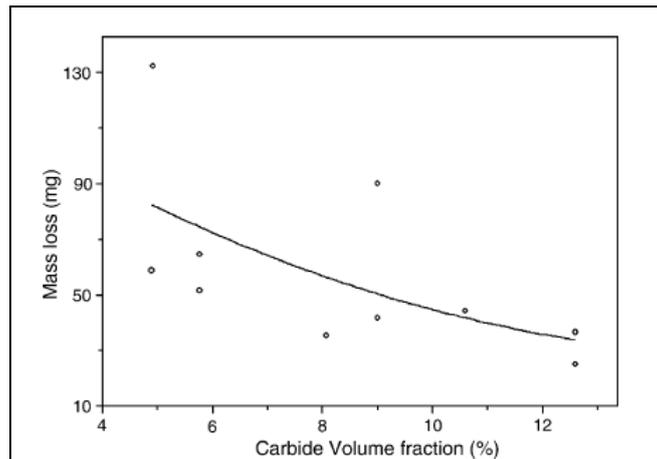
Toutes les trois études mènent à des résultats similaires entre les alliages (forgé et coulé) à forte teneur en carbone. Le rôle du carbone dans la minimisation de la quantité d'usure dans les articulations Métal/métal est actuellement en cours d'étude par différents groupes de recherches à travers le monde [REIK04].

Une étude de l'influence du traitement thermique sur la résistance à l'usure de l'alliage coulé (Cast) à haute concentration en carbone a montré que l'alliage as-Cast (sans traitement thermique) et les alliages avec traitement thermique plus la pression isostatique à chaud (HIP) présentent exactement le même comportement à l'usure pour les différentes activités (la marche, la course à vitesse rapide), souvent ces alliages n'ont pas la même fraction de carbures [BOWS03].

De même, la comparaison des taux d'usure des alliages coulés et forgés avec ou sans divers traitements thermiques a montré que le traitement thermique et la pression isostatique à chaud ont un faible effet sur le taux d'usure des prothèses de hanche Métal/Métal [DOWS04].

Le volume d'usure des alliages coulés n'est pas influencé par le double traitement thermique (HIP- SA) [BOWS06]. Les résultats de recherche ont montré qu'il n'y a pas de différence statistique entre les deux groupes durant les deux phases run-in et le steady state et cela même dans les conditions sévères du cycle. Donc le changement de la microstructure n'affecte pas le comportement à l'usure de l'alliage coulé (Cast) à haute concentration en carbone avec la même composition chimique. D'autre part, l'usure de l'alliage coulé (Cast) des implants métalliques est bien influencée par la fraction des carbures que par la concentration en carbone (figure 2.6) [HERM05].

L'effet de la microstructure sur l'usure des alliages à base du Co-Cr dans les prothèses totales de hanche a montré que l'usure est très affectée par la dissolution du carbone contenu dans l'alliage et essentiellement indépendante de la taille des grains ou des caractéristiques des carbures [VARA06]. L'augmentation du carbone dans la solution solide provoque une diminution de l'usure volumique parce que le carbone aide à stabiliser la structure cristalline cubique à face centrée et ainsi limite la quantité de souches qui conduisent à une structure hexagonale compacte. Ceci confirme que l'usure de l'alliage Co-Cr est contrôlée par le mécanisme de déformation [VARA06].

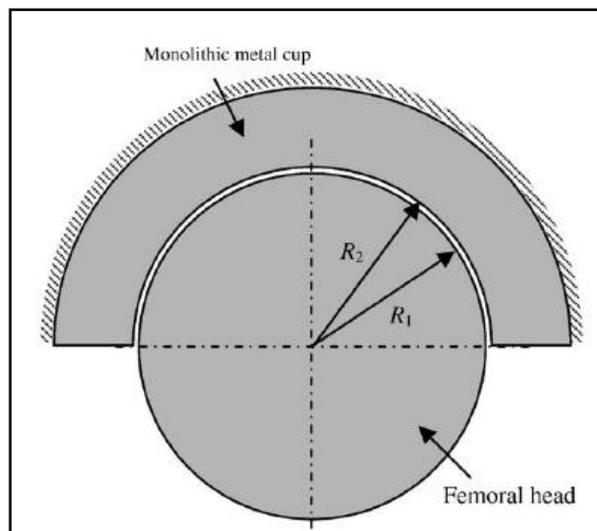


**Figure 2.6:** La relation entre la fraction en volume des carbures des têtes et l'usure totale entre 100 000 et 500 000 cycles [HERM05].

### II.2.2 La géométrie

La géométrie du couple Métal/Métal peut être décrite en terme de diamètre du couple, du jeu articulaire (clearance) et de la rugosité des surfaces articulaires. Le jeu articulaire (clearance) présente la taille du vide entre les surfaces équatoriales du couple [SILV05], il s'exprime mathématiquement par la différence entre le diamètre de la cupule à celui de la tête [TIPP05], comme illustré sur la figure 2.7.

Il existe une relation directe entre le jeu articulaire et la lubrification donc, il exerce un effet direct sur l'usure [TIPP05].



**Figure 2.7:** Le jeu articulaire [FENZ06].

Plusieurs recherches ont exploité l'effet du diamètre sur l'usure du couple Métal/Métal dans les prothèses totales de hanche. Une remarquable réduction de volume d'usure peut être effectuée par l'augmentation du diamètre de l'articulation.

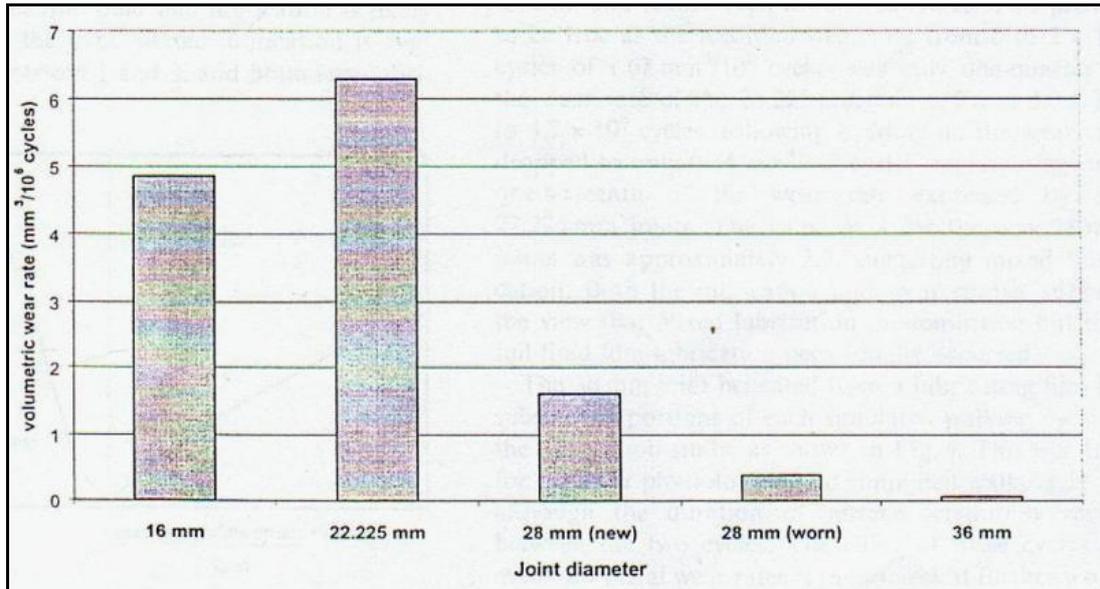
Quatre diamètres différents (16- 22,225- 28 et 36 mm) en alliage forgé du Co-Cr ont été testés sur simulateur de hanche (figure 2.8) [SMIT01]. L'usure des articulations de 16 et 22,225 mm de diamètre présente des taux d'usure de 4,85 et 6,30 mm<sup>3</sup>/ million de cycles

respectivement. Le rapport des taux d'usure est de 0,77 ce qui est approximativement le même rapport des diamètres articulaires 16/22,225(0,72). Pour ces articulations de faible diamètre la phase du run-in n'a pas été observée durant le test d'usure.

Par contre dans le cas des articulations de 28 mm de diamètre, le taux d'usure du run-in était de 1,62 mm<sup>3</sup>/million de cycles (de 0 à 2 millions de cycles) suivie du steady state avec un taux de 0,54 mm<sup>3</sup>/million de cycles (de 2 à 4,7 millions de cycles).

Dans le cas des couples de 36 mm de diamètre, le taux d'usure du steady state était de 0,07 mm<sup>3</sup>/million de cycles.

Une autre étude sur une gamme de diamètre plus large (16, 22, 28, 36, 54 et 54,5 mm) a donné des résultats similaires [DOWS04] à ceux présentés ci dessus.



**Figure 2.8:** Effet du diamètre articulaire sur le taux d'usure [SMIT01].

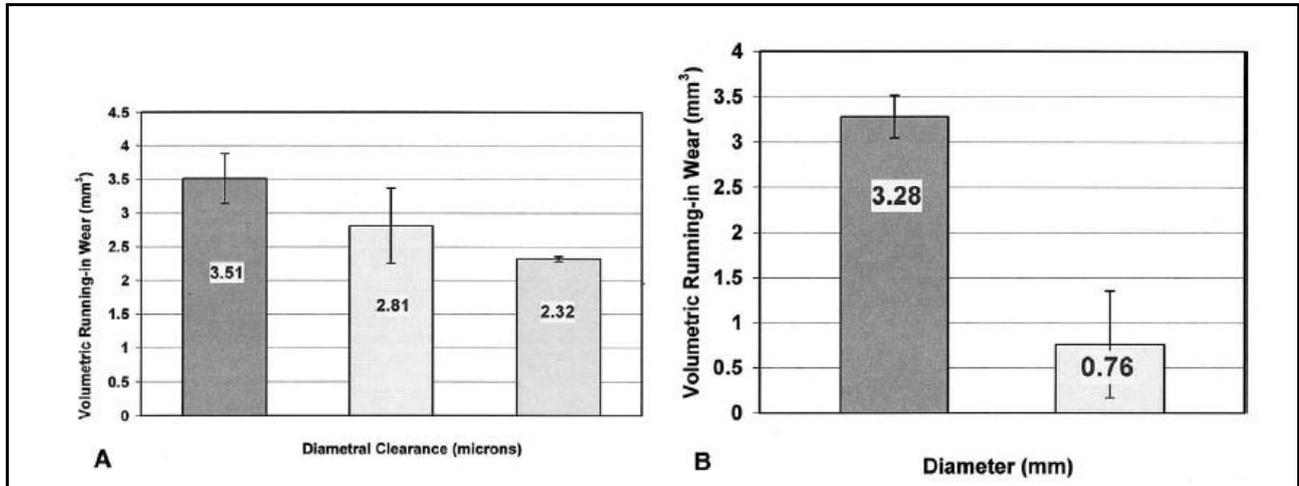
Le rôle du jeu articulaire sur l'usure des couples Métal/Métal a été examiné par de nombreuses études in vitro et in vivo. Farrar et al. [FARR97] ont été les premiers à déterminer l'effet de la réduction du jeu articulaire au dessous d'une valeur approximative de 80 µm sur le taux d'usure pour des prothèses de 28 mm de diamètre. Cependant, la réduction du jeu articulaire au dessous de 30 µm provoque une usure dramatique et risque d'endommager complètement l'articulation articulaire [TIPP05].

D'autre part, la comparaison des prothèses de hanche explantées (près de 20 ans de survie) indique que les prothèses avec un jeu articulaire supérieur à 200 µm présente une usure trois fois plus élevée que celles avec un jeu articulaire inférieur à 160 µm [MCKE96].

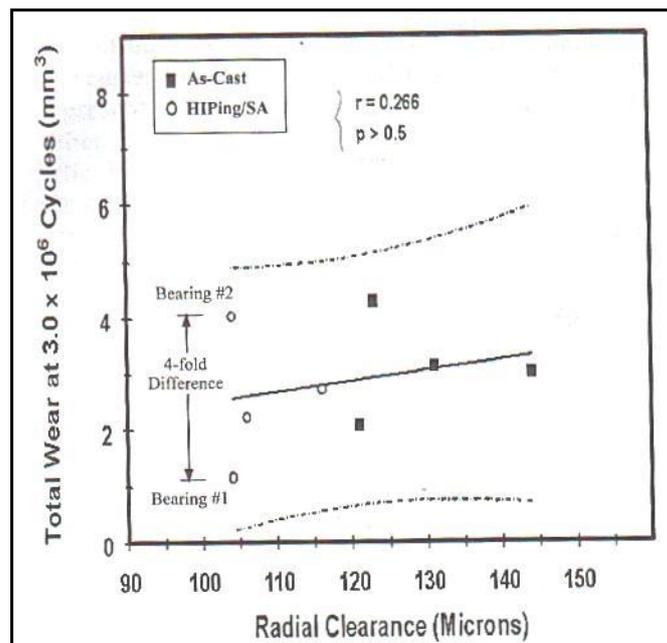
Une étude de l'effet du jeu articulaire durant la phase d'usure run-in des prothèses totales de hanche Métal/Métal [DOWS04] a montré que l'augmentation du jeu articulaire provoquait une augmentation du volume d'usure durant cette période dans le cas des prothèses de 36 mm de diamètre (avec des jeux articulaires 143, 124 et 105 µm) et de 54 mm de diamètre (avec des jeux articulaires de 254-307 et 83-129 µm)(figure 2.9).

Des résultats contradictoires ont été enregistré par Bowsher et al [BOWS06], lors de la comparaison du volume d'usure total à 3 millions de cycles de marche normale et des jeux articulaires des couples Métal/Métal de 40 mm de diamètre, en Co-Cr à forte teneur en carbone pour l'alliage as Cast (sans traitement thermique) et avec un double traitement

thermique (HIP- SA). Ils n'ont pas trouvé de corrélation statistique entre le volume d'usure et le jeu articulaire pour les deux types d'alliage ( $p > 0,5$ ) comme le montre la figure 2.10.



**Figure 2.9:** Effet du jeu articulaire sur le volume d'usure durant le run-in des prothèses ayant des diamètres de: 36 mm (A) et: 54 mm (B) [DOWS04].



**Figure 2.10:** Comparaison entre le volume d'usure et le jeu articulaire correspondant après 3 millions de cycles [BOWS06].

### II.2.3 La lubrification

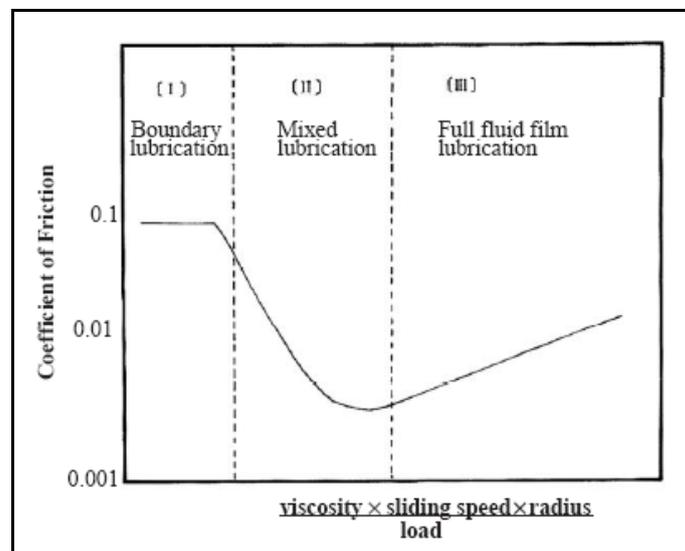
Le fluide lubrifiant et les conditions de lubrification sont des variables importants qui influencent le frottement et l'usure [SILV05]. La lubrification est généralement liée au frottement et à l'usure et ainsi, elle peut jouer un rôle important dans la génération des particules d'usure dans les couples Métal/Métal. Elle dépend de la viscosité du fluide lubrifiant, de la vitesse de glissement, du diamètre de la tête fémorale, du jeu articulaire et de la rugosité des surfaces articulaires [JIN Z97].

La prothèse Métal/Métal peut être lubrifiée suivant trois régimes; la lubrification limite (boundary), la lubrification mixte (mixed) et la lubrification hydrodynamique (full fluid-film) [TIPP05].

Une des méthodes expérimentales d'étude de la lubrification est la mesure de la friction ; le coefficient de frottement est généralement tracé en fonction du paramètre de Sommerfeld, qui n'est que le produit de la vitesse, de la viscosité du fluide lubrifiant et du rayon de la tête fémorale divisé par la charge. Ce type de graphe appelé courbe de Stribeck est représenté sur la figure 2.11, qui indique le mode de lubrification.

La première partie représente la lubrification limite (boundary) avec un contact important des surfaces des prothèses de hanche. La chute de la courbe de Stribeck est liée à la lubrification mixte (mixed) dans laquelle le chargement est porté partiellement par les surfaces de contact et aussi par le fluide lubrifiant.

La dernière partie caractérisée par l'augmentation de la courbe présente le régime de lubrification hydrodynamique (full fluide-film) dans lequel le chargement est entièrement supporté par le lubrifiant.



**Figure 2.11:** La courbe de Stribeck indiquant les différents modes de lubrification [TIPP05].

L'analyse théorique du mode de lubrification peut être déterminée par le calcul du rapport de l'épaisseur du film lubrifiant effective dans les prothèses de hanche à la rugosité composée (de la tête et de la cupule)[JIN Z97], appelé rapport  $\lambda$ , indiqué par l'équation suivante :

$$\lambda = \frac{\text{l'épaisseur théorique minimale du film}}{\text{la rugosité de la surface composée}} = \frac{h_{\min}}{\sqrt{Ra_{(\text{head})}^2 + Ra_{(\text{cup})}^2}} \quad (2.1)$$

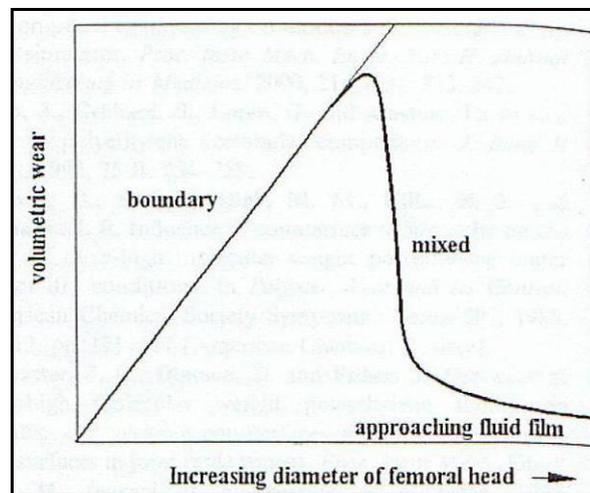
Si les moyennes des rugosités sont petites comparées à la hauteur des aspérités, il est clair que les valeurs de  $\lambda$  sont inférieures ou égales à l'unité, ce qui signifie que la lubrification limite (boundary) domine. D'autre part, si les valeurs de  $\lambda$  dépassent 3 une grande partie du chargement doit être supportée par l'action hydrodynamique, ce qui indique que la lubrification est hydrodynamique (full fluide film). Pour les valeurs intermédiaires entre 1 et 3, la lubrification est dite mixte (mixed). Ce dernier régime de lubrification semble être le mécanisme opératif dans la plupart des articulations de hanche Métal/Métal. Pour une charge et une vitesse de surface données, l'épaisseur du film fluide dépend des propriétés du fluide

mais peut être influencé par les propriétés du matériau du couple, de la macrogéométrie du couple (diamètre et jeu articulaire) et de macrotopographie de la surface [SCHE96].

En général, l'usure diminue avec l'augmentation de  $\lambda$  dans les articulations Métal/Métal sous le régime de lubrification limite (boundary) et sous le régime de lubrification hydrodynamique (full fluide film), les taux d'usure prennent des valeurs élevés.

Une étude de l'effet du diamètre sur la lubrification de quatre diamètres différents 16, 22,22, 28 et 36 mm [SMIT01] a montré que les articulations de 16 et 22,22 mm de diamètre présentaient un contact entre les surfaces articulaires le long du test sur simulateur de hanche, ainsi le régime de lubrification dominant était limité (boundary). Avec l'augmentation du diamètre à 28 mm un régime de lubrification mixte (mixed) était le prévalant des surfaces de séparation limitées.

L'articulation de 36 mm de diamètre a montré une séparation des surfaces pour les parties considérables de chaque cycle de marche, de ce fait le régime de lubrification était le mixed fluide film, comme le montre la figure 2.12.



**Figure 2.12:** L'effet du diamètre de la tête fémorale sur l'usure et la lubrification [SMIT01].

Le jeu articulaire présente aussi un important effet sur la lubrification [JIN Z97], il a été démontré que l'épaisseur moyenne du film lubrifiant due à l'action élastohydrodynamique est très influencée par le diamètre et le jeu articulaire.

Dowson et al. [DOWS04] ont montré que l'augmentation du diamètre de la tête fémorale jusqu'à 54 mm diminue le volume d'usure des articulations si le jeu articulaire Métal/Métal est optimisé

La valeur de  $\lambda$  des surfaces des prothèses des anciens designs était comprise entre 1 et 2, indiquant un régime de lubrification mixte. Cependant, comme le design des prothèses est amélioré (le jeu articulaire optimisé), la valeur de  $\lambda$  approche 3 indiquant que le régime full fluide est possible à atteindre [TIPP05].

#### **II.2.4 Le régime et la cinétique de chargement**

Il a été considéré que les taux d'usure des simulateurs (in vitro) sont plus faibles que ceux reportés dans les études in vivo, cela est dû à la différence de la charge et de la cinématique.

Une étude comparative des taux d'usure des prothèses Métal/Métal dans deux simulateurs de cinématique différente a été effectuée par Frink et al. [FRIN01]. L'un de ces simulateurs

possède trois mouvements indépendants et l'autre deux mouvements seulement. Ces simulateurs produisent des taux d'usure différents avec une différence significative durant les deux phases run-in et steady state ( $p < 0,05$  one-way analysis of variance). Dans le simulateur à deux mouvements le taux d'usure était de 10 fois plus élevé que le simulateur à trois mouvements.

Dans les simulateurs on applique un modèle standard de mouvement sur les prothèses, par contre en réalité une gamme plus extensive d'activités et de mouvements sont appliqués in vivo. Cela a été confirmé par Bowsher et al [BOWS04], qui ont développé une méthode de test sévère sur simulateur pour les prothèses totales Métal/Métal, comparant les cycles de footing rapide (fast jogging) (4500 N maximum, 1,75 HZ) aux cycles de marche normale (2450 N maximum, 1 HZ). Selon cette méthode, le volume d'usure des cycles de footing rapide est de 9 fois plus élevé que celui des cycles de marche normale durant la phase de steady state

Dans leur étude Frink et al. [FRIN01] ont appliqué différentes charges durant la phase de mouvement (swing phase) sur deux simulateurs différents et ainsi la différence des taux d'usure peuvent être attribués à la différence des charges appliquées qu'à la cinématique seule. Une autre étude faite par Williams et al. [WILL04] concernant l'effet de la charge de la phase swing sur l'usure des prothèses de hanche Métal/Métal. Ils ont investi trois différentes conditions de chargement, faible charge (100 N), charge recommandée par ISO14242-1 (280 N) et faible charge négative (-100 N) qui cause la séparation de la tête et de l'insert, elle est référée au micro-séparation et simule les effets de la laxité de l'articulation parvenant après la chirurgie. L'augmentation du chargement de 100 N à 280 N dans le même simulateur augmente le taux d'usure des prothèses métalliques de près de 10 fois et produit aussi une augmentation du coefficient de friction, qui peut être attribué à la dépendance du couple de Métal/Métal des conditions de lubrification hydrodynamique (fluide film). Durant le test avec des charges faibles de la phase de mouvement (swing phase), le film fluide doit être rempli durant cette période ce qui produit une faible friction et un faible volume d'usure, cet effet devient moins prononcé durant le test avec des grandes charges suite à la diminution du film due à l'augmentation de charge.

L'introduction de micro-séparation dans le cycle provoque la rupture du film fluide et ainsi augmente les taux d'usure d'une façon remarquable.

### ***II.3 Simulateurs de hanche***

Le but des recherches tribologiques est la minimisation et l'élimination de la perte de masse due à l'usure. En effet, chaque nouveau matériau orthopédique doit être testé pour évaluer ces propriétés d'usure dans un dispositif destiné à simuler les conditions tribologiques existant dans l'articulation de hanche naturelle et ainsi, élimine la variation indésirable des propriétés des matériaux qui peut affecter le processus d'usure. Actuellement, la connaissance du taux d'usure au laboratoire est un aspect important dans la validation pré-clinique des prothèses. L'objectif de l'évolution d'usure est de déterminer le taux d'usure et son indépendance des conditions de test à savoir ; le chargement, la cinématique, la lubrification et la température).

Un simulateur d'usure de hanche « hip joint simulator » est un dispositif qui, sous des conditions de test appropriées, conduit les prothèses à se comporter d'une manière sensiblement équivalente à celle dont il serait l'expérience dans l'utilisation clinique typique chez un patient. Dans le but d'accomplir cette tâche, un simulateur d'usure de hanche doit typiquement appliquer un ensemble de mouvements, des charges et un lubrifiant qui en

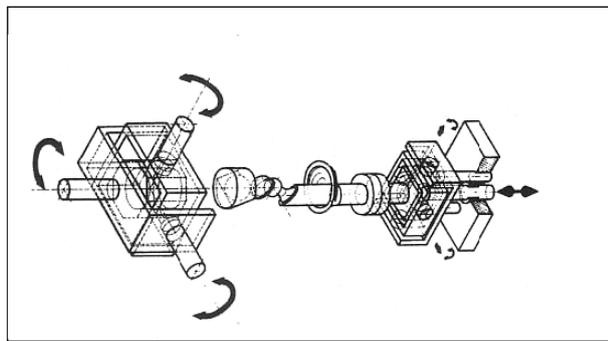
combinaison, créent des conditions tribologiques comparables, mais pas nécessairement identiques, à celles qui se produisent in vivo [ASTM 08].

Il existe les simulateurs de différentes qualités, en ce qui concerne la conception (le nombre de station, le nombre de degrés de liberté utilisé, la disposition de l'échantillon position anatomique ou non anatomique et le chargement). Ci-joint on cite les différents types de simulateurs rencontrés dans la littérature.

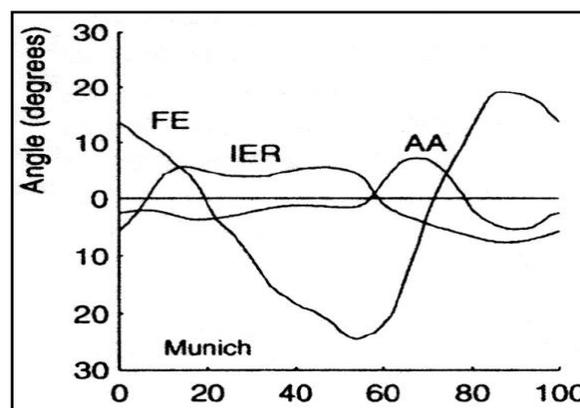
### II.3.1 Simulateur Munich I

Ce type de simulateur est illustré sur la figure 2.13a, il présente les caractéristiques suivantes:

- ◆ La commande par force hydraulique, une commande par axe ;
- ◆ Les mouvements simulés ; Flexion/Extension, Abduction/Adduction et les rotations Interne /Externe ;
- ◆ Le positionnement de la prothèse est anatomique ;
- ◆ La fréquence est réglable jusqu'à 5Hz ;
- ◆ Le chargement à deux pics ;
- ◆ La courbe d'évolution des angles est représentée sur la figure 2.13b.



**Figure 2.13a :** Le schéma démonstratif du simulateur de hanche Munich I [UNGE78].



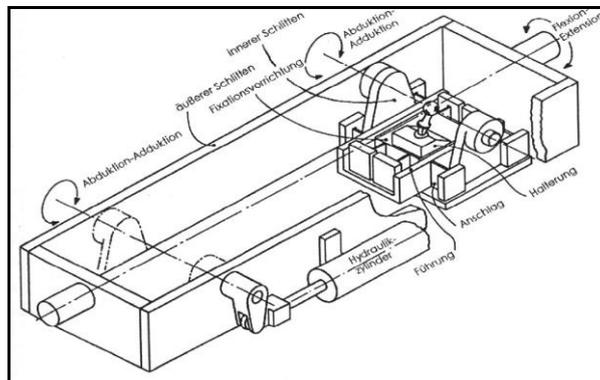
**Figure 2.13b :** Evolution des mouvements sur le simulateur de hanche Munich I [CALO02].

### II.3.2 Simulateur Mk I (Leeds)

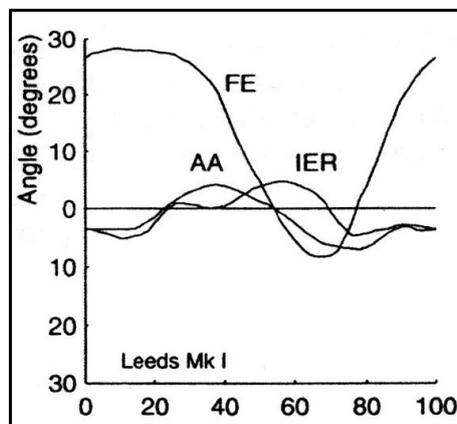
Le schéma représentatif de ce simulateur est dessiné sur la figure 2.14a, il se caractérise par:

- ◆ Commande par force hydraulique, commande par axe.
- ◆ Mouvements simulés ; Flexion/Extension, Abduction/Adduction et les rotations Interne /Externe.
- ◆ Charge verticale (max) 4-5 kN ;
- ◆ Charge Intérieure -postérieure 0,9 kN ;
- ◆ Charge médiale -latérale 0,9 kN ;
- ◆ Position de la prothèse est anatomique ;
- ◆ Fréquence allant de 0,5 à 2 Hz ;
- ◆ Lubrifiant utilisé (le sérum de veau (calf serum)) ;
- ◆ Cinq (05) stations ;
- ◆ La courbe d'évolution des angles est représentée sur la figure 2.14b.

Lors d'une application : les valeurs de la force et de la fréquence à prendre sont 2,6 kN et 1Hz respectivement.



**Figure 2.14a :** Le schéma démonstratif du simulateur de hanche Mk I [MOLL01].



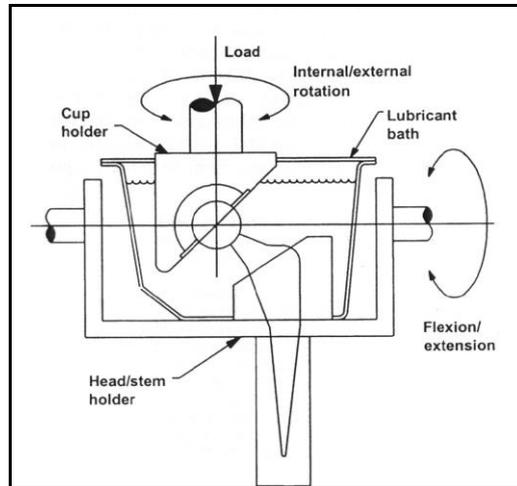
**Figure 2.14b :** Evolution des mouvements sur le simulateur de hanche Mk I [CALO02].

### II.3.3 Simulateur Mk II

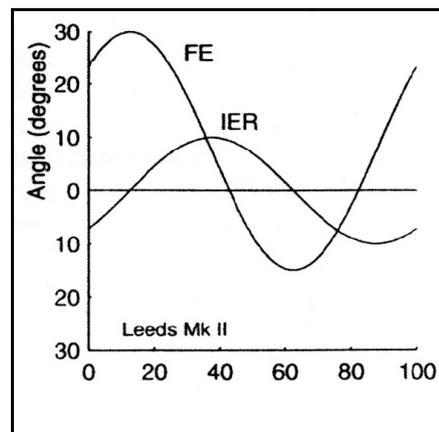
Le schéma principal de ce simulateur est illustré sur la figure 2.15a, il est caractérisé par les caractéristiques suivantes:

- ◆ Commande par force hydraulique, les rotations Interne/Externe et Flexion/Extension peuvent être couplées (une commande pour les deux axes) ;
- ◆ Force hydraulique réglable, maximum 3 kN ;

- ◆ Fréquence : 1Hz ;
- ◆ Position de la prothèse anatomique ;
- ◆ Lubrifiant utilisé, le sérum de veau (calf serum) ;
- ◆ Cinq (05) stations :
- ◆ La courbe d'évolution des angles est représentée sur la figure 2.15b.



**Figure 2.15a :** Schéma démonstratif du simulateur de hanche Mk II [FICH02].



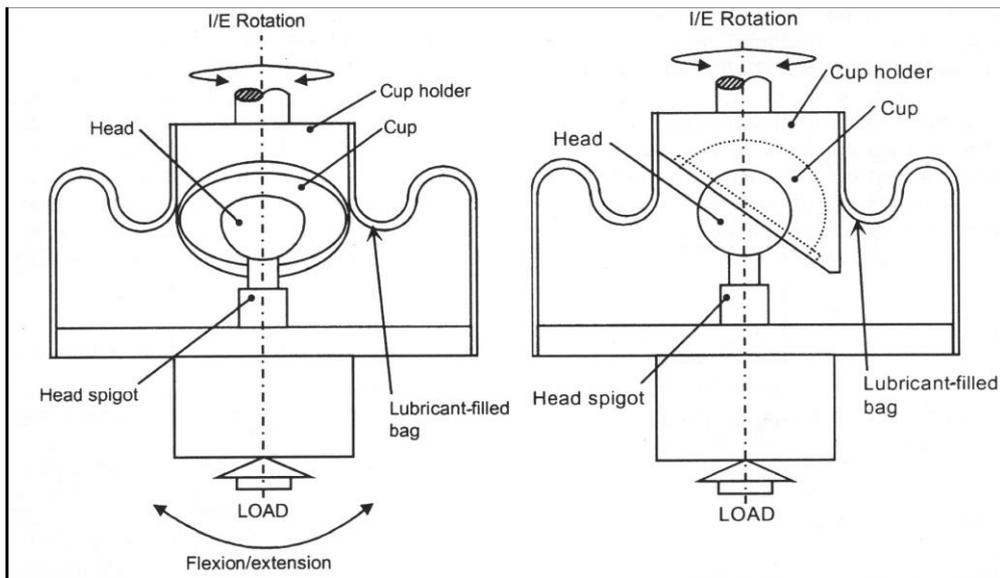
**Figure 2.15b :** Evolution des mouvements sur le simulateur de hanche Mk II [CALO02].

### II.3.4 Simulateur Leeds ProSim

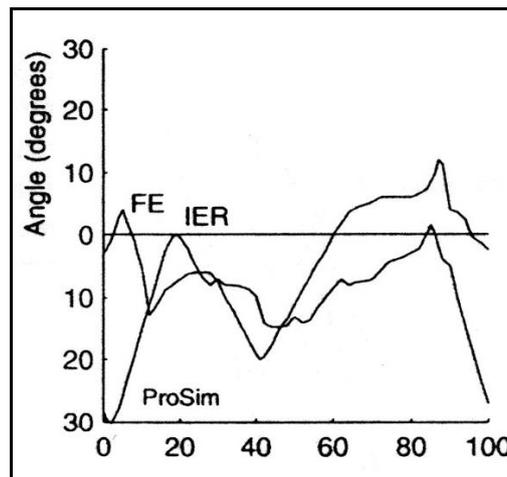
Les caractéristiques de ce type de simulateur illustré sur la figure 2.16a sont :

- ◆ Commande par axe réglée par un moteur servohydraulique ;
- ◆ Angles simulés ; Flexion/Extension et les rotations Interne /Externe , l'Abduction/Adduction ne sont pas simulés.
- ◆ Chargement plus simple que le Mk II(double pic) ;
- ◆ Fréquence :1Hz ;
- ◆ Positionnement de la prothèse anatomique ;
- ◆ Le lubrifiant utilisé (sérum de veau (calf serum)) ;
- ◆ Dix (10) stations ;

- ◆ La courbe d'évolution des angles est représentée sur la figure 2.16b.



**Figure 2.16a :** Schéma démonstratif du simulateur de hanche Leeds ProSim [BARB00].

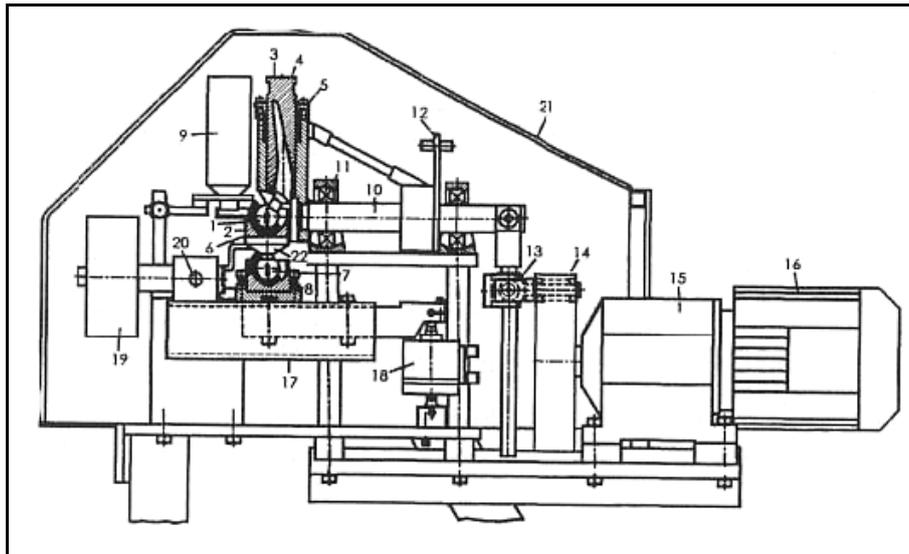


**Figure 2.16b :** Evolution des mouvements sur le simulateur de hanche Leeds ProSim [CALO02].

### II.3.5 Simulateur UHT2 (Helsinki University of Technology)

Ce type de simulateur est représenté sur la figure 2.17, il est caractérisé par:

- ◆ Commande par moteur électrique simulant simplement le mouvement Flexion/Extension avec une amplitude de ( $\pm 30^\circ$ ).
- ◆ Chargement plus simple que le Mk II(double pic) ;
- ◆ Positionnement de la prothèse non anatomique ;
- ◆ Fréquence de 1,08 Hz ;
- ◆ Lubrifiants utilisés : le sérum de veau (calf serum) et l'eau distillée ;
- ◆ Cinq (05) stations ;
- ◆ Température de fonctionnement de  $37 \pm 1^\circ\text{C}$ .

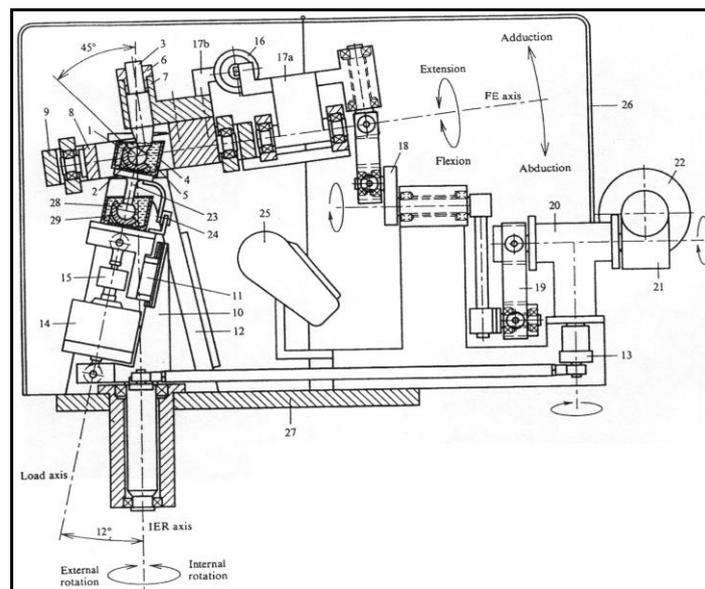


**Figure 2.17 :** Schéma démonstratif du simulateur de hanche UHT2 [SAIK92].

### II.3.6 Simulateur HUT3

Ce type de simulateur est illustré sur la figure 2.18, il se caractérise par :

- ◆ Commande par moteur électrique, commande pour les trois axes ;
- Les mouvements simulés : Extension/Flexion, Abduction/Adduction et les rotations Interne/Externe, qui sont couplés ensemble par des boîtes de vitesse (la rotation de la cupule) ;
- ◆ Charge appliquée sur la tête (max 3,5 kN) ;
- ◆ Disposition de la prothèse non anatomique ;
- ◆ Fréquence 1,18Hz ;
- ◆ Lubrifiants utilisés : sérum de veau (calf serum) et eau distillée ;
- ◆ Une seule station.



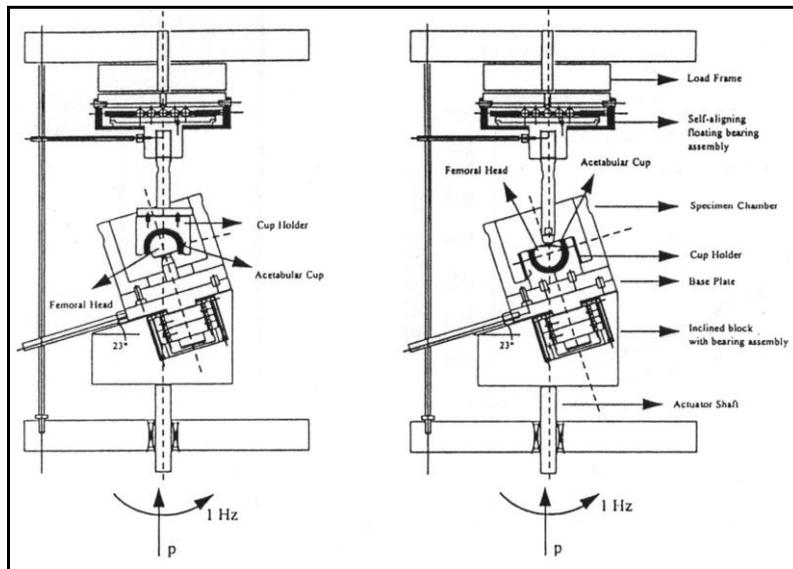
**Figure 2.18 :** Schéma démonstratif du simulateur de hanche UHT3 [SAIK96].

### II.3.7 Simulateur MTS (Système MTS-Corp, Minneapolis MN)

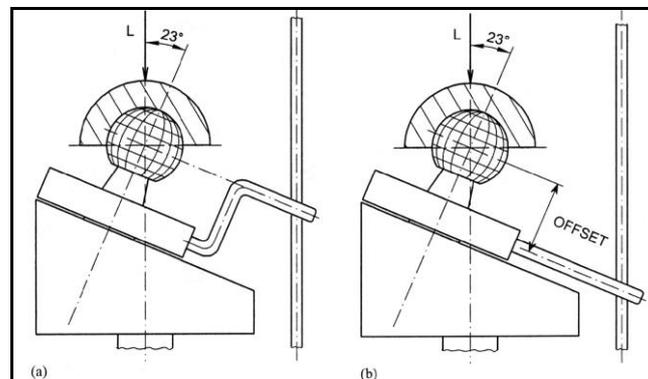
Ce type de simulateur existe en deux configurations anatomique et non anatomique représentés sur la figure 2.19a, il se caractérise par :

- ◆ Commande par moteur électrique simulant les trois mouvements couplés par un dispositif spécial ;
- ◆ Chargement effectué par vice hydraulique, avec un double pic d'après Paul ( un maximum de 2450 N et une force minimale de 50 N);
- ◆ Disposition de la prothèse anatomique et non anatomique ;
- ◆ Fréquence 1Hz ;
- ◆ Lubrifiant utilisé ; sérum de veau alpha équilibré (balanced alpha-calf serum) ;
- ◆ Douze (12) stations.

Les simulateurs BRM (biaxial rocking motion) et MMED (MACTO) dont les figures 2.19b et 2.19c montrent le principe de construction suivant le levier et l'évolution des angles de rotation correspondant.

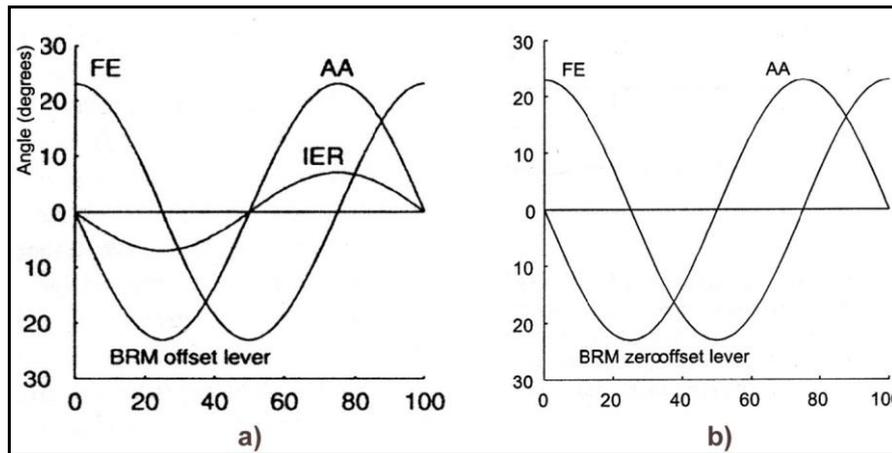


**Figure 2.19a :** Schéma démonstratif du simulateur de hanche UHT3 [POLI98].



**Figure 2.19b :** Principe du simulateur BRM.

a) avec rotation , b) sans rotation [SAIK02].

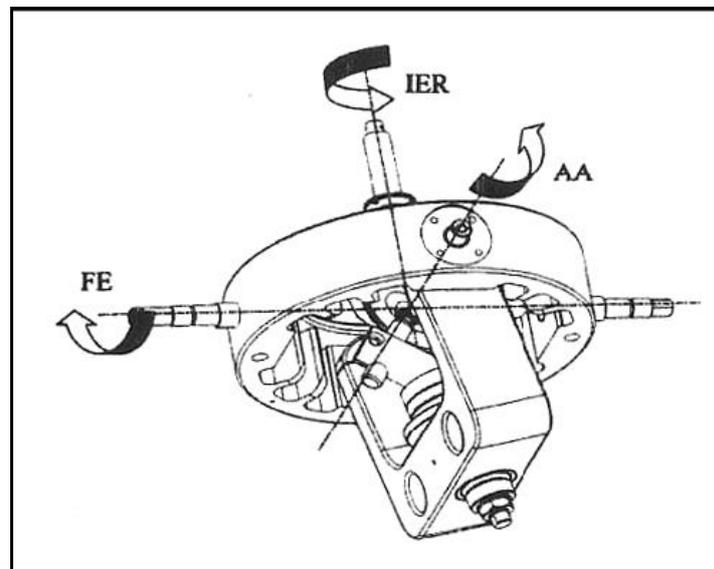


**Figure 2.19c :** Evolution des mouvements sur le simulateur BRM.  
a) avec rotation b) sans rotation [SAIKO02].

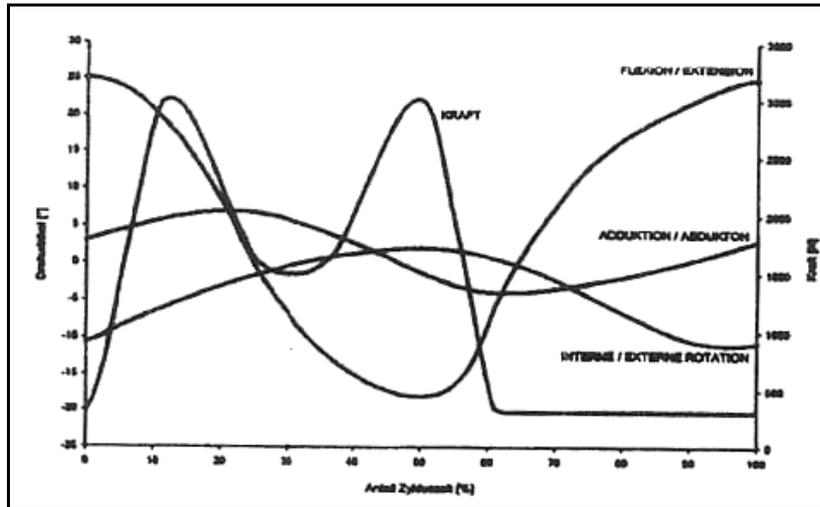
### II.3.8 Simulateur L'E-SIM

Ce type de simulateur est illustré sur la figure 2.20a, il est caractérisé par :

- ◆ La commande des angles simulés s'effectue par un moteur, une commande de la tête relative aux mouvements de Flexion/extension et abduction/Adduction. Une autre commande de rotation Interne/Externe à la cupule ;
- ◆ L'application de la charge est pneumatique ;
- ◆ La position de la prothèse est anatomique ;
- ◆ La fréquence : 1Hz ;
- ◆ L'évolution de la charge et des mouvements au cours du temps sont représentés sur la figure 2.20b.



**Figure 2.20a :** Principe de la commande du simulateur de hanche E'SIM [REIN01].

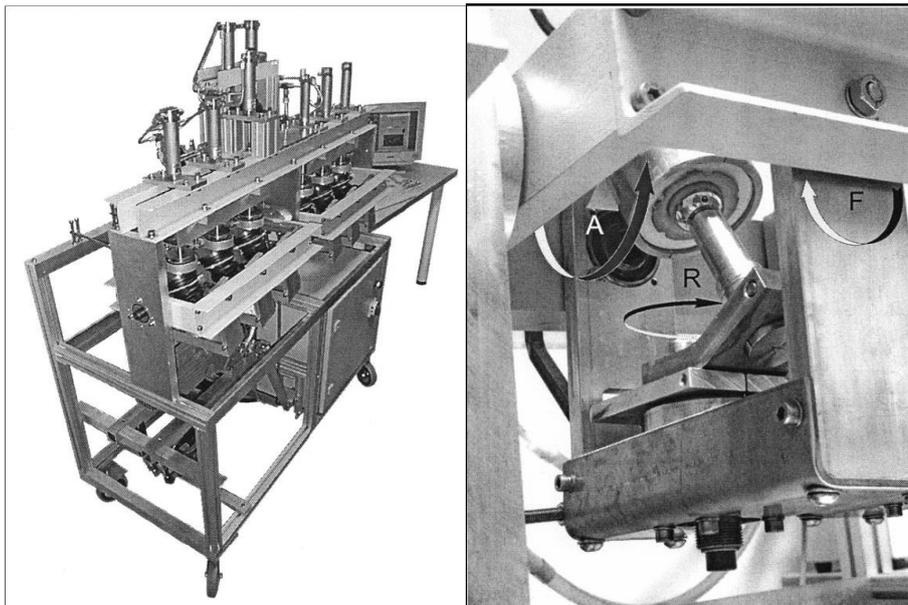


**Figure 2.20b :** Evolution de la charge et des mouvements au cours du temps du simulateur de hanche E'SIM [REIN01].

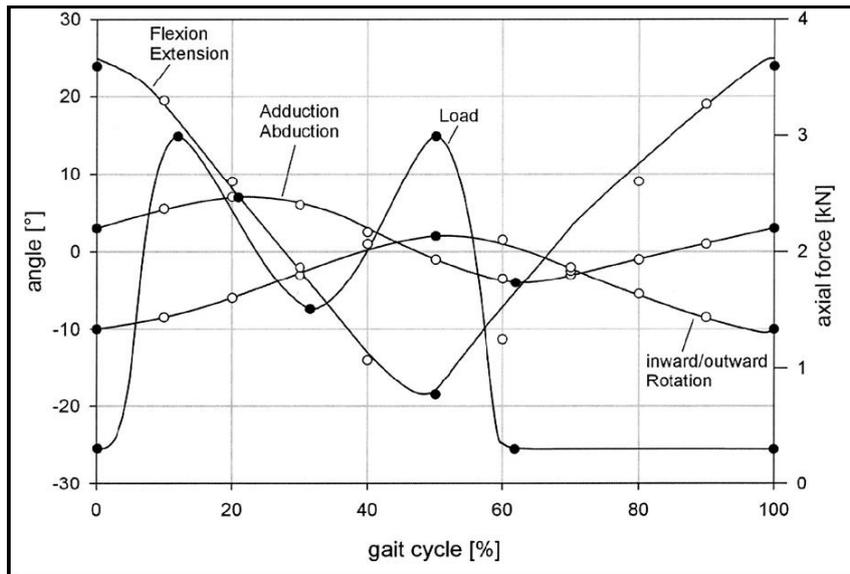
### II.3.9 *Simulateur de l'entreprise Endolab*

Il s'agit d'un banc d'essai avec 2x3 de postes simultanés (plus 2 postes de référence), illustré sur la figure 2.21a. Il est caractérisé par :

- ◆ Commande par moteur électrique, commande pour les trois mouvements d'angle (sinusoïdaux) ;
- ◆ Charge par force hydraulique ;
- ◆ Disposition de la prothèse anatomique ;
- ◆ Fréquence de 1Hz ;
- ◆ Lubrifiant utilisé (sérum de veau (calf serum)) ;
- ◆ Six (06) stations ;
- ◆ Les courbes de mouvement et de charge sont représentées sur la figure 2.21b.



**Figure 2.21a :** A gauche un aperçu du simulateur de l'entreprise Endolab S.A.R.L et à droite représentation agrandie de la prothèse insérée. [KARD01].



**Figure 2.21b :** Courbes des mouvements et de charge d'après ISO 14242 [KARD01].

La différence essentielle entre ces différents simulateurs d'usure de hanche réside dans : le degré de liberté (DOF), le profil de chargement, la position de la tête et de la cupule et le lubrifiant employé.

Le simulateur d'usure de hanche doit être capable de reproduire les mouvements de la composante fémorale imitant le mouvement de la hanche naturelle. On distingue le simulateur uniaxial produisant le mouvement de flexion/extension [BEUT75], le simulateur à deux axes reproduisant soit les mouvements de flexion/extension et d'abduction/adduction ou le mouvement de flexion/extension avec les rotations interne/externe [SAIK02] et le simulateur à trois axes pour simuler tous les mouvements de hanche.

Les premiers simulateurs sont caractérisés par des profils de chargement sinusoïdal avec des pics variables même si les forces réelles entre la tête et la cupule sont connues [PAUL66]. De la même manière, un nombre d'études convergent sur les effets induisant aux résultats d'usure par l'application d'un chargement statique obtenu par l'établissement d'une moyenne des profils de chargement plus complexes à partir d'analyses de cycles de marche [SAIK02]. Cependant, un large débat reste ouvert sur la possibilité de simplifier les profils de chargement, de reproduire le modèle d'usure physiologique et la perte de masse et ainsi réduire la sophistication mécanique et les compétences mécaniques [AFFA08].

La position non anatomique des têtes et des cupules dans les simulateurs de hanche présente l'avantage d'une meilleure lubrification. Dans cette position, les particules de troisièmes corps ont une tendance à se présenter en bas de la cupule sous l'effet de la gravité, si on considère que chacune de ces particules possède une grande probabilité de circuler entre les surfaces articulaires à des temps multiples, cette position peut être une bonne représentation de la situation in vivo [AFFA08].

En plus, cette position favorise la circulation convenable du lubrifiant entre les surfaces du couple, ce qui contribue à prévenir une surchauffe. D'ailleurs, il a été considéré que la température maximale la plus élevée se présente ou la précipitation des protéines se produise plus vite, ce qui favorise la formation de couches adhérentes constituant un film protecteur entre la cupule et la tête et ainsi produire moins d'usure du matériau testé [LU Z99].

De ce fait, ce dispositif doit être muni d'un système de contrôle de températures donc maintenir la température du fluide à  $37\pm 2^\circ\text{C}$  pour reproduire l'état naturel. Une large discussion est en continue avec la communauté scientifique sur la possibilité d'utiliser d'autres lubrifiants tels que l'eau distillée, sérum de veau ou synthétisé, s'ils produisent le même comportement à l'usure [BROW06]. Le principal problème des conditions de lubrification est l'augmentation des protéines qui affectent ainsi le régime de lubrification [BROW06], l'augmentation progressive des protéines suite à l'augmentation de la température doit causer une chute progressive du taux d'usure suite à la protection non physiologique contre l'usure.

Il n'est pas encore claire quelles sont les protéines (albumine, globulin ou autres) dénaturées qui favorisent le régime de lubrifiant limite ? [WANG04]. Généralement, l'eau, la salive, les solutions gélatines et les autres fluides similaires ne produisent pas de pertinents taux d'usure cliniques ou débris d'usure [O'CON04, HEUB05].

D'autre part, la dégradation des protéines masquent les taux d'usure réels, de ce fait une attention particulière doit être prise en considération en se qui consène le rapport de concentration des protéines, la température et le volume du sérum lubrifiant [HEUB05, SAIK03]. Ce qui explique la tentative de simuler la correcte température susceptible de réduire la validité de simulation, il est bien utile de travailler à la température ambiante (de la chambre) et laisser le lubrifiant à l'air libre pour avoir toujours suffisamment de protéines solubles présentes ainsi, l'évaporation à long terme aide à prévenir tout surchauffe [AFFA08].

Il faut noter que l'usure *in vivo* des articulations de hanche varie d'un patient à un autre, souvent dans le cas des mêmes prothèses [AFFA08], ce comportement est dû aux nombreux facteurs qui influencent l'usure comme l'activité du patient, le poids, la qualité de l'os et l'opération chirurgicale [SAIK05] qui sont généralement difficile à reproduire et à contrôler. De ce fait, l'établissement de corrélation entre les données *in vivo* et *in vitro* reste un défi [AFFA08].

## II.4 Les méthodes de mesure d'usure

Avant de citer les méthodes de mesure d'usure durant un test, il est préférable d'indiquer les grandeurs d'analyse les plus utilisées pour décrire le comportement à l'usure des matériaux employés dans les prothèses de hanche.

### a) Profondeur de pénétration (h)

Dans le cas d'un corps sphérique, la profondeur de pénétration est exprimée en mm/an, elle est reliée au volume d'usure par la relation suivante :

$$V = \pi \times R^2 \times h \quad (2.2)$$

Avec :

V : le volume d'usure [ $\text{mm}^3$ ] ;

R : le rayon de la tête fémorale ;

h : la profondeur de pénétration [mm/an].

Dans ce cas on suppose que la tête fémorale de rayon R, pénètre dans la cupule acétabulaire creusant un tunnel parfaitement cylindrique.

### b) Taux d'usure

Le taux d'usure est exprimé en milligramme par million de cycles ( $\text{mg}/10^6$  de cycles), il représente la pente du graphe usure -cycles.

### c) Facteur d'usure (k)

Ce facteur est exprimé en ( $\text{mm}^3/\text{Nm}$ ), il est défini par :

$$V = k \times L \times x \quad (2.3)$$

Avec:

L : La charge appliquée à travers la prothèse [kN] ;

x : La distance parcourue[m].

Si on devise cette équation sur la surface de contact.

$$h = k \times P \times x \quad (2.4)$$

Avec :

P: La pression normale de contact.

Les principales méthodes d'évaluation d'usure des prothèses sur simulateur sont la mesure de la quantité du matériau usé, l'inspection visuel ou microscopique des surfaces articulaires et l'analyse des débris d'usure par microscope.

#### **II.4.1 Méthode gravimétrique**

La méthode de mesure gravimétrique est la plus répandue dans les essais sur simulateur. En se basant sur la connaissance de la densité du matériau testé uniquement il est possible de déterminer le volume d'usure, le facteur d'usure et le taux d'usure par la pesée des composants testés.

La pesée doit s'effectuer avec une balance précise qui peut atteindre cent milligramme suivant des instructions très délicates de lavage et de préparation des échantillons. Ces composants sont lavés plusieurs fois avec des gans stérilisés pour éliminer toute trace de liquide lubrifiant ou de ciment acrylique ainsi que d'autres impuretés qui peuvent affecter la mesure (voir chapitre 3).

Cette technique présente un problème d'absorption du liquide dans le cas des cupules en polyéthylène. Pour cela une période de pré-émersion est nécessaire (approximativement 1 mois), durant laquelle les cupules présentent un taux d'absorption élevé (approximativement  $100\mu\text{g}/\text{jour}$ ). L'absorption continue aussi durant toute l'expérience, pour cela on utilise une cupule de contrôle pour estimer le gain du poids perdu et corriger les résultats. De cette façon l'absorption influe de 2-8% sur le changement du poids total des cupules.

#### **II.4.2 Analyse des débris d'usure**

Pour une période d'usage donnée, le volume des débris d'usure des articulations Métal/Métal peut être plus petits que celui des particules du polyéthylène produites dans les articulations Polyéthylène /Métal [TIPP99]. Le nombre des particules métalliques est estimé à 100 fois moins que celles du polyéthylène, suite à la petite taille des particules métalliques comparée avec celles du polyéthylène [DOOR98, FIRK01, WILL04].

Cette petite taille des particules métalliques augmente largement la surface totale du métal exposé à la corrosion d'une manière agressive de l'environnement du corps et augmente ainsi la proportion des ions métalliques libérés. Les ions métalliques libérés au contact de l'implant passent dans la circulation générale et sont retrouvés dans les viscères (foie, rate, poumon, rein) et les muscles [DELA93].

Doorn et al. [DOOR98] ont isolé et caractérisé les particules d'usure métalliques dans les tissus periprosthetiques à partir des prothèses de hanche Métal/Métal de la première et la deuxième génération. La taille de ces particules varie entre 51 et 116 nm et leur forme

était ronde, leur nombre était estimé de  $6,7 \times 10^{12}$  à  $2,5 \times 10^{14}$  particules produites par an, il est de 13- 500 fois plus faible que celui du polyéthylène ( $5 \times 10^{11}$  particules par an). Ils ont constaté une petite variation dans la forme et la taille des particules suivant le type de prothèse et entre les patients.

D'autre part, Firkins et al. [FIRK99] ont étudié les particules d'usure dans les articulations Métal/Métal sur un simulateur de hanche. Ces particules étaient de 25- 35 nm de diamètre durant la phase de run-in et de  $13,93 \pm 0,72$  nm après cinq millions de cycles (5MC) avec un taux de production de  $10^{13}$  à  $10^{14}$  particule par an, ce qui présente un même ordre de grandeur que celui *in vivo*.

D'ailleurs, les soucis ont augmenté concernant la toxicité, la corrosion, et les ions libérés associés à ces débris, mais les implications à long terme à la cancérogénicité restent non connues à ce jour [WILL05, LEWI07].

Récemment, l'importance des analyses de ces particules d'usure a acquis un intérêt du public, donc il est maintenant reconnu que les particules interagissent différemment avec l'environnement biologique suivant les caractéristiques de la particule à savoir ; la taille, la forme, la topographie de sa surface et sa composition chimique [SHAN94, SOMM05].

Les propriétés tribologiques des matériaux affectent fortement les caractéristiques des particules d'usure produites durant la durée d'utilisation et réciproquement, les caractéristiques des particules peuvent souvent donner des informations non seulement sur l'importance de l'usure mais aussi sur les types des mécanismes mis en jeu [BILL09]. A titre d'exemple, sous les conditions normales d'utilisation, l'enlèvement et la génération de la couche protectrice de la surface peuvent produire des particules extrêmement petites de forme ovale et ronde, cela peut généralement nous informer qu'il s'agit d'usure abrasive modérée. Par contre, sous des conditions de service sévères il se produira un nombre important de larges particules de forme non régulière et de composition chimique proche du matériau en vrac.

De même, le changement de la microstructure à la surface et au dessous est responsable de la génération des débris d'usure 'des particules' ; de la taille des nanomètres dans les implants Métal/Métal [BUSC05].

L'évolution de la réponse biologique aux particules d'usure et spécialement aux particules métalliques a pris un grand intérêt. Il est donc important de noter que l'évolution de la bioréactivité de l'hôte au débris d'usure exige en premier lieu et avant tout la caractérisation complète morphologique et chimique des débris d'usure et évidemment, une méthode de validation bien établie est nécessaire afin de faciliter le test de bioréactivité difficile, identifier les mécanismes d'usure fondamentales et comprendre le phénomène de dégradation du matériau [BILL09].

Les simulateurs d'usure de laboratoire fournissent une prédiction sûre et précise de la performance à l'usure de l'implant, cette prédiction n'est pas suffisante, il est important pour les tests d'usure d'analyser la morphologie, la distribution et la composition chimique des particules d'usure générées. En outre, la validation de ces études sur simulateur exige une comparaison précise et directe entre les particules d'usure sur simulateur et celles extraites des tissus pré-implantés suivant un protocole d'isolation des particules valables pour les deux types de particules. Malheureusement, les particules métalliques obtenues des tissus ont déjà subies une dégradation importante *in vivo* ce qui complique cette comparaison [BILL09].

Plusieurs différentes techniques et approches ont été utilisées au fil des années dans le but d'établir une méthodologie sûre et représentable pour l'isolation et la caractérisation des particules d'usure métalliques du tissu ou du fluide lubrifiant dans les simulateurs [DOOR98,

TIPP99, SCHM94, CATE03, BROW07]. Chaque protocole des analyses est constitué essentiellement de quatre parties : digestion et isolation, l'affichage et l'acquisition de l'image, caractérisation morphologique et chimique et des analyses statistiques.

Les principaux outils employés pour acquérir les photos des particules sont le microscope électronique à balayage (SEM) et le microscope électronique de transmission (TEM). Ils peuvent aider à mieux comprendre le mécanisme d'usure qui génère les particules et fournissent des images contenant la taille et la forme des particules.

S'ils sont munis d'une spectroscopie à rayons x de dispersion d'énergie (EDS), on peut avoir plus d'informations sur la composition chimique de ces particules distinguant les principales contaminées et les résidus.

#### *II.4.3 L'analyse qualitative*

Autre que l'analyse des débris d'usure, il est intéressant d'analyser l'aspect superficiel des composants des prothèses, qui sont exposées au test d'usure. Cette analyse s'effectue par l'utilisation du microscope SEM, à travers lequel il est possible de distinguer les différentes zones d'usure ainsi que les mécanismes d'usure. De même, l'utilisation du microscope électronique de transmission (TEM) et l'analyse par rayon x de l'énergie dispersive permettent de déterminer la composition chimique de ces surfaces articulaires.

Notons également que l'analyse de la rugosité des surfaces articulaires présente aussi un moyen d'étude d'usure.

---

## Conclusion

---

L'utilisation du couple Métal/Métal n'est pas une nouvelle idée, il a été utilisé dans les premières prothèses de hanche. Il a montré son faible volume d'usure dans les études *in vivo* et *in vitro*, ce volume d'usure produit a été estimé de 40-100 fois moins que le couple métal-polyéthylène. Cependant, la corrosion et les ions produits à partir des débris d'usure signifient que la réduction d'usure par l'amélioration des couples Métal/Métal est toujours souhaitable.

Le comportement tribologique des couples Métal/Métal est influencé par plusieurs facteurs à savoir ; les facteurs géométriques (le diamètre et le jeu articulaire), les facteurs métallurgiques (le type de l'alliage, la composition en carbone...), le régime de lubrification, le régime de chargement et la cinématique à laquelle la prothèse est soumise.

Il est nécessaire d'évaluer les performances d'usure avant les essais cliniques de chaque nouveau matériau, pour cela, des tests de laboratoires utilisant des appareils tels que, pin-on-disk ou des simulateurs de hanches s'avèrent nécessaire. L'usure reproduite dans les simulateurs de hanche peut produire le phénomène d'usure physiologique en plus des mécanismes d'usure résultant dans les prothèses artificielles. Cependant, le coût des équipements et la consommation en temps sont leurs principaux inconvénients. Ces simulateurs d'usure de hanche utilisés diffèrent les uns des autres suivant plusieurs paramètres ; le nombre de station, la position de la prothèse, le profil de chargement, le degré de liberté et la lubrification.

Le faible taux d'usure volumique lui-même n'est pas le seul facteur qui gouverne la longévité clinique des prothèses totales de hanche. La taille, la morphologie et la réponse biologique à n'importe quelle particule générée sont aussi des facteurs d'une grande importance.

---

*Chapitre III :*  
*Matériels et méthodes*

---

Au cours de ce chapitre, on présente le matériau (couples Métal/Métal) ainsi que le matériel (simulateur de hanche, rugosimètre et microscope SEM) utilisés dans la partie expérimentale, et on termine par la description de la procédure expérimentale.

Notons que ce travail a été effectué au laboratoire des technologies médicales à l'institut orthopédique de Rizzoli (IOR) et au département de métallurgie de l'université à Bologne en Italie.

### III.1 Couples Métal/Métal testés

Les implants (têtes et cupules) de hanche testés lors de cette investigation sont en alliage Co-Cr coulé; Cast (ASTM F75) fabriqués par la compagnie ALA ORTHO d'Italie. Ils présentent une variété de taille (diamètre) et de composition (concentration en carbone).

Dans notre étude portant sur l'usure des prothèses de hanche Métal/Métal deux tests ont été envisagés; le premier avec huit (8) couples, dont quatre (4) de 28 mm de diamètre (les têtes sont à faible concentration en carbone (LC) et les cupules à forte teneur en carbone (HC)) et quatre (4) autres couples de 36 mm de diamètre avec une composition inverse (c-à-d les têtes (HC) sont à forte teneur en carbone et les cupules (LC) à faible teneur en carbone).

Le deuxième test s'est effectué avec dix (10) couples de 32 mm de diamètre à forte concentration en carbone (têtes (HC) et cupules (HC)).

Notons que la concentration typique du carbone est moins de 0,05 % en poids pour la faible teneur en carbone (LC) et plus de 20% en poids pour la forte concentration en carbone (HC).

Ces trois types de prothèses sont illustrés sur la figure 3.1. Les composants Métal/Métal sont numérotés de 1 à 4 dans le cas des couples de 28 mm de diamètre et de 7 à 10 dans le cas des couples de 36 mm de diamètre. D'autre part, les couples de 32 mm de diamètre sont numérotés de 1 à 10.



**Figure 3.1:** Les composants des différents couples Métal/Métal de 28, 32 et 36 mm de diamètre.

Le jeu articulaire (clearance) entre les composants du premier test est compris entre 30  $\mu\text{m}$  et 180  $\mu\text{m}$  pour les deux couples (28 et 36 mm de diamètre). Dans le deuxième test, les couples de 32 mm possèdent un jeu articulaire compris entre 46,7  $\mu\text{m}$  et 71,1  $\mu\text{m}$ , comme le montre le tableau 3.1.

**Tableau 3.1:** Jeu articulaire des couples de 32 mm de diamètre.

NUMEROTATION DES COUPLES	NUMEROTATION DES TETES	NUMEROTATION DES CUPULES	JEU ARTICULAIRE ( $\mu\text{M}$ )
1	1	5	46,7
2	9	4	49,4
3	10	7	50,8
4	4	9	53,6
5	3	8	59,9
6	8	6	60,2
7	7	3	62,9
8	5	10	64,7
9	6	2	66,8
10	2	1	71,1

## III.2 Simulateur de hanche

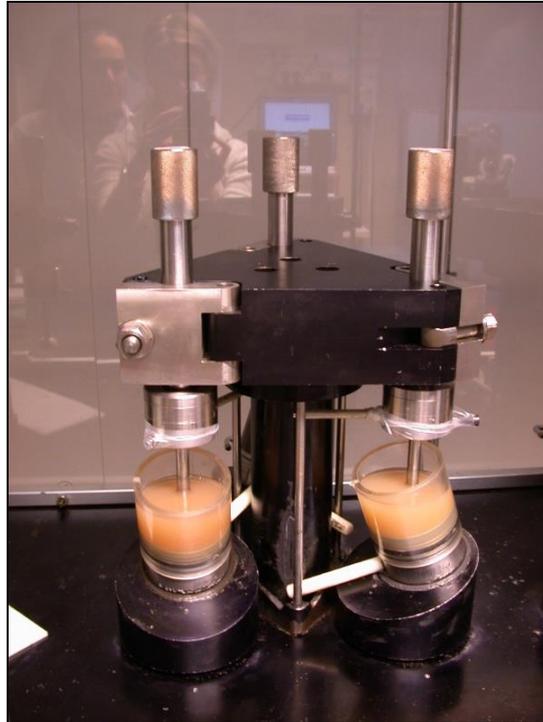
### III.2.1 Description du simulateur de hanche

Le simulateur de hanche utilisé dans notre étude se trouve au laboratoire des technologies médicales de l'Institut Orthopédique de Rizzoli (IOR) à Bologne en Italie, il est fabriqué par Shore Western (Shore Western Manufacturing, USA). Ce simulateur est illustré sur la figure (3.2), il est capable de reproduire d'une manière simplifiée les mouvements relatifs qui se produisent entre la tête fémorale et le cotyle de l'articulation de hanche durant la marche normale.



**Figure 3.2:** Simulateur de hanche utilisé.

Il est équipé de 12 stations opératoires dont l'unité de base comporte 3 stations montées sous forme d'un triangle, comme le montre la figure 3.3. Dans chaque station, les implants (têtes et cupules) sont montés dans une position non anatomique pour faciliter la lubrification. Le désavantage de ce positionnement réside dans l'accumulation des particules du troisième corps dans l'espace de glissement, mais pour compenser cet effet défavorable du phénomène d'usure du 3<sup>ème</sup> corps, on fait un lavage et un nettoyage des implants chaque 500 000 cycles.



**Figure 3.3:** L'unité de base du simulateur de hanche.

Chaque cupule est montée sur un cylindre en titane qui possède deux rainures des joints d'étanchéité logé dans un autre cylindre en pxyglasse, dans lequel la tête et la cupule sont émergées de lubrifiant. La cupule est inclinée de  $23^\circ$  par rapport à l'axe horizontal (figure 3.3), ce qui correspond à l'angle de flexion naturelle ( $+23^\circ$ ) entre la cupule et l'axe de charge de l'articulation naturelle.

Le simulateur de hanche est réglé avec une fréquence de rotation de 1 tour/ minute, il peut assurer l'application de diverses formes d'onde de la charge allant de la rampe simple à l'onde sinusoïdale. Il permet également d'appliquer une charge maximale de 5 kN avec une vitesse de rotation maximale de 120 tours/minute.

En plus de l'inversement du sens de rotation qui s'effectue automatiquement chaque 5 heures de fonctionnement, on change la position des couples de la même base périodiquement pour avoir la même charge dans tous les couples.

### III.2.2 Lubrification du simulateur de hanche

Le lubrifiant utilisé pour les couples de frottement Métal/Métal se compose de 25% de sérum des bovins de veau (SIGMA, chemical Co. St. Louis USA) et de 75% d'eau déionisée, auquel on ajoute 0,2% de l'acide de sodium (E. Merck Damastadt, Germany) pour retarder la dégradation microbienne et bactérienne durant le test d'usure (figure 3.3). Pour diminuer la

précipitation du calcium de phosphate sur les surfaces du couple on ajoute aussi 20 mMol de EDTA (ethylenediaminetetracetic acid).

Notons que l'ajout du sérum dans chaque station se fait manuellement et périodiquement pour garder le même niveau du départ.

### II.2.3 Procédure expérimentale

Le simulateur de hanche est réglé à une fréquence de 1,1 Hz et un chargement sinusoïdal avec une valeur maximale de 2000 N et une fréquence de 1 Hz. Cette valeur de pic correspond à 3 fois la charge d'un individu de 70 kg, suivant la norme ISO 14242-2(2001).

Le premier test s'est effectué durant une période de deux millions de cycles (2Mc) qui correspond à deux ans de marche normale d'un patient. Durant cette période on a procédé à l'arrêt du simulateur à 500 000, 1 million et 2 millions de cycles respectivement pour le nettoyage, le changement à nouveau du lubrifiant et la mesure de l'usure par la méthode gravimétrique.

Le deuxième test a duré cinq millions de cycles, l'équivalent de cinq ans *in vivo*. Dans ce cas, on a arrêté le simulateur après 0,5 - 1 - 2 - 3 - 4 et 5 millions de cycles pour les mêmes raisons cités ci-dessus.

L'opération du nettoyage des composants métalliques s'effectue de la manière suivante :

- ◆ On lave les composants avec l'eau déionisée et du savon pour éliminer les impuretés du sérum ;
- ◆ On laisse les composants dans une solution composée d'eau et d'une poudre stérilisante (SPORIDOX<sup>R</sup> plus, ITALY) pendant 20 minutes pour éliminer les impuretés bactériennes et biologiques ;
- ◆ On met les composants dans un bain ultrasonique à 70°C avec une solution composée de 5% du Clean 70 (Elma Gmbh, Germany) et de l'eau distillée pendant 45 minutes ;
- ◆ On les met une autre fois dans un bain ultrasonique mais cette fois avec l'eau ionisée durant 15 minutes.
- ◆ On passe à l'opération de séchage avec le gaz d'azote.
- ◆ On les met sous une pression de 1 bar, en utilisant une pompe à vide durant une heure.

## III.3 Méthodes de caractérisation des prothèses testées

### III.3.1 Analyse gravimétrique

La perte de masse due à l'usure est déterminée par la méthode gravimétrique, en utilisant une microbalance (ASTORIUS AG, Germany) avec une sensibilité de 0,01 mg et une précision de  $\pm 0,10$  mg. Les composants sont pesés trois fois et la valeur moyenne est employée dans les calculs.

L'évolution de l'usure est effectuée en terme de perte de masse en volume suivant le nombre de cycle ou bien en terme du taux d'usure en fonction du nombre de cycle. L'usure en volume est calculée comme supposé par ISO/TR9326, en divisant la perte de masse par la densité de

l'alliage Co-Cr des composants, elle est de  $8,04 \text{ mg/mm}^3$  et  $8,89 \text{ mg/mm}^3$  pour l'alliage des composants du premier et du deuxième test respectivement.

Notons qu'avant d'effectuer la pesée des composants, on les met dans l'acétone durant une heure ensuite on les introduit dans l'eau déionisée dans l'ultrason (bain marie) pendant 15 minutes à une température de  $40 \text{ }^\circ\text{C}$  et on poursuit la procédure par un séchage avec l'azote et en fin, on les met sous une pression de 1bar. Après une pose d'une heure il est possible de faire la pesée des composants.

### III.3.2 Rugosimétrie

#### III.3.2.1 Description du rugosimètre

L'appareil de mesure de la rugosité utilisé durant cette étude se trouve dans le laboratoire de technologie médical de l'institut orthopédique de Rizzoli à Bologne (en Italie). C'est un rugosimètre de type (Hommel Tester 8000, Hommel Werke, Germany), il est équipé d'un logiciel Turbo Rugosita pour windows. Il est présenté sur la figure (3.4a).

Ce dispositif est équipé d'une tête en diamant de  $0,020 \text{ mm}$  (figure 3.4b) qui traverse la surface analysée, ce passage vertical est convertie en signal électrique qui est amplifié avant d'être convertie en information. La machine est capable d'effectuer plusieurs mesures (absolue) allant de  $\pm 8$  à  $8000 \text{ } \mu\text{m}$  avec une résolution de  $1$  à  $1000 \text{ nm}$ .



**Figure 3.4a** : Rugosimètre Hommel Tester 8000[IHAD07].

La méthode utilisée dans la détermination de la rugosité de la surface est basée sur le contact mécanique entre la tête en diamant et la surface analysée comme illustré sur la figure(3.4b).



**Figure 3.4b** : Tête en diamant du rugosimètre.

### III.3.2.2 Principe de base

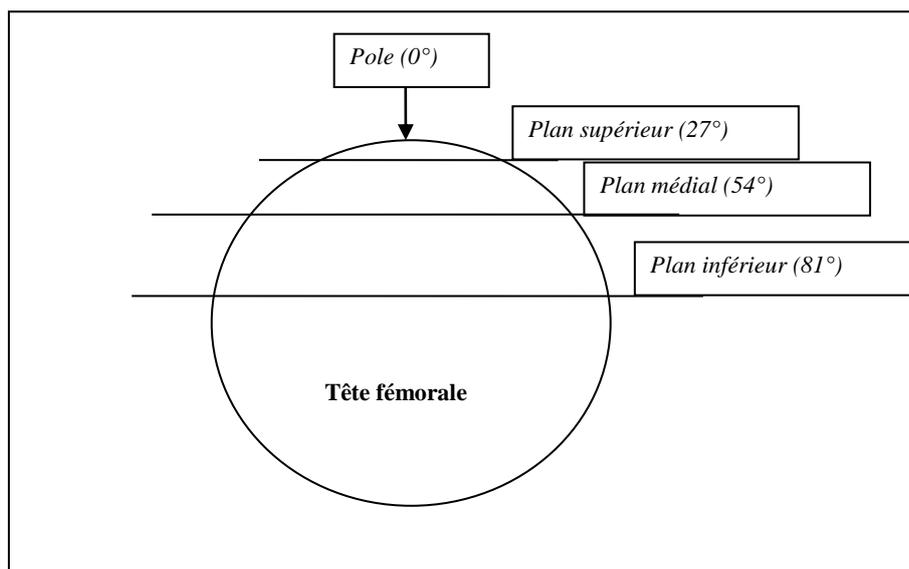
Avant de commencer les mesures de la rugosité, le logiciel exige l'introduction de certains paramètres ( $L_t$ ,  $V_t$  et  $L_c$ ) suivant la norme ISO7206-2 dans le but d'optimiser l'acquisition des données de la rugosité. Ces paramètres sont définis comme suit :

- ◆ **la longueur de passe ( $L_t$ ):** C'est la longueur que le bout en diamant va parcourir. Réduire le parcours c'est obtenir une mesure plus précise.
- ◆ **La vitesse d'avancement ( $V_t$ ) :** C'est la vitesse d'avancement du bout en diamant, elle permet d'avoir des valeurs précises si sa valeur est réduite.
- ◆ **Le Cut-off (longueur d'onde de coupure) ( $L_c$ ) :** C'est le filtre utilisé pour séparer la rugosité et l'ondulation, il est très important parce qu'il est pris en considération dans le calcul des autres paramètres de la rugosité. La valeur recommandée automatiquement par le logiciel est égale à un sixième ( $1/6$ ) de la longueur de passe.

Le choix du **Cut-off** est d'une grande importance dans la détermination d'un paramètre représentatif dans l'estimation des mesures exactes de la rugosité, comme recommandé par la norme ISO (7206-2, 1996). Dans notre cas, la valeur de  $L_t$  adaptée est 0,48 mm à cause des dimensions limitées de la zone de mesure. Les valeurs  $V_t$  et  $L_c$  sont maintenues automatiquement par le logiciel en relation avec la valeur de  $L_t$  sélectionnée, donc :  $V_c = 0,05$  mm/s et  $L_c = 0,08$  mm.

Les mesures de la rugosité de la tête sont effectuées au niveau du pôle et des trois plans différents positionnés à  $27^\circ$ ,  $54^\circ$  et  $81^\circ$  (plan supérieur, plan médial et plan inférieur) respectivement par rapport au pôle (figure 3.5). Sur chaque plan trois mesures sont prises à  $0^\circ$ ,  $120^\circ$  et  $240^\circ$  respectivement, donc le nombre de mesure effectué sur chaque tête est de dix (10).

Pour les cupules seulement 9 mesures sont effectuées sur les mêmes plans (plan supérieur, plan médial et plan inférieur) sauf au pôle. Notons bien qu'avant chaque mesure, les composants sont lavés avec l'acétone et séchés.



**Figure 3.5:** Localisation des plans de mesure de la rugosité sur la surface de la tête fémorale [IHAD07].

### III.3.2.3 Paramètres utiles

La mesure de l'état de surface fait l'objet de la norme ISO 4287, qui décrit les détails de telle mesure. Dans cette partie nous ne référons qu'aux mesures de la rugosité de surface (paramètres) que le logiciel Turbo Rugosita fournit pour l'évaluation d'une surface. Les paramètres les plus couramment utilisés sont : **Ra, Rt, Rz, Rp, Rv, Rsk, Rku** et **Rsm**.

#### III.3.2.3.1 Rugosité moyenne Ra

La rugosité moyenne Ra appelée aussi la moyenne arithmétique de la rugosité, la moyenne ligne du centre, la déviation moyenne arithmétique du profil, c'est l'intégrale de la valeur absolue de la hauteur du profil de la rugosité à travers la longueur considérée (figure 3.6a). Elle est exprimée par la relation suivante :

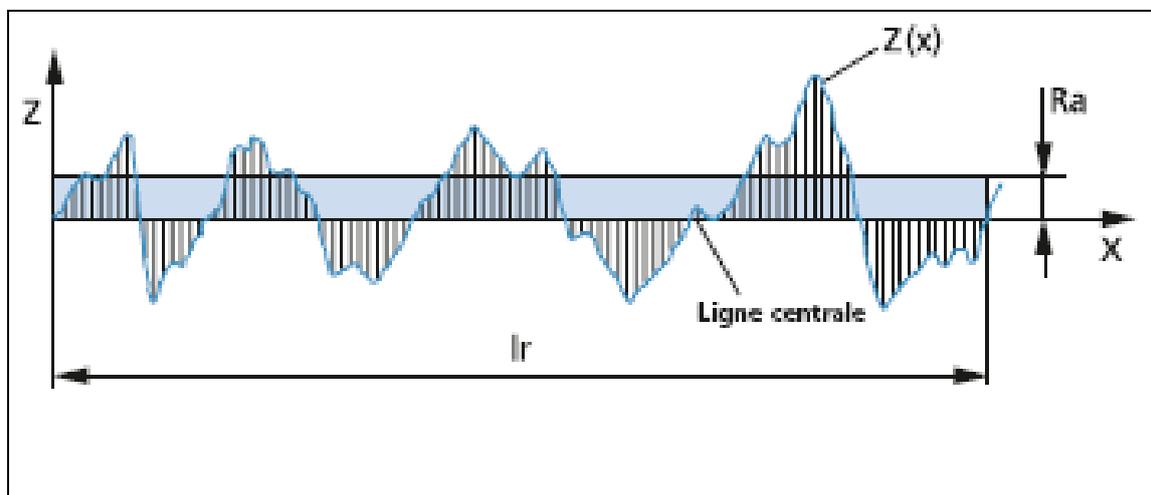
$$Ra = \frac{1}{l_r} \int_0^{l_r} |Z(x)| dx \quad (3-1)$$

Avec :

$l_r$  : la longueur de base.

$Z(x)$  : la hauteur du profil de la rugosité.

Graphiquement Ra présente la surface entre le profil de la rugosité et la ligne centrale (zone hachurée sur la Figure 3.6a). Statiquement, elle est la moyenne arithmétique des déviations du profil de la rugosité par rapport à la ligne centrale. La valeur de la rugosité Ra est positive et présente une valeur typique de  $0,03 \mu\text{m}$  pour les nouvelles têtes fémorales métalliques [AFFA06]. Ra présente le paramètre le plus utilisé dans la détermination de l'état de surface, il ne fournit pas des informations sur la forme de l'irrégularité du profil.



**Figure 3.6a:** Rugosité moyenne Ra [Web12].

#### III.3.2.3.2 Hauteur maximale de saillie Rp

La hauteur maximale de saillie Rp est la plus grande valeur des hauteurs des saillies à l'intérieur de la longueur de base (ISO 4287) [ZANI03], comme l'indique la figure 3.6b. Elle est exprimée par la relation suivante :

$$R_p = |\max Z(x)| \quad 0 < x < l_r \quad (3-2)$$

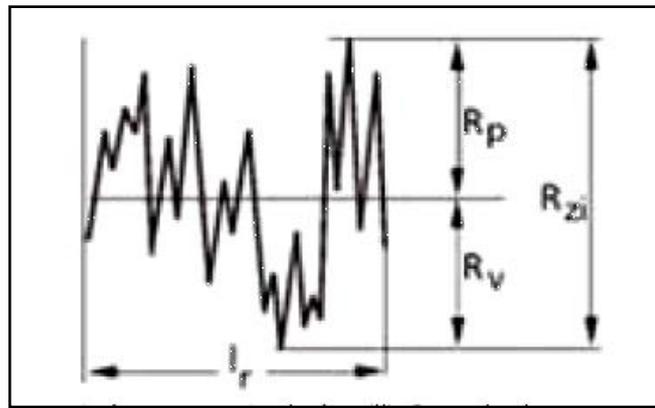
**III.3.2.3.3 Profondeur maximale de creux Rv**

D’une façon similaire à R<sub>p</sub>, R<sub>v</sub> est la plus grande valeur des profondeurs de creux à l’intérieur de la longueur de base (ISO 4287)[ZANI03]. Comme indiqué sur la figure 3.6b, elle est exprimée par la relation suivante :

$$R_v = |\min Z(x)| \quad 0 < x < l_r \quad (3-3)$$

**III.3.2.3.4 Hauteur individuelle du profil Rzi**

La hauteur individuelle du profil de la rugosité est la somme de la plus grande des hauteurs de saillie et la plus grande des profondeurs de creux du profile à l’intérieur de la longueur de base (ISO 4287) [ZANI03], comme l’indique la figure 3.6b.



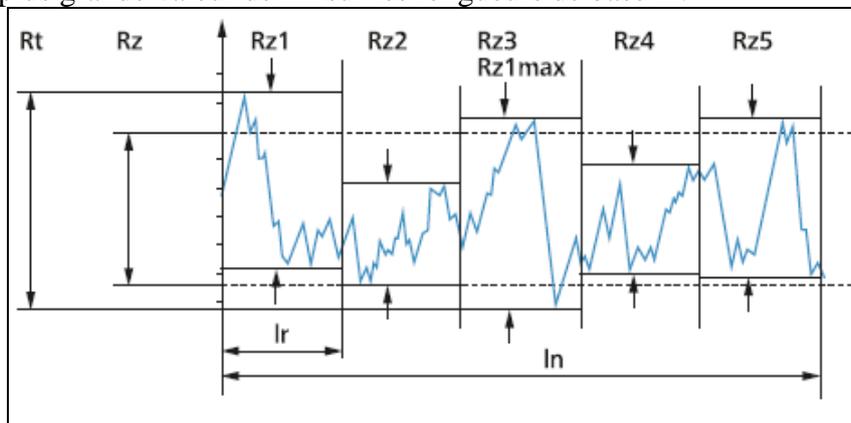
**Figure 3.6b:** Rugosité Rzi [ZANI03].

**III.3.2.3.5 Hauteur maximale du profil Rz**

La hauteur maximale du profil Rz est la valeur moyenne des valeurs Rz obtenues sur cinq longueurs de base l<sub>r</sub> (ISO 4287) (sur la longueur d’évolution l<sub>n</sub>). Elle est exprimée par la relation suivante :

$$R_z = \frac{1}{n} (R_{z1} + R_{z2} + \dots + R_{zn}) \quad (3-4)$$

La figure 3.6c montre un schéma représentatif de Rz. Notons que le paramètre Rz1max représente la plus grande valeur de Rz sur les longueurs de base l<sub>n</sub>.



**Figure 3.6c:** Les rugosités Rz et Rt [Web12].

### III.3.2.3.6 Rugosité totale Rt

La rugosité totale est l'écart entre la saillie la plus élevée et le creux le plus bas du profil sur la longueur d'évolution  $l_r$  (ISO 4287). D'autre terme  $R_t$  est la somme de  $R_v$  et  $R_p$  sur la longueur d'évolution  $l_r$  (figure 3.6c), elle est exprimée par la relation suivante :

$$R_t = R_v + R_p \quad (3-5)$$

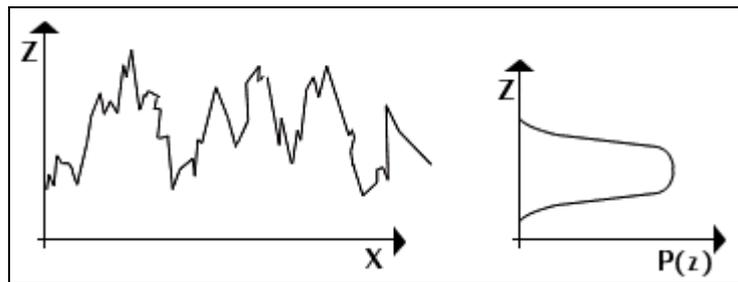
Ce paramètre est toujours positif et prend des valeurs typiques de 0,2  $\mu\text{m}$  pour les nouvelles têtes fémorales métalliques [AFFA06].

### III.3.2.3.7 Rugosité moyenne efficace Rq

La rugosité moyenne efficace est la racine de la moyenne quadratique obtenue à partir des valeurs ordinaires du profil de la rugosité (figure 3.6d). Elle peut être exprimée par la relation suivante :

$$R_q = \sqrt{\frac{1}{l_r} \int_0^{l_r} Z^2(x) dx} \quad (3-6)$$

Cette fonction  $R_q$  présente la variance de la fonction de distribution d'amplitude (ADF), qui est une fonction de probabilité donnant la probabilité que le profil de surface possède une certaine hauteur  $Z$  à chaque position  $x$ . Dans ce cas  $R_q$  est un paramètre qui mesure la longueur de l'ADF (fonction de distribution d'amplitude) comme le montre la figure (3.6d).



**Figure 3.6d:** Rugosité  $R_q$  [Web13].

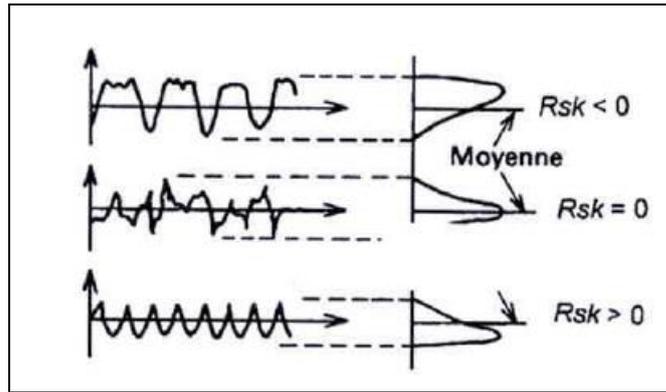
### III.3.2.3.8 Skewness Rsk

Appelé aussi facteur d'asymétrie, c'est un autre paramètre qui décrit la forme de l'ADF, il mesure la symétrie de cette fonction ou bien il mesure la symétrie du profil par rapport à la ligne moyenne [Web12] à l'intérieur de la longueur de base [ZANI03]. Il est exprimé par la relation suivante :

$$R_{sk} = \frac{1}{R_q^3} \left[ \frac{1}{l_r} \int_0^{l_r} Z^3(x) dx \right] \quad (3-7)$$

Une distribution normale du profil (le nombre de points du profil est maximum autour de la ligne moyenne : la courbe de distribution d'amplitude suit une loi normale) présente zéro skewness (figure 3.6e). Par contre si le profil est plein (les saillies les plus hautes sont écrêtées) donc  $R_{sk} < 0$ , dans le cas contraire ou le profile est creux le  $R_{sk} > 0$  (figure 3.6e).

Une valeur absolue de  $R_{sk}$  supérieure à 1,5 indique que la surface n'a pas de forme simple et un simple paramètre comme  $R_a$  est probablement non pas convenable pour caractériser la qualité de surface [Web14].



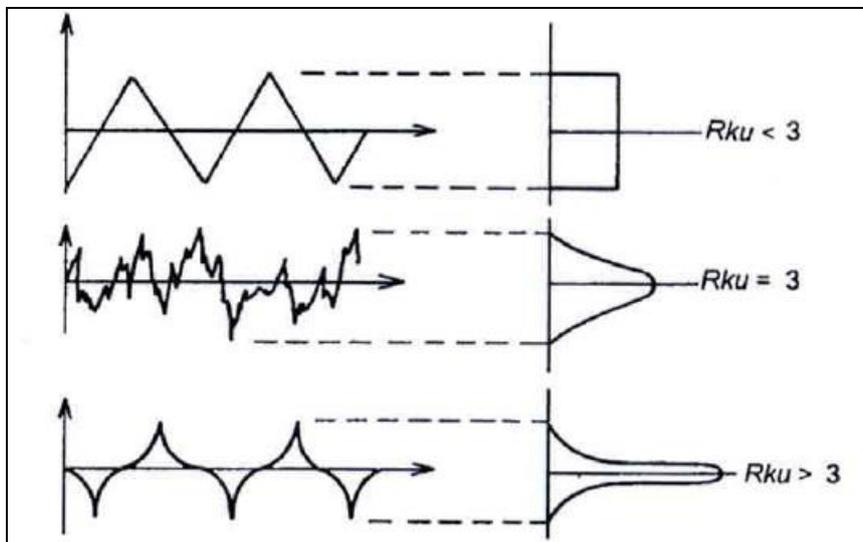
**Figure 3.6e:** Rugosité Rsk[Web15].

**III.3.2.3.9 Steepness/ Kurtosis Rku**

Appelé aussi facteur d’aplatissement, c’est le dernier paramètre de forme de la fonction ADF, il mesure la raideur de la courbe de densité de l’amplitude du profil de la rugosité. Il présente la somme de l’aplatissement de la courbe de distribution d’amplitude à l’intérieur d’une longueur de base [ZANI03]. Il est donné par la relation suivante :

$$Rku = \frac{1}{Rq^4} \left[ \frac{1}{l_r} \int_0^{l_r} Z(x)^4 dx \right] \tag{3-8}$$

Dans le cas d’un profil normale le facteur d’aplatissement est égale à trois (Rku = 3), un profil large présente une valeur inférieure à trois (Rku < 3) et dans le cas d’un profil serré sa valeur est supérieure à trois (Rku > 3) (figure 3.6f).

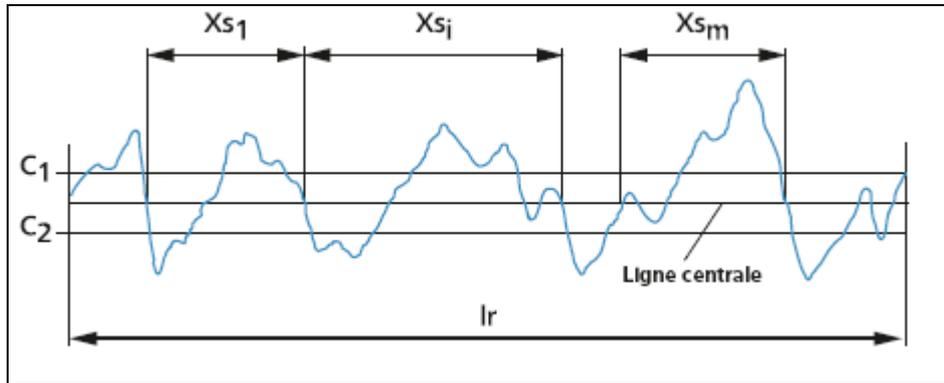


**Figure 3.6f:** Rugosité Rku[Web15].

**III.3.2.3.10 Largeur moyenne des éléments du profil Rsm**

La largeur moyenne des éléments du profil est la valeur moyenne arithmétique des largeurs des éléments du profil de rugosité à l’intérieur de la longueur de base (ISO 4287), comme le montre la figure 3.6g. Elle est estimée par la relation suivante :

$$R_{sm} = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m X_{s_i} \quad (3-9)$$



**Figure 3.6g :** Rugosité Rsm [Web12].

### III.3.2.4. Analyse statistique

L'analyse statistique des résultats obtenus est effectuée par les tests t Student et ANOVA ONE WAY. Dans ces tests l'erreur est considérée significative si la valeur de  $P < 0,05$ , elle est non significative pour  $P > 0,05$  et elle est plus significative si  $P < 0,005$ .

### III.3.3. Microscopie électronique à balayage

Après le test d'usure de deux millions de cycles, les surfaces articulaires les plus usées des couples de 28 (tête N°4 et cupule N°3) et 36 mm (tête N°7 et cupule N°7) de diamètre sont observées sous un microscope SEM (Zess Evo 50) opérant à 25 Kv (figure 3.7). Ces implants présentent un exemple illustratif des surfaces articulaires testées pour visualiser les dommages provoqués par différents mécanismes d'usure. Avant chaque analyse l'implant est essuyé avec de l'acétone.

Cette analyse a été effectuée au laboratoire de métallurgie de l'université de Bologne en Italie.



**Figure 3.7:** Microscope SEM (Zess Evo 50).

---

## Conclusion

---

Les implants Métal/Métal testés dans notre étude sont présentés sur trois types de prothèses de hanche en alliage coulé Co-Cr (ASTM F75), de différentes taille et composition en carbone. Les couples de 28 mm ont des têtes à faible teneur en carbone (LC) et des cupules à forte teneur en carbone (HC), les couples de 32 mm ont des têtes et des cupules à forte teneur en carbone (HC) et les couples de 36 mm avec une combinaison inverse que ceux des couples de 28 mm.

Les essais d'usure ont été réalisés sur un simulateur de hanche à 12 stations (Shore Western, USA), qui simule les mouvements de flexion/extension et d'abduction/adduction avec un angle de  $\pm 23^\circ$  et une fréquence de 1 Hz. Le sérum des bovins de veau (calf bovine serum) de 25% (Segma, St. Louis USA) est utilisé comme lubrifiant durant les tests d'usure sous un chargement sinusoïdal avec une charge max de 2000 N et une fréquence de 1 Hz. La durée du test a été de 2 millions de cycles (Mc) pour les couples 28 et 36 mm et 5 Mc pour les couples de 32 mm.

Trois méthodes de caractérisation des implants testés ont été utilisées ; l'analyse gravimétrique, l'analyse de la rugosité et l'analyse par microscopie.

- L'analyse gravimétrique des spécimens a été effectuée en utilisant une microbalance ASTORIUSAG, Germany) et les résultats d'usure gravimétriques ont été convertis en résultats d'usure volumiques à l'aide des densités des alliages Co-Cr testés.
- Les mesures de la rugosité des surfaces articulaires avant et après le test a été opérée sur un rugosimètre Hommel tester T8000 (Hommel Werke, Germany) sur trois plans différents, plan  $27^\circ$ , plan  $54^\circ$  et plan  $81^\circ$ . Sur chaque plan trois mesures ont été prises à  $0^\circ$ ,  $120^\circ$  et  $240^\circ$ . Une mesure supplémentaire a été effectuée sur les têtes au niveau du pôle.
- L'analyse microscopique a été faite par un microscope SEM (Zess Evo 50) sur des composants choisis comme exemple illustratif pour visualiser les dommages provoqués par différents mécanismes d'usure.

---

*Chapitre IV :*  
*Résultats et discussion*

---

Après avoir décrit le matériel, la méthode de travail utilisée et la procédure expérimentale, on présente dans ce chapitre les résultats de ces différentes analyses à savoir ; l'analyse gravimétrique, l'analyse de la rugosité des surfaces articulaires et l'analyse des surfaces articulaires par SEM. On discute également les résultats obtenus.

## IV.1 Analyse gravimétrique

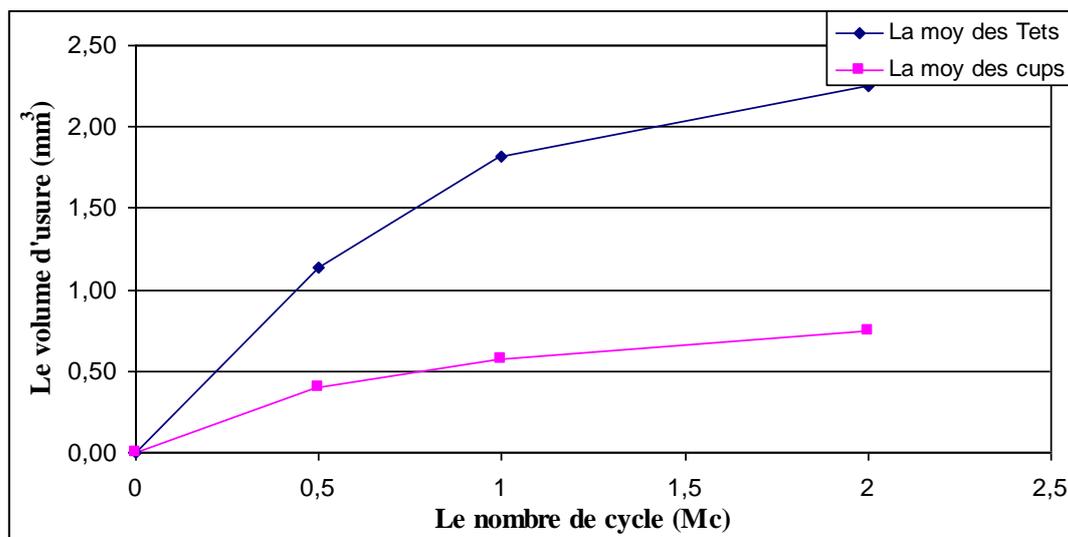
Le premier test a été réalisé sur un simulateur de hanche durant deux millions de cycles (2MC), avec des couples de frottement en alliage coulé Co-Cr de différents diamètres (28 mm et 36 mm) et de différentes compositions en carbone.

### IV.1.1 Evolution de l'usure des couples de 28mm

L'évolution de l'usure est exprimée par l'évolution de la perte de masse en volume en fonction du nombre de cycle (millions de cycles Mc), dans notre cas on prend une moyenne des mesures effectuées sur les quatre têtes et les quatre cupules de 28 mm de diamètre. Les résultats sont représentés dans le tableau 4.1 et leur représentation graphique est illustrée sur la figure 4.1.

**Tableau 4.1 :** Variation de la perte de masse en volume moyenne des composants de 28 mm de diamètre.

NOMBRE DE CYCLE (MC)	USURE DES TETES (MM <sup>3</sup> )		USURE DES CUPULES (MM <sup>3</sup> )	
	Moyenne	DVS	Moyenne	DVS
0	0,00	0,00	0,00	0,00
0,5	1,14	0,56	0,40	0,21
1	1,82	1,20	0,57	0,32
2	2,25	1,18	0,74	0,29



**Figure 4.1 :** L'évolution de la perte de masse en volume moyenne des composants de 28 mm de diamètre [IHAD11b].

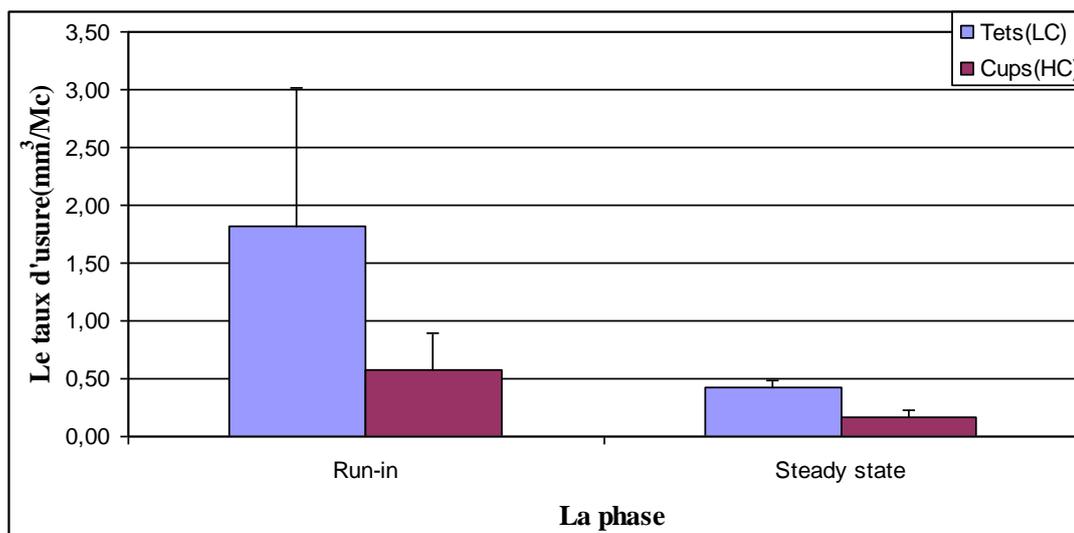
On constate que la perte de masse en volume (l'usure) moyenne augmente avec le nombre de cycle dans les deux composants (têtes et cupules). L'évolution de la perte de masse passe par une phase initiale wear-in d'un million de cycle (de 0 jusqu'à 1 million de cycles), suivie d'une autre phase appelée steady-state (de 1 jusqu'à 2 millions de cycles). Cette caractéristique est particulière aux couples Métal/Métal [MCKE96, CHAN96, STRE96, ANIS01, BOSH06, IHAD07].

L'usure des têtes (LC) est plus élevée que celles des cupules (HC). En effet, après deux millions de cycles, la perte de masse en volume des têtes est de  $2,25 \pm 1,18 \text{ mm}^3$  et celle des cupules est de  $0,74 \pm 0,29 \text{ mm}^3$  [IHAD11b]. Le rapport de la perte de masse en volume des têtes à celle des cupules à chaque point de mesure est de l'ordre de 3 ce qui fait que les têtes (LC) s'usent trois fois plus que les cupules (HC). En plus, le rapport de la perte de masse en volume durant la période du run-in à celle du steady state est de 3,41 et 4,23 pour les cupules et les têtes respectivement.

L'analyse statistique faite, a montré que les résultats obtenus pour les têtes et les cupules sont similaires durant la phase du run-in ( $P=0,15$ ). Contrairement à la phase du steady state où les résultats ne sont pas similaires ( $P=0,0135$ ) [IHAD11b].

D'autre part, le taux d'usure des têtes (LC) et des cupules (HC) est calculé durant les deux phases d'usure le run-in et le steady state, sa représentation graphique est donnée sur la figure 4.2. On remarque également que le taux d'usure des têtes est plus élevé que celui des cupules durant tout le test (ce qui explique le résultat précédent). En plus, le rapport du taux d'usure des têtes au taux d'usure des cupules est de 3,16 durant la phase du run-in et de 2,55 durant la phase du steady state.

Cette différence du volume d'usure entre les têtes et les cupules de 28 mm de diamètre peut être attribuée à la différence de la composition en carbone ; les têtes à faible concentration en carbone s'usent plus que les cupules à forte teneur en carbone. La forte concentration en carbone favorise la formation des carbures qui renforcent la matrice et ainsi augmente la résistance à l'usure [WANG99a, TIPP05, SILV05]. On note que cette différence se manifeste durant la phase du steady state ( $P=0,0135$ ). Notons que le volume d'usure des cupules (HC) contribue avec un taux de 25% de volume d'usure totale, le reste 75% c'est les têtes qui l'assurent [IHAD11b].



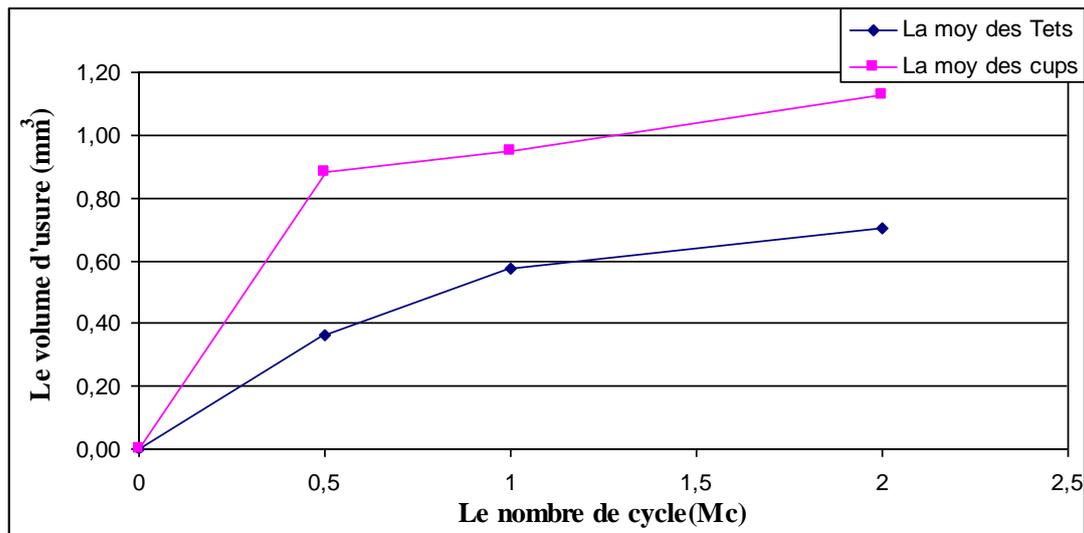
**Figure 4.2:** Taux d'usure des têtes et des cupules de 28 mm.

### IV.1.2 Evolution de l'usure des couples de 36 mm

De la même façon que les couples de 28 mm de diamètre, on a étudié l'évolution de la perte de masse en volume des têtes et des cupules de 36 mm de diamètre. Les résultats de mesure sont regroupés dans le tableau 4.2 et la représentation graphique des résultats est donnée sur la figure 4.3.

**Tableau 4.2:** La variation de la perte de masse en volume moyenne des composants de 36 mm.

NOMBRE DE CYCLE (MC)	USURE DES TETES (MM <sup>3</sup> )		USURE DES CUPULES (MM <sup>3</sup> )	
	Moyenne	DVS	Moyenne	DVS
0	0,00	0,00	0,00	0,00
0,5	0,36	0,16	0,88	0,13
1	0,57	0,16	0,95	0,14
2	0,70	0,15	1,13	0,09



**Figure 4.3:** Evolution de la perte de masse moyenne en volume des composants de 36 mm.

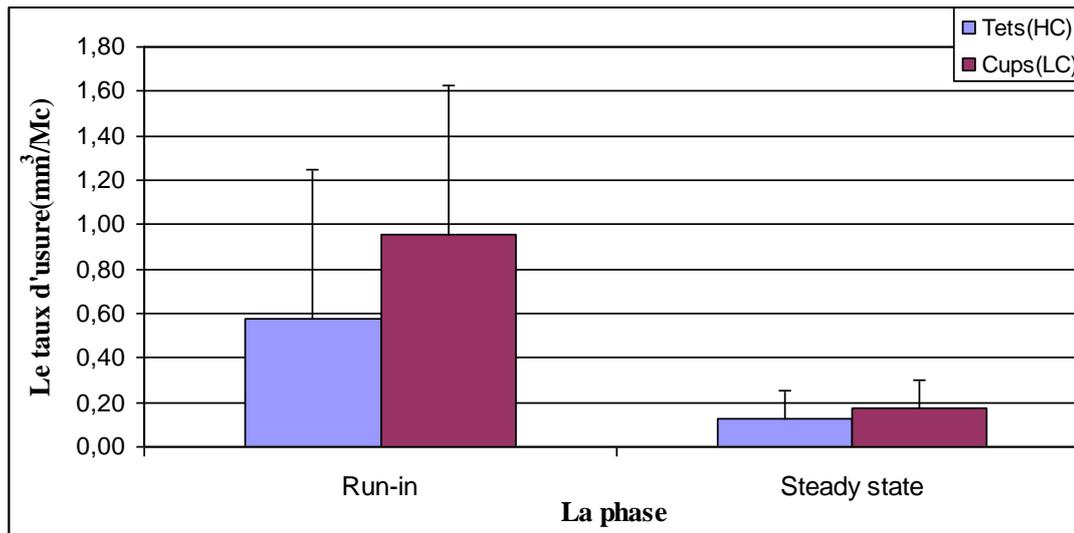
De même, on remarque que la variation de la perte de masse en volume moyenne des composants Métal/Métal de 36 mm de diamètre augmente avec l'augmentation de la charge (nombre de cycle), ce qui se traduit par deux phases ; run-in : de zéro à un million de cycles et steady state de un à deux millions de cycles (figure 4.3). Ceci est en accord avec les autres travaux rapportés par la littérature [MC K96, CHAN96, STRE96, ANIS01, BOSH06, IHAD07].

Dans ce cas, les cupules (LC) s'usent plus que les têtes (HC); à deux millions de cycles la perte de masse en volume moyenne des têtes est  $0,70 \pm 0,15 \text{ mm}^3$  et celle des cupules de  $1,13 \pm 0,09 \text{ mm}^3$ . Le rapport entre le volume d'usure des cupules à celui des têtes présente une valeur de 2 durant la phase du run-in et 1,16 durant la phase du steady state.

L'analyse statistique des résultats obtenus a montré que l'usure des têtes et celui des cupules sont similaires durant le run-in ( $P=0,22$ ) et présente une différence significative durant le steady state ( $P=0,032$ ).

Le taux d'usure des têtes (HC) et des cupules (LC) durant les deux périodes d'usure le run-in et le steady state est représenté sur la figure 4.4. On remarque que le taux d'usure des cupules est plus élevé que celui des têtes durant tout le test, ce qui explique la variation obtenue dans le volume d'usure.

Le rapport du taux d'usure des cupules au taux d'usure des têtes est de 1,16 durant la phase du run-in et de 1,35 durant la phase du steady state.



**Figure 4.4:** Taux d'usure des têtes et des cupules de 36 mm.

Contrairement aux couples de 28 mm de diamètre, les cupules (LC) s'usent plus que les têtes (HC) des couples de 36 mm de diamètre. La forte teneur en carbone dans la composition de l'alliage Co-Cr favorise la formation des carbures qui augmentent la résistance à l'usure de ce dernier. En effet, la teneur en carbone affecte l'usure, elle est plus prononcée durant la phase de steady state ( $P=0,032$ ).

Notons que dans ce cas, l'usure des têtes constitue 38,25% du volume d'usure total des couples contre 61,75% du volume total pour les cupules.

Le deuxième test est réalisé avec des couples de frottement de 32 mm de diamètre en alliage coulé Co-Cr à forte concentration en carbone (les têtes et les cupules) sur un simulateur de hanche durant cinq millions de cycles (5Mc).

### IV.1.3 Evolution de l'usure des couples de 32 mm

Les résultats de mesure de la perte de masse en volume des têtes et des cupules de 32 mm de diamètre en fonction du nombre de cycle effectué sur simulateur de hanche, sont regroupés dans les tableaux 4.3a et 4.3b respectivement.

La représentation graphique de ces résultats est donnée sur les figures 4.5a et 4.5b pour les têtes et les cupules respectivement. De même, la représentation de la perte de masse en volume des couples en fonction du nombre de cycle effectué est illustrée sur la figure 4.6.

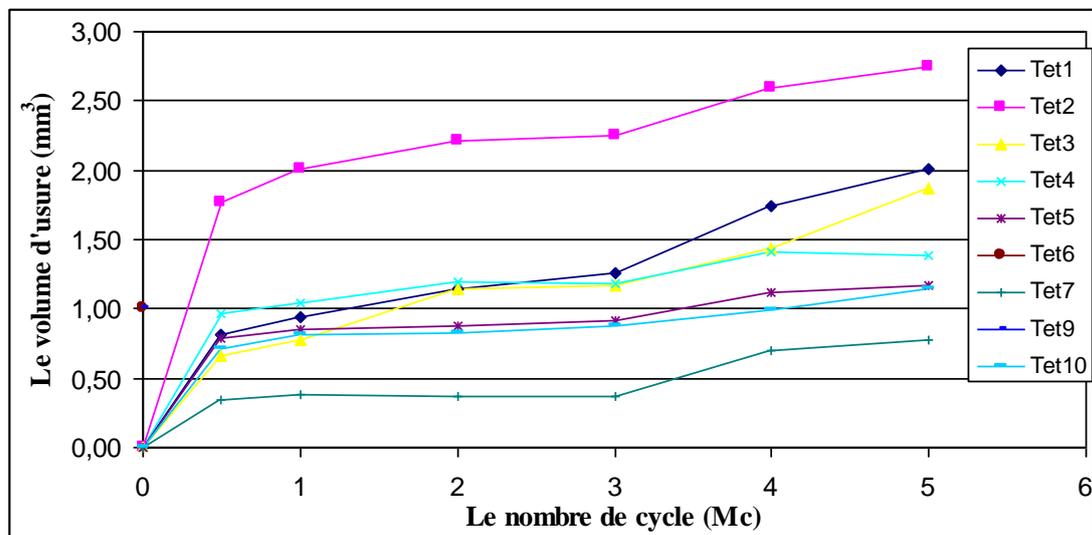
Notons bien que la perte de masse en volume du couple présente la somme de la perte de masse de la tête et de la cupule correspondante.

**Tableau 4.3a:** Perte de masse en volume des têtes de 32 mm.

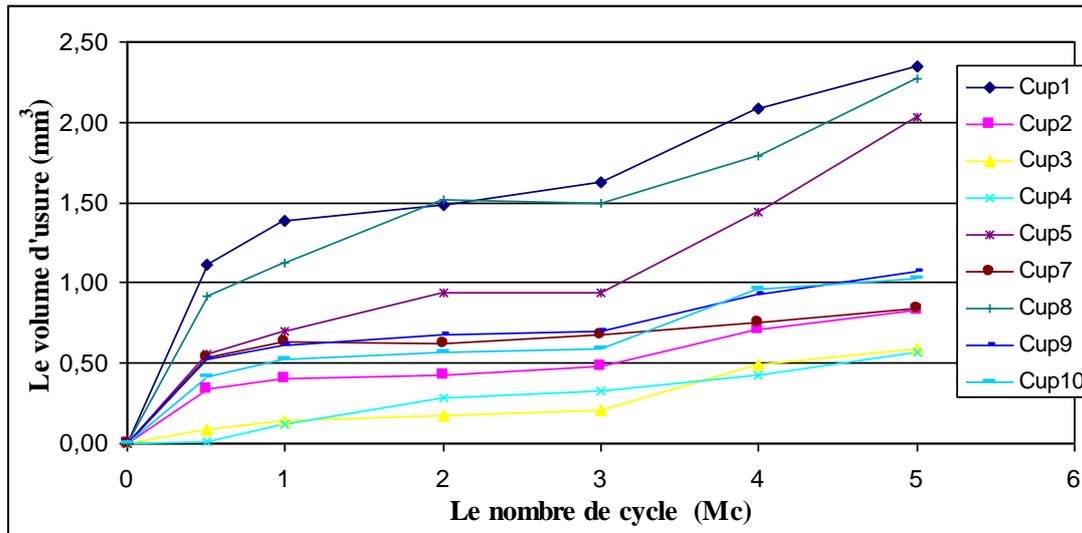
LA NUMEROTATIO N DES TETES	LA PERTE DE MASSE EN VOLUME MESUREE (MM <sup>3</sup> )						
	0(Mc )	0,5(Mc )	1(Mc )	2(Mc )	3(Mc )	4(Mc )	5(Mc )
Tête 1	0	0,81	0,94	1,15	1,25	1,74	2,01
Tête 2	0	1,77	2,01	2,22	2,26	2,60	2,74
Tête 3	0	0,66	0,77	1,15	1,17	1,43	1,87
Tête 4	0	0,97	1,05	1,19	1,18	1,41	1,39
Tête 5	0	0,79	0,86	0,87	0,91	1,12	1,17
Tête 6	0	0,71	0,78	0,81	0,89	1,07	1,12
Tête 7	0	0,35	0,39	0,36	0,37	0,69	0,78
Tête 9	0	0,17	0,45	0,66	0,64	0,81	0,96
Tête 10	0	0,72	0,81	0,83	0,88	0,99	1,14

**Tableau 4.3b:** Perte de masse en volume des cupules de 32 mm.

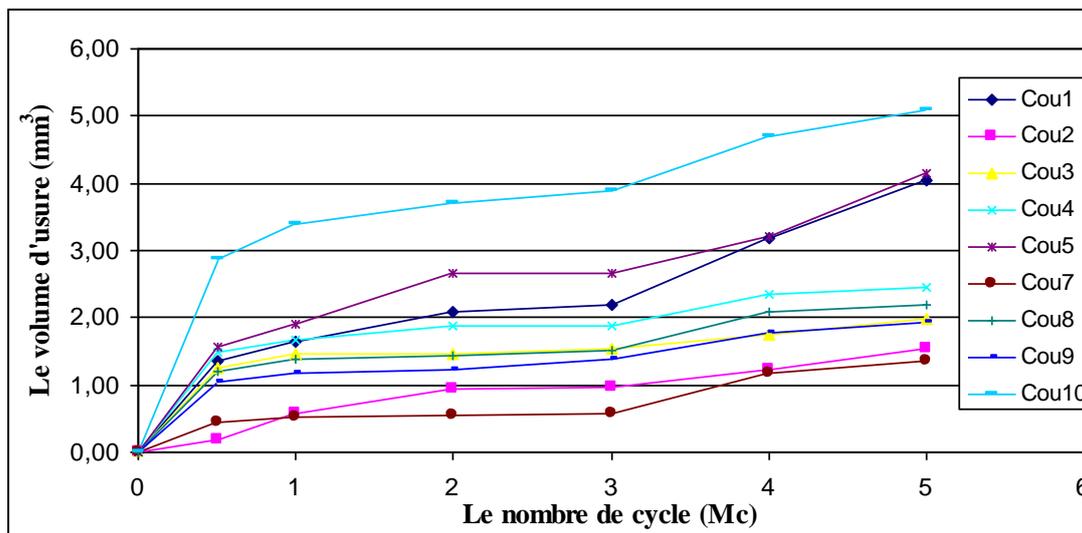
LA NUMEROTATIO N DES CUPULES	LA PERTE DE MASSE EN VOLUME MESUREE (MM <sup>3</sup> )						
	0(Mc )	0,5(Mc )	1(Mc )	2(Mc )	3(Mc )	4(Mc )	5(Mc )
Cup1	0	1,11	1,39	1,48	1,62	2,09	2,34
Cup 2	0	0,34	0,40	0,43	0,48	0,71	0,83
Cup 3	0	0,09	0,14	0,17	0,21	0,49	0,59
Cup 4	0	0,01	0,12	0,29	0,33	0,43	0,57
Cup 5	0	0,56	0,70	0,94	0,94	1,44	2,03
Cup 7	0	0,54	0,64	0,63	0,68	0,75	0,84
Cup 8	0	0,91	1,13	1,52	1,49	1,79	2,27
Cup 9	0	0,53	0,61	0,68	0,70	0,93	1,07
Cup 10	0	0,42	0,52	0,56	0,59	0,96	1,02



**Figure 4.5a:** Evolution de la perte de masse en volume des têtes de 32 mm.



**Figure 4.5b:** Evolution de la perte de masse en volume des cupules de 32 mm.



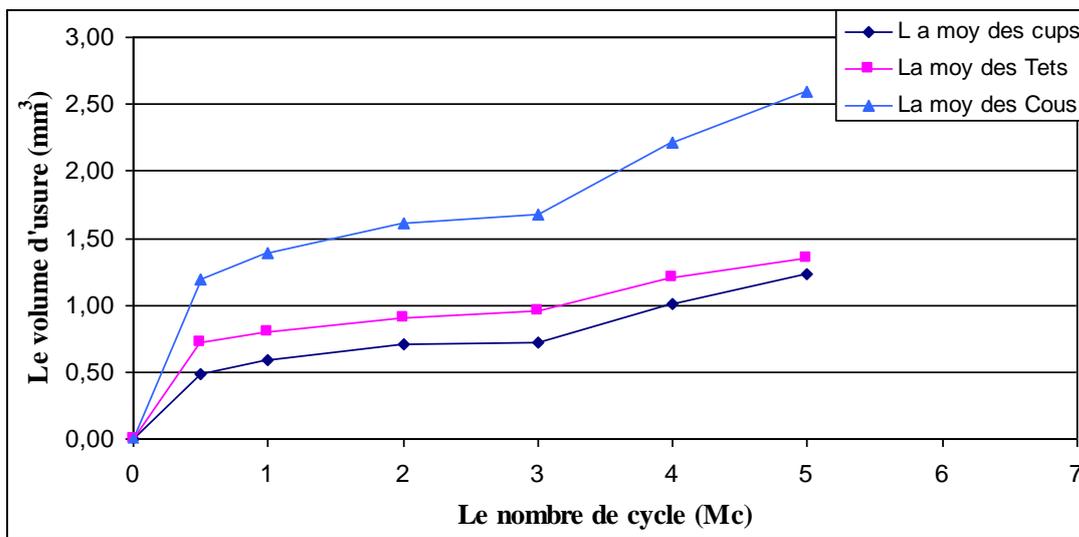
**Figure 4.6:** L'évolution de la perte de masse en volume des couples de 32 mm.

On remarque également que toutes les courbes (des têtes, des cupules et des couples) présentent un comportement biphasique ; une première phase run-in d'une durée d'un million de cycles, suivie d'une seconde phase ; steady- state de 1 jusqu'à 5 millions de cycles. Durant le test, on a constaté que le couple n° 10 présentait une quantité d'usure plus élevée comparée avec les autres couples (figure 4.6), ceci qui est dû à la perte de masse en volume élevée de la tête correspondante ( tête n°2) (figure 4.5a). De même, le couple n° 2 présentait un comportement différent des autres durant la première phase d'usure (run-in), ce qui est attribué à l'usure de sa cupule (n°4) (figure 4.5b). De ce fait, puisque le comportement des deux couples diffère des autres, on a continué notre travail uniquement avec les sept couples restants.

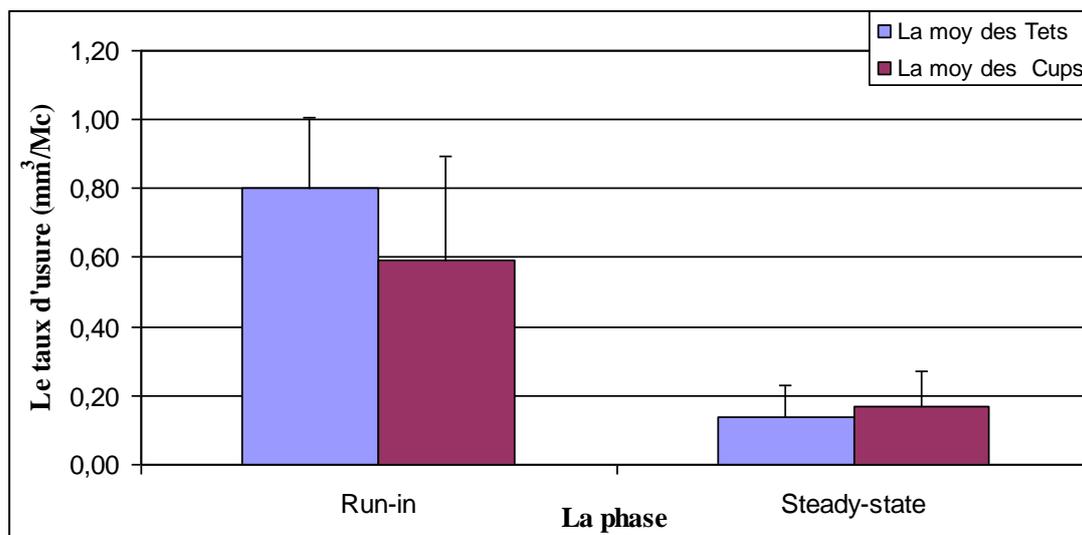
Dans le but de faire une comparaison entre l'usure des têtes et celle des cupules on a calculé leur moyenne, les résultats de l'évolution de la perte de masse en volume moyenne en fonction du nombre de cycle effectué sont représentés sur la figure 4.7.

Dans ce cas, les têtes s’usent plus que les cupules durant toute la période du test, à titre d’exemple après cinq millions de cycles, l’usure volumique des cupules est de  $1,24 \pm 0,7 \text{ mm}^3$  et celle des têtes de  $1,35 \pm 0,44 \text{ mm}^3$ , avec un rapport de 67,6 % à un million de cycles atteignant 91,85 % à cinq millions de cycles (figure 4.7), ceci est illustré par l’évolution des taux d’usure des têtes et des cupules (figure 4.8). La vitesse d’usure des cupules augmente en fonction du nombre de cycle et dépasse celle des têtes en cours de la phase du steady state (tableau 4.5).

L’analyse statistique montre que les têtes et les cupules s’usent d’une façon similaire durant le run-in ( $P=0,33$ ) et le steady state ( $P=0,13$ ). Ce dernier résultat est confirmé par l’égalité (presque) des taux d’usure durant la phase du steady state des têtes et des cupules ( $0,14 \pm 0,09 \text{ mm}^3/\text{Mc}$  et  $0,17 \pm 0,10 \text{ mm}^3/\text{Mc}$ ) (figure 4.8 et tableau 4.5).



**Figure 4.7 :** Evolution de la perte de masse en volume moyenne des têtes, des cupules et des couples de 32 mm.



**Figure 4.8 :** Comparaison du taux d’usure des têtes et des cupules (32 mm) durant le test effectué.

**Tableau 4.5:** Comparaison du taux d'usure des têtes et des cupules.

LE TAUX D'USURE (MM <sup>3</sup> /MC)	LES TETES	LES CUPULES	LES COUPLES
Run-in	0,80±0,21 [IHAD07]	0,59±0,30 [IHAD07]	1,39±0,45
Steady state	0,14±0,09	0,17±0,10	0,30±0,19
Run-in /Steady state	3,47	5,71	4,63

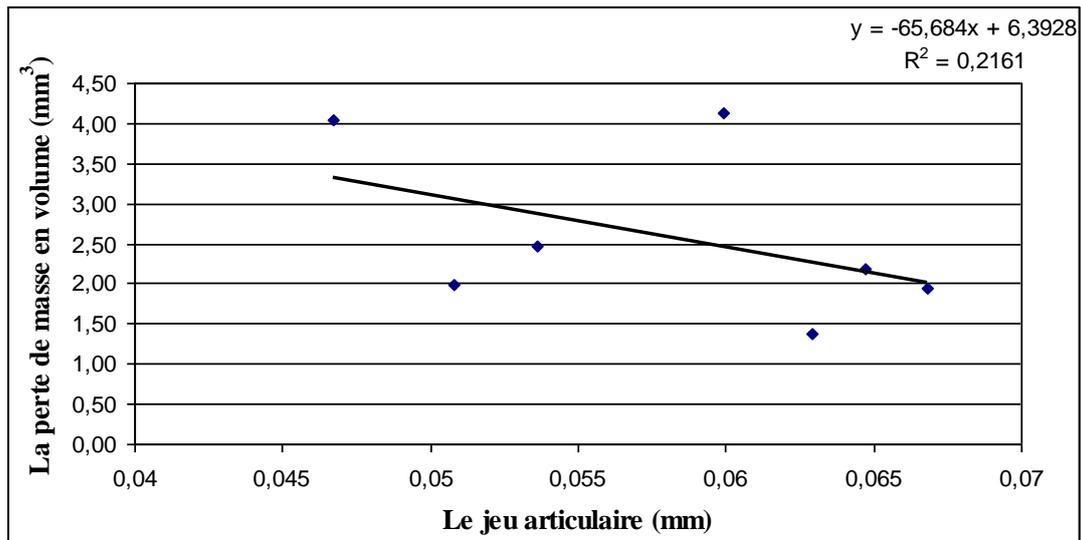
Notons que la perte de masse des couples de 32 mm présente le même comportement que les couples précédents de 28 et de 36 mm de diamètre, une phase run-in avec un taux d'usure moyen  $1,39 \pm 0,45 \text{ mm}^3/\text{Mc}$ , qui diminue jusqu' à  $0,30 \pm 0,19 \text{ mm}^3/\text{Mc}$  durant le steady state (tableau 4.5). Ce comportement est en accord avec plusieurs études que ce soit de laboratoire ou bien clinique [CATE03, SMIT01, TIPP05, SCHO01], le taux d'usure élevé durant la phase run-in est associé au polissage des surfaces articulaires, ce qui augmente l'usure [BOWSO6, IHAD07].

Le taux d'usure du couple 32 mm durant le steady state ( $0,30 \text{ mm}^3$  par  $10^6$  cycles) est similaire aux résultats précédents des couples Métal/Métal ; par exemple  $0,36 \text{ mm}^3$  par  $10^6$  cycles pour 36 mm de diamètre [SCHM96] et  $40 \text{ mm}^3$  par  $10^6$  cycles pour 40 mm de diamètre [BOWSO6]. Ces couples ont démontré leur faible taux d'usure après la phase du run-in.

#### IV.1.4 Influence du jeu articulaire sur l'usure des couples de 32 mm

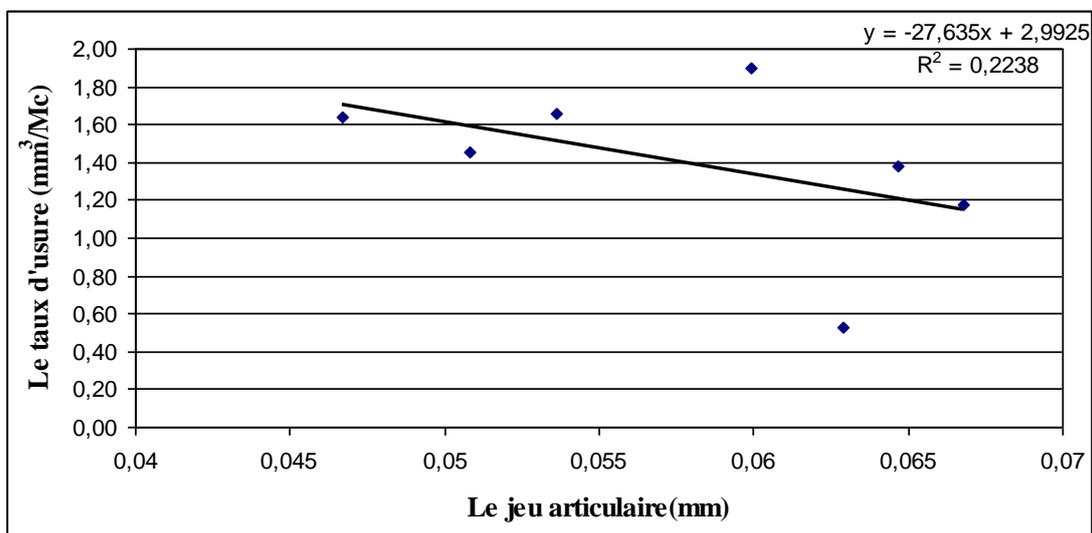
L'analyse statistique est effectuée pour voir l'effet du jeu articulaire sur le volume d'usure des couples Métal/Métal de 32 mm de diamètre après cinq millions de cycles de marche normale. Ces paramètres présentent une différence significative et le coefficient de corrélation présente une valeur de 0,465 qui correspond à une force d'association faible entre les deux (volume d'usure et jeu articulaire). En effet, l'évolution de la perte de masse des couples en fonction du jeu articulaire suivant une régression linéaire présente un coefficient de détermination ( $R^2$ ) de 0,216 , comme le montre la figure 4.9a.

On remarque que les couples cou5 (0,0599 mm) et cou6 (0,0647 mm) ayant une petite variation du jeu articulaire présentaient des volumes d'usure différents ; la plus grande valeur obtenue de ( $4,14 \text{ mm}^3$ ) et la plus petite de ( $1,37 \text{ mm}^3$ ). De même, les couples cou3 (0,0508 mm) et cou8 (0,0668) qui présentaient une grande différence dans leur jeu articulaire, produisaient des volumes d'usure similaires ( $1,98 \text{ mm}^3$  et  $1,94 \text{ mm}^3$  respectivement). Ceci confirme qu'il existe plusieurs autres facteurs qui affectent l'usure de ces couples, ce qui est en accord avec d'autres résultats rapportés par la littérature [BOWSO6, IHAD07].



**Figure 4.9a:** Variation du volume d'usure des couples de 32 mm en fonction du jeu articulaire (à 5 Mc).

Notons que d'autres chercheurs [DOWS04] reportent que la diminution du jeu articulaire réduit l'usure durant la phase du run-in. On a tracé la variation du taux d'usure durant cette phase en fonction du jeu articulaire correspondant (figure 4.9b). Le coefficient de corrélation présente une valeur de 0,473 et le coefficient de détermination ( $R^2$ ) une valeur de 0,224 et bien sûr comme on le constate, cette force d'association est faible. Ce qui justifie qu'il n'existe pas de relation entre la perte de masse et le jeu articulaire correspondant durant la première phase d'usure.



**Figure 4.9b:** Variation du taux d'usure des couples de 32 mm en fonction du jeu articulaire durant le run-in.

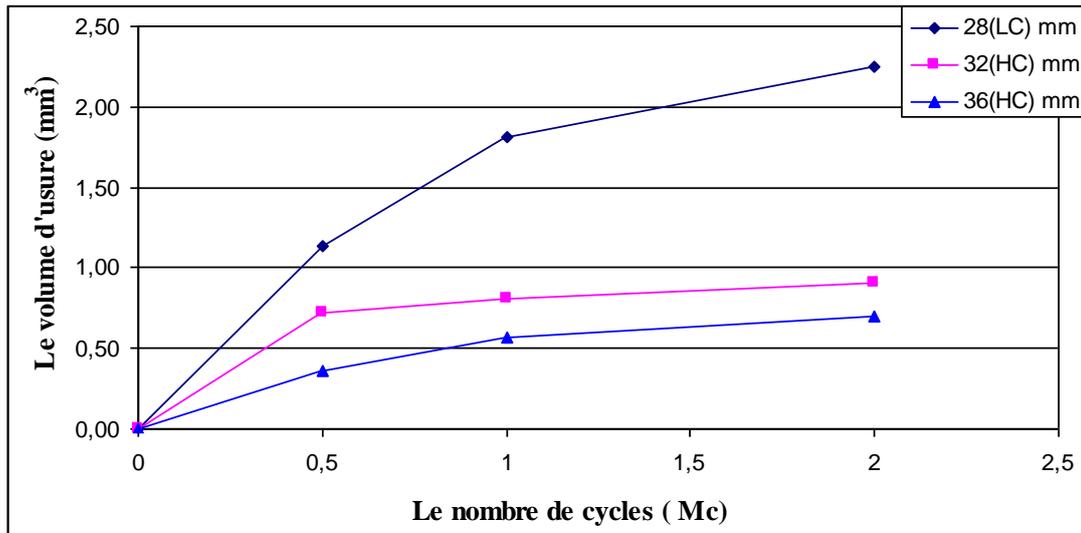
#### IV.1.5 Comparaison de l'usure des couples de 28, 32 et 36 mm

Dans le but de comparer l'effet du diamètre et de la concentration du carbone sur l'usure des couples de frottement Métal/Métal, on a tracé l'évolution de l'usure des têtes, des cupules et des couples des trois diamètres testés (28, 32 et 36 mm), en fonction du nombre de cycles

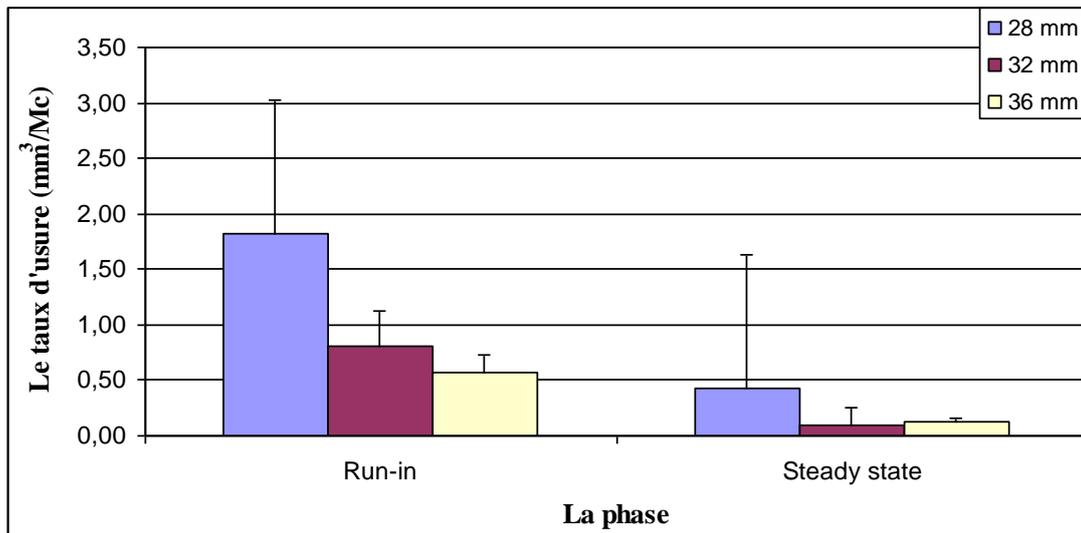
de 0 à 2 millions de cycles ainsi, que les taux d'usure de ces derniers durant les deux phases (run-in et steady state).

Les trois têtes de différents diamètres 28, 32 et 36 mm s'usent d'une façon similaire durant la période du run-in, il n'existe pas de différence significative entre leurs résultats [(28-32)  $P=0,233$ , (28-36)  $P=0,147$  et (32-36)  $P=0,277$ ](voir les figures 4.10a et 4.10b).

Durant la phase du steady state, les têtes de 32(HC) et 36(HC) mm de diamètre s'usaient d'une manière similaire ( $P=0,056$ ), contrairement aux têtes de 28(LC) - 32(HC) et les têtes 28(LC) - 36(HC) qui s'usaient d'une façon non similaire [(28-32)  $P=0,017$ , (28-36)  $P=0,012$ ] (figure 4.10a).



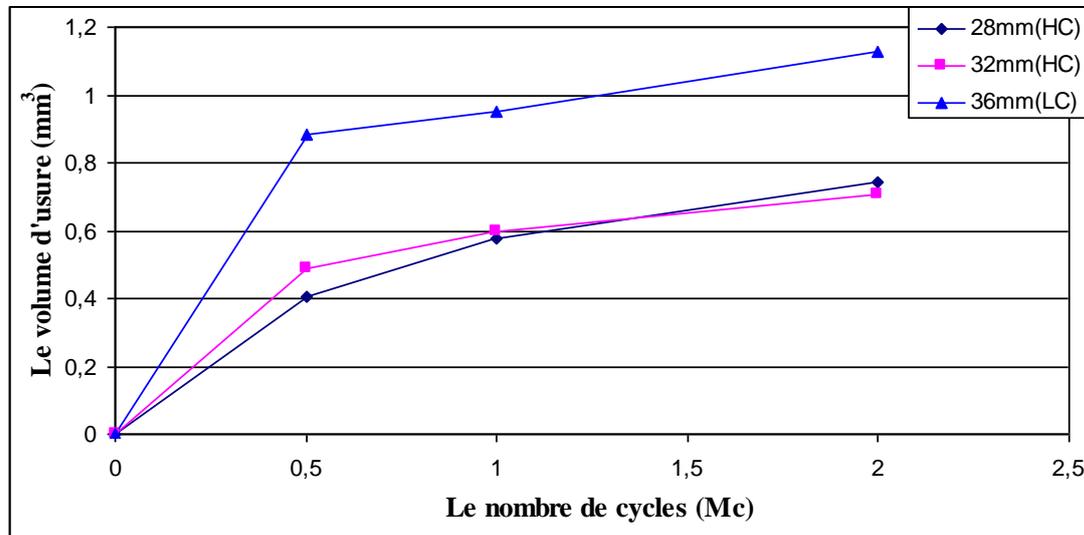
**Figure 4.10a:** Comparaison de l'évolution de l'usure des têtes (28 – 32 et 36 mm).



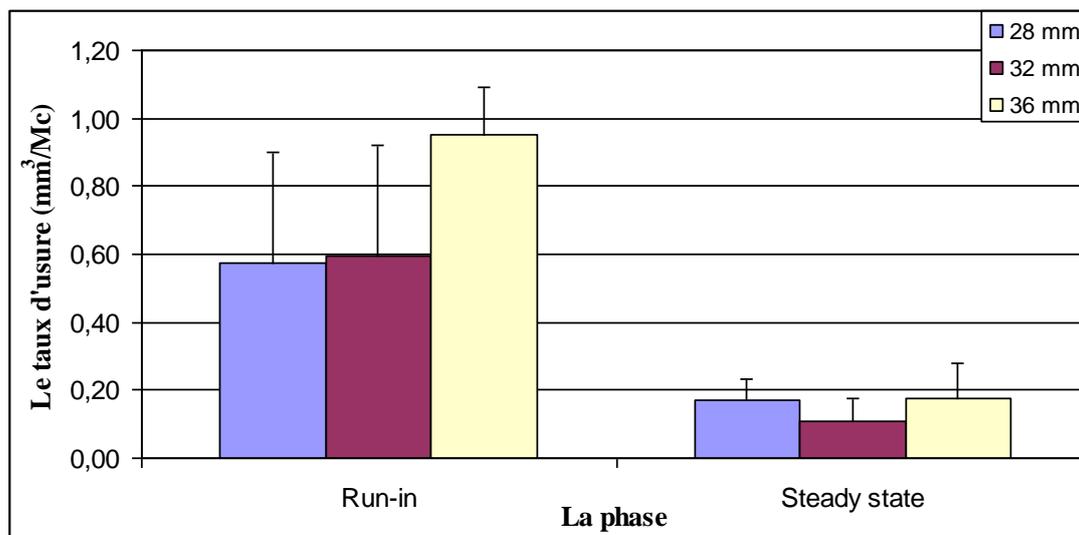
**Figure 4.10b:** Comparaison des taux d'usure des têtes (28 – 32 et 36 mm).

Les cupules de 28(HC) et 32(HC) mm de diamètres s'usaient d'une manière similaire durant les deux phases run-in ( $P=0,449$ ) et steady state ( $P=0,471$ ), ce qui est élucidé par l'évolution de l'usure (figures (4.11a)) et des taux d'usure (figure (4.11b)).

D'autre part, les résultats d'usure des cupules 28(HC)-36(LC) mm de diamètre et des cupules 32(HC)-36(LC) mm de diamètre présentaient une similarité durant le run-in ( $P=0,23$  et  $P=0,260$  respectivement) et une différence durant le steady state ( $P=0,044$  et  $P=0,032$  respectivement).



**Figure 4.11a:** Comparaison de l'évolution de l'usure des cupules (28, 32 et 36 mm).



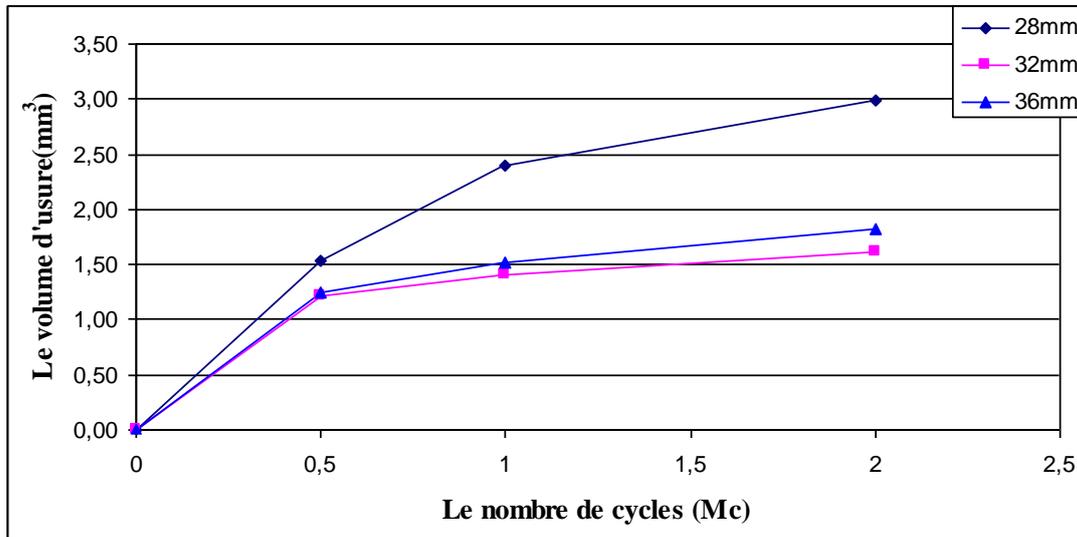
**Figure 4.11b:** Comparaison des taux d'usure des cupules (28, 32 et 36 mm).

La comparaison des résultats d'usure des couples montre qu'il n'existe pas de différence significative entre les couples 32 et 36 mm de diamètre durant les deux phases (run-in ( $P=0,433$ ) et steady state ( $P=0,136$ ) [IHAD10]), comme le montre les figures 4.12a et 4.12b.

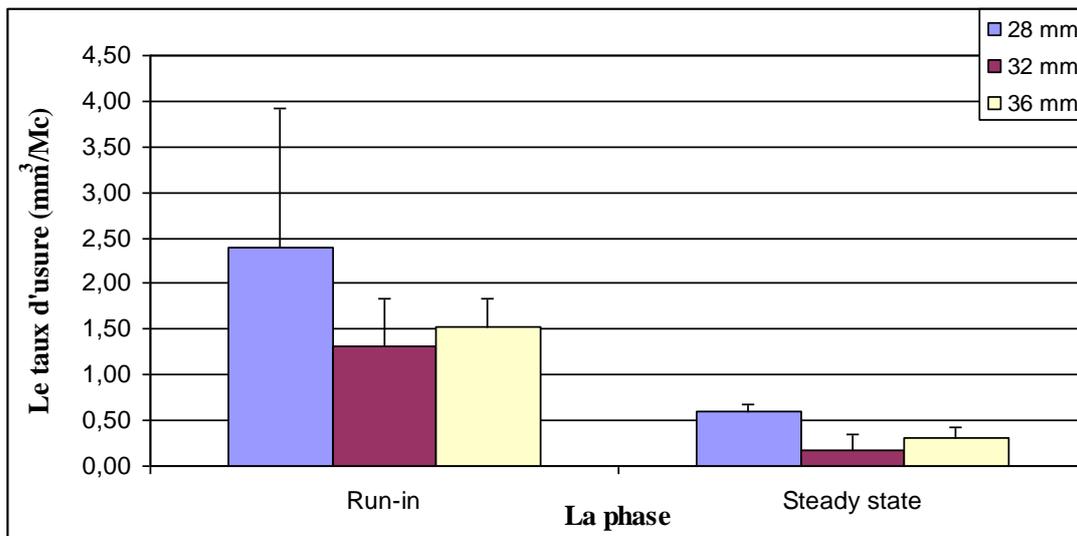
Les autres couples 28-32 mm et 28-36 mm de diamètre présentaient des résultats similaires durant le run-in ( $P=0,282$  et  $P=0,336$  respectivement) et non similaires durant le steady state ( $P=0,027$  et  $P=0,047$  [IHAD10] respectivement), ce qui est illustré sur les figures 4.12a et 4.12b.

On remarque que durant la première phase d'usure, il n'existe pas de différence significative entre les trois couples 28, 32 et 36 mm de diamètre [(28-32)  $P=0,286$ , (28-36)  $P=0,335$ , (32-

36)  $P=0,433$ ], cela peut être attribué aux résultats similaires des têtes [(28-32)  $P=0,233$ , (28-36)  $P=0,147$ , (32-36)  $P=0,277$ ], et des cupules [(28-32)  $P=0,449$ , (28-36)  $P=0,23$ , (32-36)  $P=0,26$ ] durant cette phase.



**Figure 4.12a:** Comparaison de l'évolution de l'usure des couples (28, 32 et 36 mm).



**Figure 4.12b:** Comparaison des taux d'usure des couples (28, 32 et 36 mm).

Durant la deuxième phase d'usure, les couples 32 et 36 mm présentait des résultats similaires ( $P=0,136$ ) [IHAD10], donc il n'existe pas de différence significative entre leurs résultats, ce qui peut être attribué à la teneur en carbone. Les têtes 36 (HC) s'usent moins que les têtes 32(HC) avec une différence non significative ( $P=0,056$ ) et les cupules de 36(LC) s'usent plus que les cupules 32(HC) avec une différence significative ( $P=0,032$ ). En raison de la concentration du carbone, l'alliage à forte teneur en carbone présente une résistance plus élevée à l'usure que celui à faible teneur en carbone.

D'autre part, les couples 28 et 32 mm présentait des résultats non similaires ( $P=0,027$ ) [IHAD10, IHAD11a]; les têtes 28(LC) s'usaient plus que les têtes 32(HC) avec une

différence significative ( $P=0,017$ ). Ce qui est dû à la teneur en carbone d'une part, et à la différence de taille d'autre part ; le changement de diamètre de 28 à 32 mm produit une augmentation de la surface de contact donc une diminution de l'usure, en plus la tête de 32 (HC) avec une grande concentration en carbone présentaient plus de carbures que la tête de 28(LC)[IHAD11a].

En fin, les couples 28 et 36 mm s'usaient d'une façon non similaires ( $P=0,047$ ) [IHAD10], les têtes 28 (LC) s'usaient plus que celles de 36(HC) et la différence entre les résultats trouvés significative ( $P=0,012$ ). Cette dernière peut être attribuée à la différence de taille et la teneur en carbone, plus la taille augmente l'usure diminue et plus la concentration en carbone augmente plus l'usure diminue. Les cupules 36(LC) s'usaient plus que les cupules 28(HC) avec une différence significative ( $P=0,044$ ), en raison du manque de carbures sur la surface de la cupule de 36 mm que celle de 28 mm, l'usure de cette dernière croit.

En effet, on peut dire que la teneur en carbone est un paramètre très important dans l'étude du comportement à l'usure des couples de frottement Métal/Métal. Les têtes avec une faible concentration en carbone s'usaient plus que les cupules à forte teneur en carbone du même diamètre, avec une différence non significative durant le run-in et une différence significative durant le steady state [IHAD11a]. De même, les cupules à faible teneur en carbone s'usaient plus que les têtes à forte teneur en carbone du même diamètre, avec une différence significative durant le steady state.

D'autre part, les têtes à forte teneur en carbone s'usaient plus que les cupules à forte teneur en carbone avec une différence non significative durant les deux phases (run-in et steady state) du même diamètre [IHAD11a].

La faible teneur en carbone des têtes de 28(LC) mm augmente la différence d'usure volumique entre les couples de 28 mm et 32 mm durant le steady state en plus de l'effet du diamètre. Par contre, la faible concentration en carbone des cupules de 36 mm, augmente l'usure des couples de 36 mm et réduit ainsi la différence avec les couples de 32 mm (HC/HC), cet effet est plus prononcé durant le steady state. Donc on peut dire que la meilleure configuration pour réduire l'usure est le couple HC/HC [IHAD11a].

## IV.2 Analyse de la rugosimétrie

### IV. 2.1. Analyse statistique point/point de la rugosité

L'analyse statistique des résultats de mesure de la rugosité des surfaces articulaires est réalisée point par point sur les couples de 28 mm, 32 mm et 36 mm entre l'état initial (à zéro million de cycle) et l'état final (après deux millions de cycles).

#### VI. 2.1.1. Couples de 28 mm

Dans le cas des couples de 28 mm où les têtes sont à faible teneur en carbone (LC) et les cupules à forte teneur en carbone (HC). On peut tirer les remarques suivantes :

##### Pour les têtes

- Au niveau du pôle, la différence significative entre l'état initial et l'état final est marquée uniquement par le paramètre  $R_{sk}$  ( $P<0,05$ ).
- Sur le plan  $27^\circ$ , il n'y a pas de différence significative ( $P>0,05$ ) pour tous les paramètres au point  $0^\circ$ . Par contre, au point  $120^\circ$ , elle est exprimée par les paramètres,  $R_q$ ,  $R_{sk}$ ,  $R_z$  et  $R_{ku}$  ( $P<0,05$ ). De même, au point  $240^\circ$  on retrouve les paramètres suivants;  $R_t$ ,  $R_q$ ,  $R_{sk}$ ,  $R_z$  et  $R_{ku}$ .

- Sur le plan 54° pas de différence significative enregistrée pour les trois points (0°, 120° et 240°).
- Sur le plan 81°, le seul paramètre présentant une différence significative au point 0° est R<sub>pc</sub>. Au point 120°, on retrouve les paramètres R<sub>sk</sub>, R<sub>pc</sub> et R<sub>sm</sub> et au niveau du point 240°, on retrouve plus de paramètres ; R<sub>a</sub>, R<sub>t</sub>, R<sub>q</sub>, R<sub>z</sub>, R<sub>pc</sub> et R<sub>sm</sub>.

#### **Pour les cupules**

- Sur le plan 27°, il n'y a pas de différence significative entre l'état initial et l'état final pour tous les paramètres aux points 0° et 240°. D'autre part, le paramètre R<sub>sk</sub> présente une différence significative au point 120°.
- Sur le plan 54°, pas de différence significative sur les trois points 0°, 120° et 240°.
- Sur le plan 81°, les paramètres R<sub>q</sub> et R<sub>ku</sub> présentent une différence significative au point 0° et les paramètres R<sub>z</sub> et R<sub>pc</sub> au point 120°. Par contre, au point 240° pas de différence significative à signaler avec tous les paramètres utilisés.

On remarque dans le cas des couples de 28 mm de diamètre que les têtes à faible teneur en carbone présentent plus de paramètres avec une différence significative (sur les plans ; 27° et 81°) que les cupules à forte teneur en carbone.

### **VI. 2.1.2 Couples de 32 mm**

Dans ce cas, les têtes et les cupules des couples 32 mm de diamètre sont à forte teneur en carbone. A partir de l'analyse statistique des résultats de la rugosité on peut tirer les remarques suivantes :

#### **Pour les têtes**

- Au niveau du pôle, tous les paramètres de mesure de la rugosité indiquent qu'il n'existe pas de différence significative ( $P > 0,05$ ) entre l'état initial et l'état final.
- Sur le plan 27°, il n'y a pas de différence significative ( $P > 0,05$ ) pour tous les paramètres aux points 0° et 240°. Par contre, au point 120°, on remarque l'existence d'une différence significative avec le paramètre R<sub>sk</sub>.
- Sur le plan 54°, aux points 0° et 120°, deux paramètres présentent une différence significative R<sub>pc</sub> et R<sub>sm</sub>. Au point 240°, on retrouve les mêmes paramètres en plus du paramètre R<sub>sk</sub>.
- Sur le plan 81°, tous les points 0°, 120° et 240° présentent une différence significative avec les mêmes paramètres R<sub>sk</sub>, R<sub>pc</sub> et R<sub>sm</sub>.

#### **Pour les cupules**

- Sur le plan 27°, il y a une différence significative pour les paramètres R<sub>sk</sub>, R<sub>pc</sub> et R<sub>q</sub> au point 0° et il n'y a pas de différence significative aux points 120° et 240°.
- Sur le plan 54° au point 0°, la seule différence significative est marquée par le paramètre R<sub>sm</sub>, par contre, aux points 120° et 240°, cette différence est exprimée par deux paramètres R<sub>pc</sub> et R<sub>sm</sub>.
- Sur le plan 81°, tous les points présentent une différence significative avec les paramètres R<sub>pc</sub> et R<sub>sm</sub>. Au point 0°, on retrouve un paramètre significatif supplémentaire qui est R<sub>a</sub>.

L'absence d'une différence significative pour tous les paramètres d'étude de la rugosité avant et après le test d'usure au niveau du pôle des têtes fémorales indique que l'usure ne se produit pas au niveau du pôle [IHAD07].

Les plans 54° et 81° présentent plus de paramètres avec une différence significative que le plan 27° sur les têtes et les cupules. Sur ces plans, on retrouve les mêmes paramètres R<sub>pc</sub> et R<sub>sm</sub> qui présentent une différence significative pour les têtes et les cupules.

### VI. 2.1.3. Couples de 36 mm

Dans le cas des couples de 36 mm où les têtes sont à forte teneur en carbone (HC) et les cupules à faible teneur en carbone (LC), on peut enregistrer les remarques suivantes :

#### Pour les têtes

- Au niveau du pôle, tous les paramètres de mesure de la rugosité étudiés indiquent qu'il n'existe pas de différence significative entre les valeurs de la rugosité de l'état initial et final.
- Sur le plan 27°, tous les paramètres étudiés ne présentent pas de différence significative aux points 0°, 120° et 240°.
- Sur le plan 54°, le seul paramètre qui présente une différence significative au point 240° est le R<sub>ku</sub>.
- Sur le plan 81°, le seul paramètre qui présente une différence significative au point 240° est R<sub>ku</sub>.

#### Pour les cupules

- Sur le plan 27°, il n'y a pas de différence significative pour tous les paramètres au point 0°. D'autre part, il existe une différence significative au point 120° avec les paramètres (R<sub>q</sub>, R<sub>z</sub>) et le seul paramètre R<sub>sk</sub> au point 240°.
- Sur le plan 54° au point 0°, le seul paramètre qui présente une différence significative est le R<sub>sm</sub>. Au point 120° et 240°, deux paramètres R<sub>ps</sub> et R<sub>sm</sub> présentent une différence significative.
- Sur le plan 81°, pas de différence significative pour les trois points 0°, 120° et 240°.

On remarque dans le cas des couples de 36 mm de diamètre que les cupules à faible teneur en carbone présentent plus de paramètres significatifs que les têtes à forte teneur en carbone.

## IV.2.2. Analyse statistique plan/plan de la rugosité

### VI. 2.2.1. Couples de 28 mm

La comparaison des résultats d'usure des couples de 28 mm plan /plan nous a permis de retenir les remarques suivantes :

#### Pour les têtes

- Sur le plan 27°, on retrouve les paramètres significatifs suivants ; R<sub>q</sub>, R<sub>sk</sub>, R<sub>z</sub> et R<sub>ku</sub> comme ceux rencontrés au niveau des points (0°, 120° et 240°).
- Sur le plan 54°, pas de différence significative pour tous les paramètres comme on l'a vu dans les différents points.

- Sur le plan 81°, on retrouve les paramètres significatifs suivants ; Ra, Rt, Rq, Rz et Rsm comme indiqué pour les différents points (0°, 120° et 240°).

On peut dire que dans le cas des têtes de 28 mm de diamètre, la différence significative est plus marquée sur le plan 81° contrairement au plan 54°.

#### **Pour les cupules**

- Sur le plan 27°, le seul paramètre significatif est le Rsk.
- Sur le plan 54°, pas de différence significative pour tous les paramètres comme indiqué sur les différents points.
- Sur le plan 81°, on retrouve les paramètres significatifs suivants ; Rq et Rpc comme indiqué pour les points étudiés (0°, 120° et 240°).

Dans le cas des cupules de 28 mm de diamètre, la différence significative est plus marquée sur le plan 81° et elle n'est pas marquée sur le plan 54°.

En analysant ces résultats, on remarque également que dans ce cas les têtes à faible concentration en carbone présentent plus de paramètres d'usure significatif que les cupules. Ces zones avec une différence significative présentent des zones endommagées (usées) et celles sans différence significative présentent des zones non endommagées (non usées). Cette différence entre les têtes et les cupules peut être attribuée à la différence dans la composition en carbone, les cupules présentent plus de carbures sur la surface qui favorisent la résistance à l'usure. De ce fait, les têtes s'usent plus que les cupules, ce qui est en accord avec les résultats de mesure obtenus par la méthode gravimétrique.

#### **VI. 2.2.2. Couples de 32 mm**

En comparant les résultats de mesure de la rugosité des têtes et des cupules de 32 mm de diamètre plan/plan, on peut retenir les points suivants :

- Sur le plan 27°, il n'y a pas de différence significative entre l'état initial et l'état final avec tous les paramètres de mesure de la rugosité sur les cupules. Par contre dans le cas des têtes, on retrouve une seule différence significative avec le paramètre Rsk. Ce qui peut être attribué à la différence non significative marquée au niveau des points 120° et 240° des têtes et des cupules.
- Sur le plan 54°, on retrouve sur les cupules, les mêmes paramètres significatifs (Rsm et Rpc) enregistrés au niveau des différents points (0°, 120° et 240°). De même, sur les têtes on retrouve les mêmes paramètres significatifs des différents points (Rsm, Rpc et Rsk).
- Sur le plan 81°, les mêmes paramètres rencontrés sur les différents points avec une différence significative sont rencontrés sur les plans que ce soit pour les têtes (Rsk, Rpc et Rsm) ou bien pour les cupules (Ra, Rpc et Rsm).

On constate que les résultats de l'analyse plan/plan peuvent aboutir aux mêmes résultats de comparaison point/point.

#### **VI. 2.2.3. Couples de 36 mm**

La comparaison des résultats d'usure dans les couples de 36 mm plan /plan nous a permis de retenir les constatations suivantes :

**Pour les têtes**

- Sur le plan 27°, pas de différence significative marquée.
- Sur le plan 54°, pas de différence significative marquée.
- Sur le plan 81°, pas de différence significative marquée.

**Pour les cupules**

- Sur le plan 27°, le seul paramètre significatif est le Rsk.
- Sur le plan 54°, les deux paramètres significatifs sont R<sub>pc</sub> et R<sub>sm</sub> comme indiqué au point 120°.
- Sur le plan 81°, pas de différence significative marquée.

On remarque dans le cas des couples de 36 mm de diamètre que les cupules à faible teneur en carbone sont caractérisées par plusieurs paramètres de mesure de la rugosité présentant des différences significatives comparés aux têtes correspondantes à forte teneur en carbone, ce qui est en accord avec les résultats de mesure d'usure obtenus par la méthode gravimétrique. Cette différence est reliée à la présence des carbures à la surface des têtes plus que les cupules à l'inverse des couples de 28 mm de diamètres.

D'autre part, on constate que les couples de 36 mm de diamètre présentent moins de paramètres de rugosité les caractérisant comparés aux autres couples 28 mm et 32 mm de diamètre, ce qui peut être expliqué par le faible volume d'usure enregistré par les têtes de ce couple.

**IV.2.3. Relation entre la rugosité et l'usure**

La tribologie des couples Métal/Métal dépend de plusieurs facteurs ; métallurgiques, du design de la prothèse et sa géométrie, du régime du chargement et de sa cinématique [POUR09]. Les facteurs géométriques s'expriment en terme de diamètre de la prothèse, de la rugosité des surfaces articulaires et du jeu articulaire. Il a été démontré que la rugosité des têtes fémorales accroît le taux d'usure du polyéthylène conventionnel (UHWPE) [JANC97]. De même, une relation de puissance entre le taux d'usure et la rugosité moyenne (Ra) des différents liners acétabulaires (UHMWPE, PTFE, PA et HPPE) a été reportée par Kurtz et al. [KURT00].

L'étude de l'usure des couples de 32 mm à forte teneur en carbone durant deux millions de cycles (2Mc) sur simulateur de hanche a montré qu'il n'existe pas de différence statistique significative entre l'usure des têtes et des cupules, donc ils s'usent d'une façon similaire durant les deux phases run-in et steady state [IHAD07]. De ce fait, on a tenté d'établir d'une part, l'existence d'une relation entre la rugosité des surfaces articulaires (têtes et cupules) et l'usure (où la perte de masse) et d'autre part, déterminer le meilleur paramètre de rugosité des têtes fémorales qui d'écrit bien la perte de masse des couples Métal/Métal sur simulateur de hanche.

Les valeurs moyennes des trois paramètres de mesure de la rugosité Ra, Rq et Rt pour chaque tête sont calculées et présentées avec la perte de masse de la tête et de la cupule correspondante après le test d'usure de deux millions de cycles (2 Mc) dans le tableau 4.6. De même, le tableau 4.7 porte ces trois paramètres de rugosité (Ra, Rq et Rt) des cupules ainsi que la perte de masse des cupules et des têtes correspondantes.

**Tableau 4.6** : Rugosité des têtes (Ra, Rq et Rt) et la perte de masse des têtes et des cupules correspondantes après 2Mc des couples 32 mm.

N°	RA (MM)	RT (MM)	RQ (MM)	USURE DE LA TETE (MG)	USURE DE LA CUPULE (MG)
1	0,013	0,123	0,015	10,32	8,45
2	0,009	0,088	0,012	10,3	13,61
3	0,015	0,178	0,023	10,68	6,07
4	0,013	0,177	0,018	7,83	5,07
5	0,015	0,157	0,018	7,3	3,82
6	0,025	0,285	0,038	3,27	1,56
7	0,011	0,178	0,017	7,43	5,61

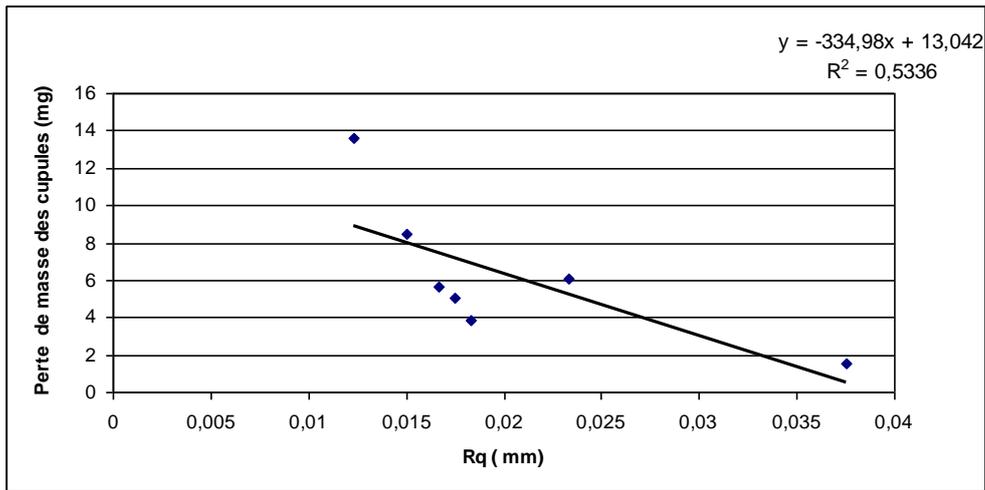
**Tableau 4.7 :** Rugosité des cupules (Ra,Rq et Rt) et la perte de masse des têtes et des cupules correspondantes après 2MC.

N°	RA (MM)	RT (MM)	RQ (MM)	USURE DE LA TETE (MG)	USURE DE LA CUPULE (MG)
1	0,011	0,199	0,019	10,32	8,45
2	0,012	0,114	0,013	10,3	13,61
3	0,010	0,010	0,014	10,68	6,07
4	0,012	0,096	0,012	7,83	5,07
5	0,012	0,1572	0,019	7,3	3,82
6	0,009	0,143	0,009	3,27	1,56
7	0,010	0,096	0,012	7,43	5,61

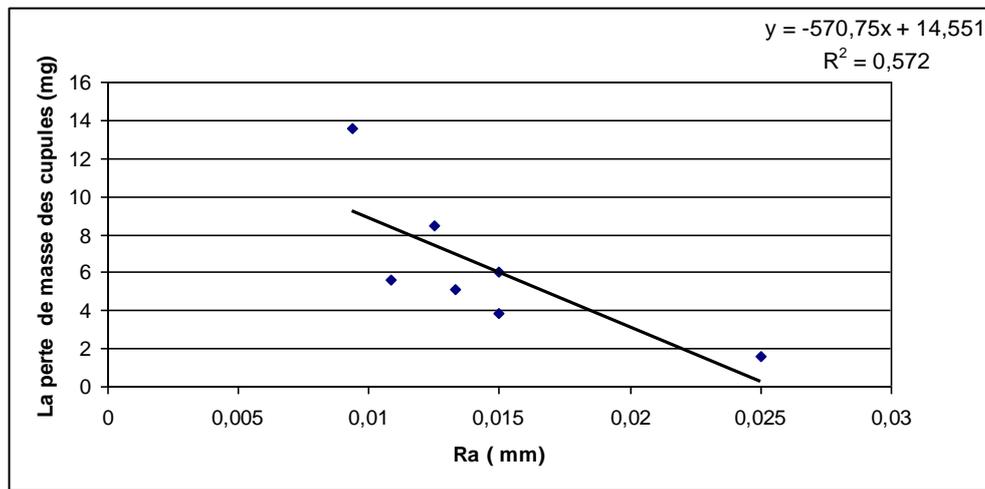
Tous les paramètres de la rugosité des têtes et des cupules considérées dans cette étude ont été capables de prédire la perte de masse observée de celles-ci d'une manière significative ( $P < 0,01$ , test anova one way).

Les coefficients de corrélations entre la perte de masse des cupules et les trois paramètres de rugosité des têtes Rq, Ra et Rt sont -0,73, -0,76 et -0,87 respectivement. La rugosité Rq des têtes présente le coefficient de régression linéaire le plus faible ( $R^2=0,53$ ), comme le montre la figure 4.13. La rugosité moyenne Ra présente une bonne corrélation linéaire avec la perte de masse des cupules ( $R^2=0,57$ ) (figure 4.14), mais reste moins significative que la corrélation entre la rugosité totale Rt et la perte de masse des cupules correspondantes ( $R^2=0,75$ ) (figure 4.15).

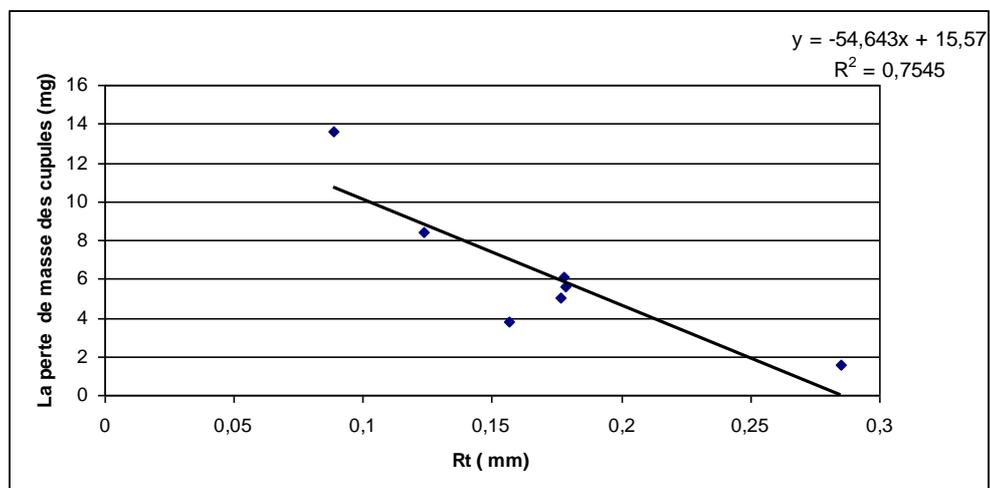
Notons que l'évolution de la perte de masse des cupules en fonction de la rugosité des têtes suivant une régression exponentielle présente des coefficients de détermination plus importants ( $R_q(R^2= 0,785)$ ,  $R_a(R^2= 0,835)$  et  $R_t(R^2= 0,893)$ ) que ceux suivant une régression linéaire ( $R_q(R^2= 0,534)$ ,  $R_a(R^2= 0,572)$  et  $R_t(R^2= 0,755)$ ), comme illustré sur les figures (4.16, 4.17 et 4.18).



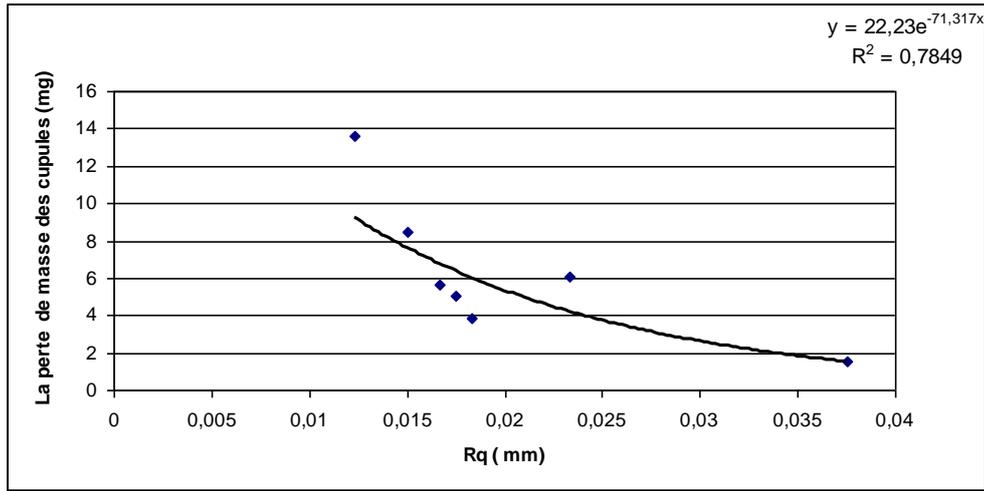
**Figure 4.13 :** Rugosité moyenne efficace Rq des têtes en fonction de la perte de masse des cupules correspondantes.



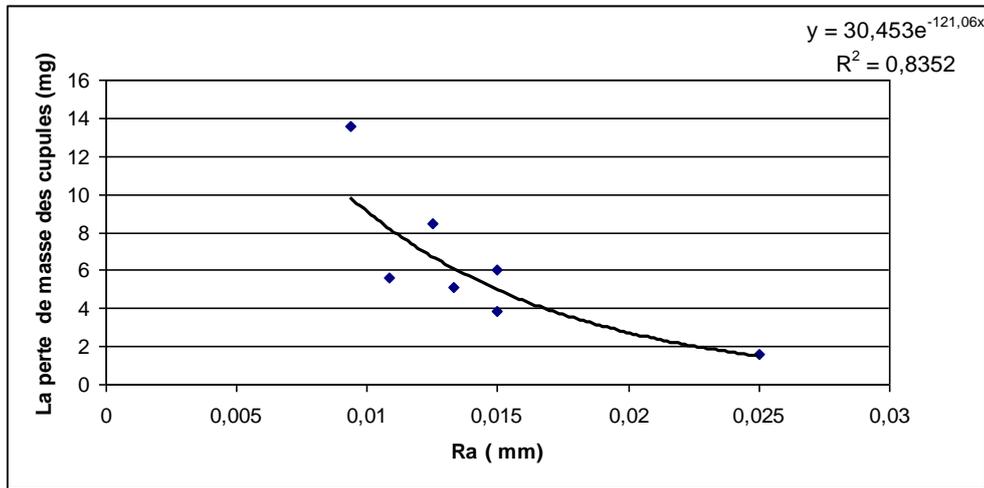
**Figure 4.14 :** Rugosité moyenne Ra des têtes en fonction de la perte de masse des cupules correspondantes.



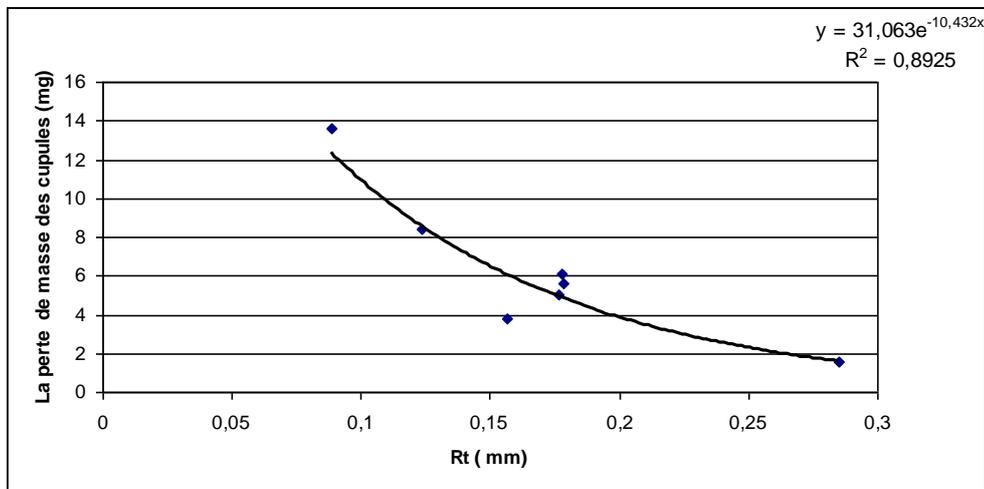
**Figure 4.15 :** Rugosité totale Rt des têtes en fonction de la perte de masse des cupules correspondantes.



**Figure 4.16 :** Rugosité moyenne efficace  $R_q$  des têtes en fonction de la perte de masse des cupules correspondantes selon une régression exponentielle.

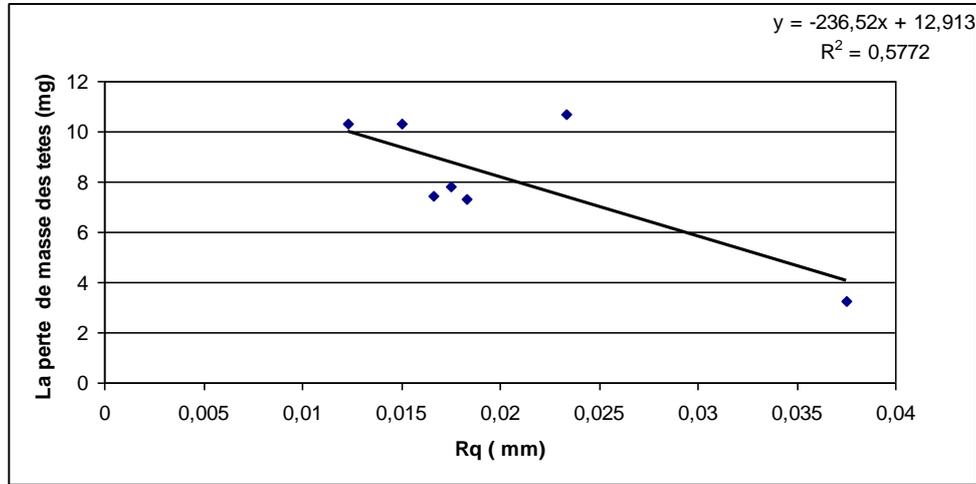


**Figure 4.17 :** Rugosité moyenne  $R_a$  des têtes en fonction de la perte de masse des cupules correspondantes selon une régression exponentielle.

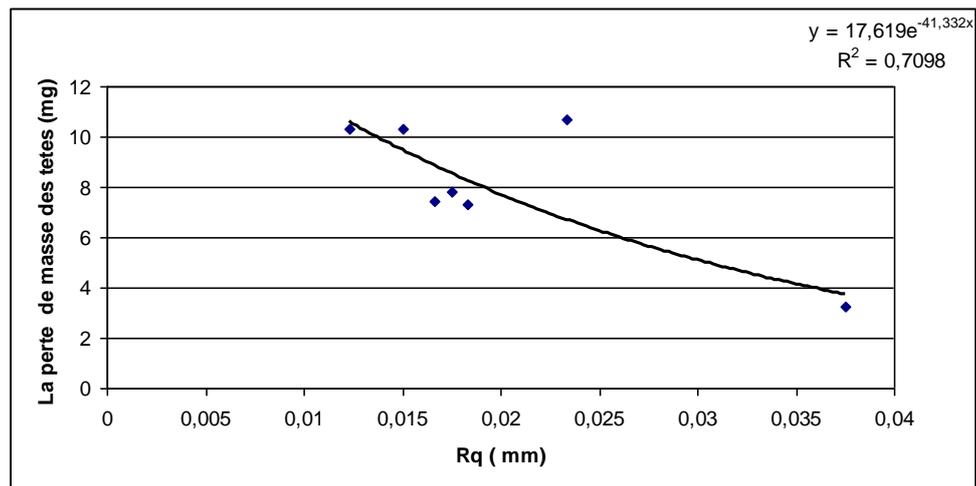


**Figure 4.18 :** Rugosité totale  $R_t$  des têtes en fonction de la perte de masse des cupules correspondantes selon une régression exponentielle.

D'autre part, les coefficients de corrélation entre la perte de masse des têtes et les trois paramètres de rugosité des têtes (Rq, Ra et Rt) présentent les valeurs suivantes -0,85, -0,786 et -0,759 respectivement. Ils présentent des évolutions de type exponentiel (exp) avec des coefficients plus importants que la régression linéaire (lin), comme illustré sur les figures (4.19, 4.20 et 4.21).

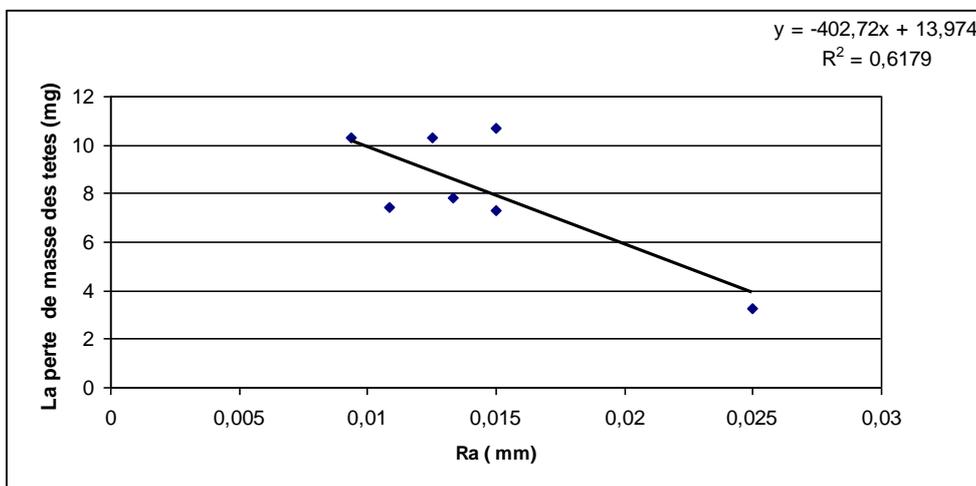


a) Evolution linéaire.

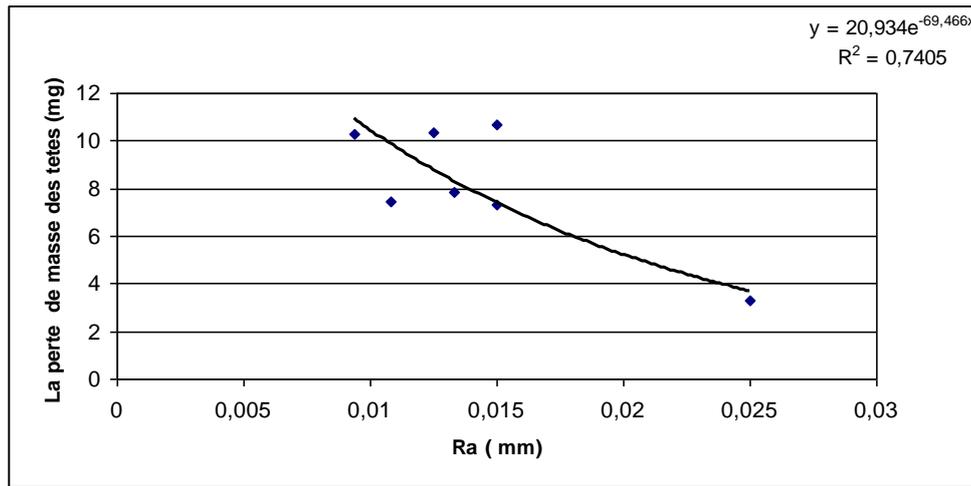


b) Evolution exponentielle.

**Figure 4.19 :** Rugosité moyenne efficace Rq des têtes en fonction de la perte de masse des têtes correspondantes (a et b).

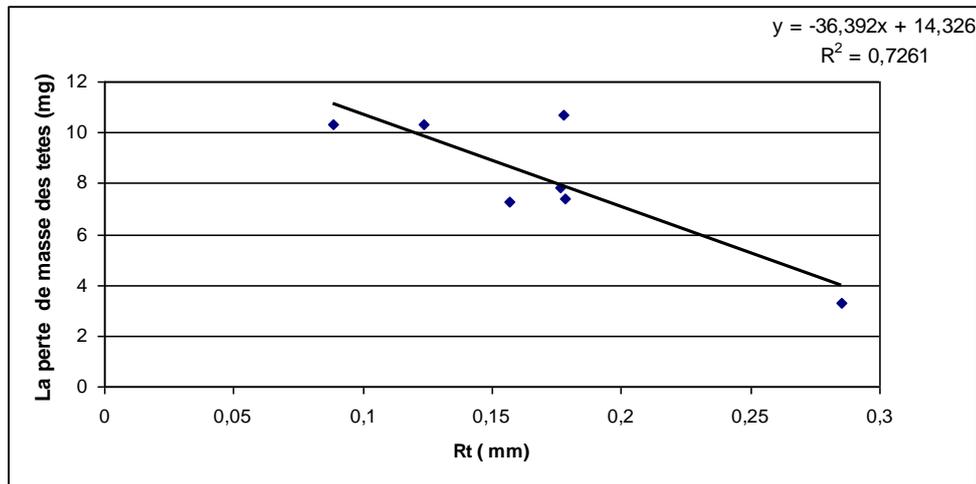


a) Evolution linéaire.

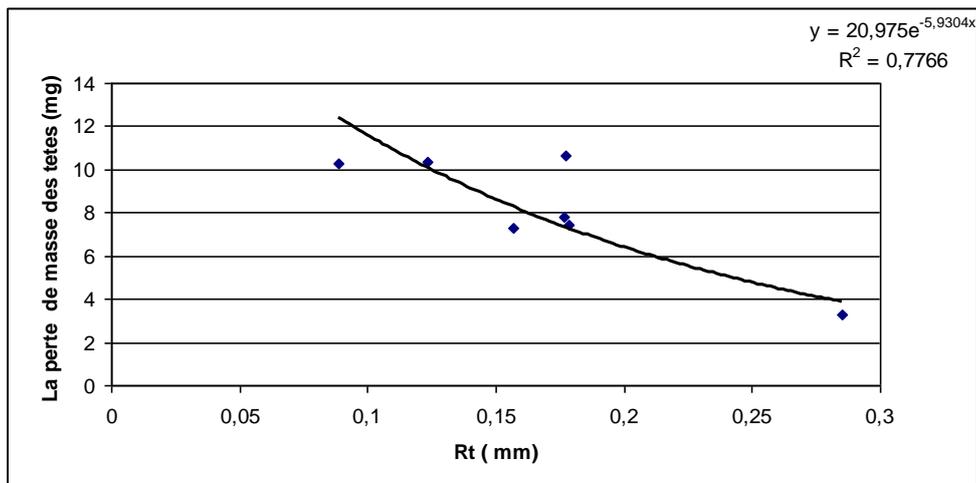


b) Evolution exponentielle.

**Figure 4.20 :** Rugosité moyenne  $R_a$  des têtes en fonction de la perte de masse des têtes correspondantes (a et b).



a) Evolution linéaire.



b) Evolution exponentielle.

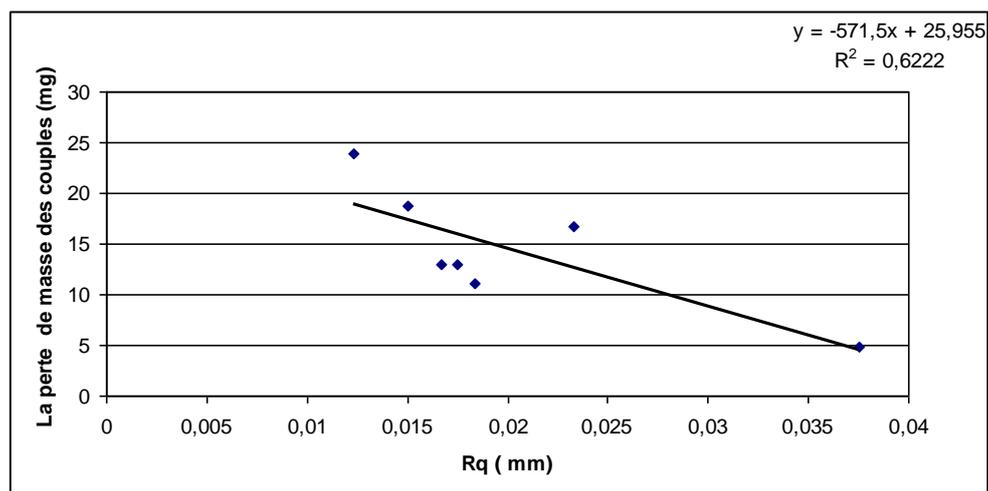
**Figure 4.21 :** Rugosité totale  $R_t$  des têtes en fonction de la perte de masse des têtes correspondantes (a et b).

La meilleure corrélation correspond à la rugosité totale  $R_t$  (figure 4.21), avec un coefficient de régression ( $R^2$ ) de 0,73 (lin) ou 0,78 (exp) comparée avec la rugosité moyenne  $R_a$  ( $R^2=0,62$  (lin) ou 0,74 (exp)) et la rugosité moyenne efficace  $R_q$  ( $R^2=0,58$  (lin) ou 0,71 (exp)).

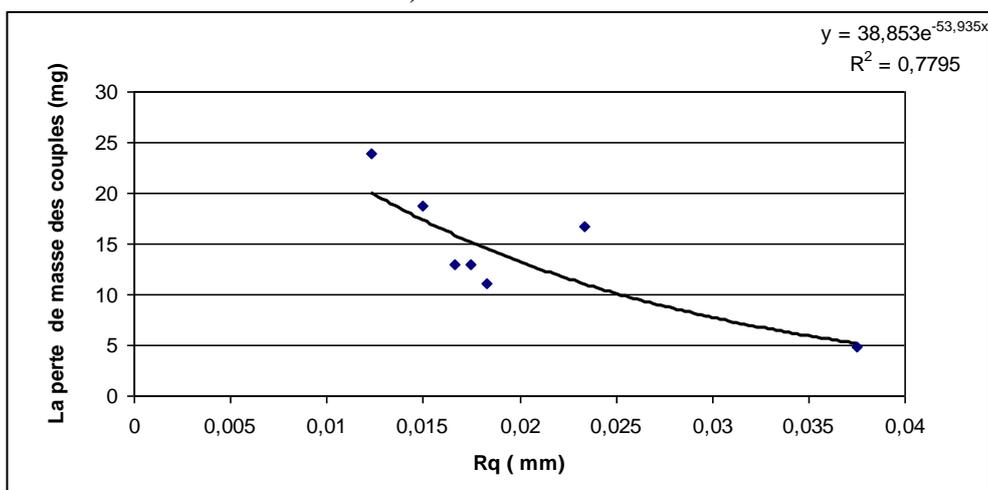
On remarque que l'évolution de la rugosité des têtes en fonction de la perte de masse des têtes ou des cupules présente les meilleures corrélations avec le paramètre de rugosité  $R_t$  ( $R^2=0,726$ (lin),  $R^2=0,78$ (exp) pour le cas de la perte de masse des têtes et  $R^2=0,755$ (lin),  $R^2=0,893$ (exp) pour le cas de la perte de masse des cupules).

Puisque les paramètres de rugosité des têtes sont en corrélation avec la perte de masse des têtes et celles des cupules, donc on peut déterminer l'évolution linéaire ou exponentielle de ces paramètres en fonction de la perte de masse totale ou l'usure des couples comme il est illustré sur les figures suivantes : Figure 4.22, Figure 4. 23 et Figure 4.24.

La perte de masse totale des couples présente aussi de bonnes corrélations en fonction de ces différents paramètres de mesure de rugosité des surfaces articulaires des têtes (figures 4.22, 4.23 et 4.24). De même, la rugosité totale  $R_t$  présente les meilleurs coefficients de corrélation ( $R^2=0,839$ (lin)[IHAD11c] et  $R^2=0,885$ (exp)) que les deux autres paramètres de mesure;  $R_a$  ( $R^2=0,666$ (lin) [IHAD11c] et  $R^2=0,822$ (exp)) et  $R_q$  ( $R^2=0,622$ (lin) [IHAD11c] et  $R^2=0,779$ (exp)).

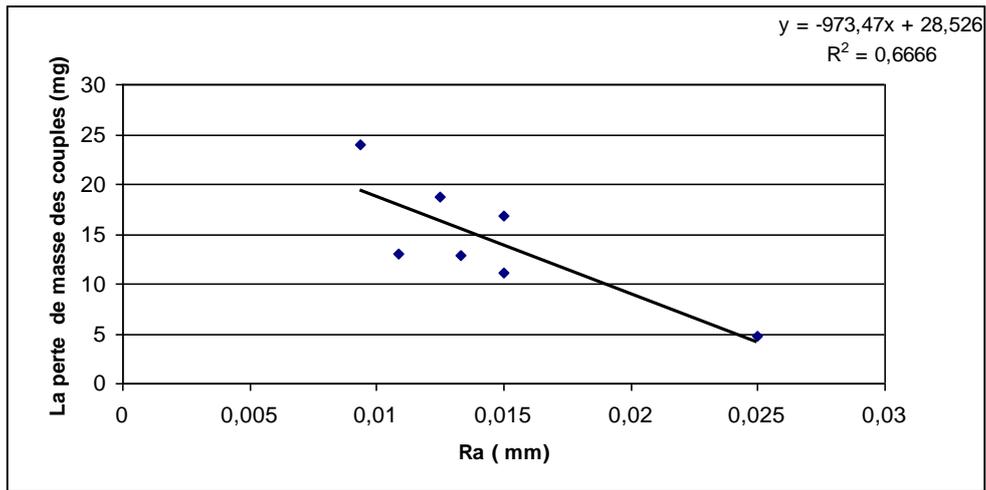


a) Evolution linéaire.

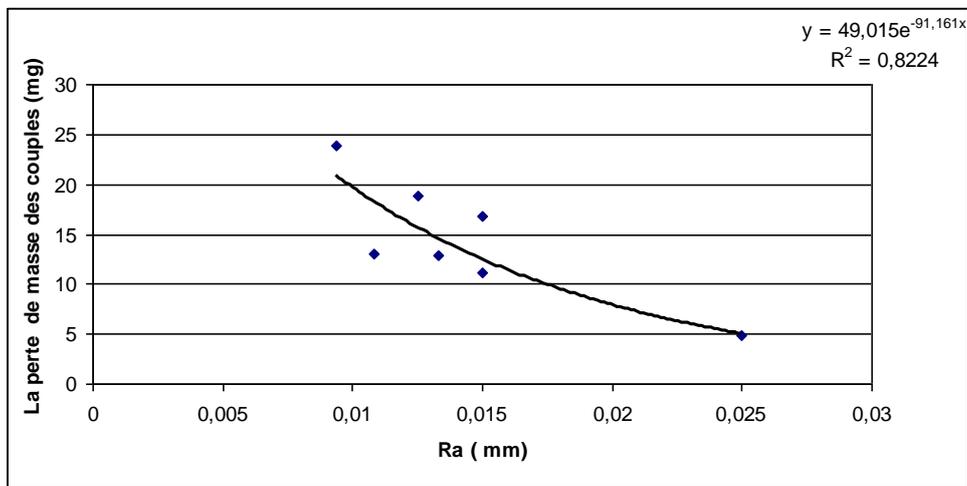


b) Evolution exponentielle.

**Figure 4.22 :** Rugosité moyenne efficace  $R_q$  des têtes en fonction de la perte de masse des couples correspondants (a et b).

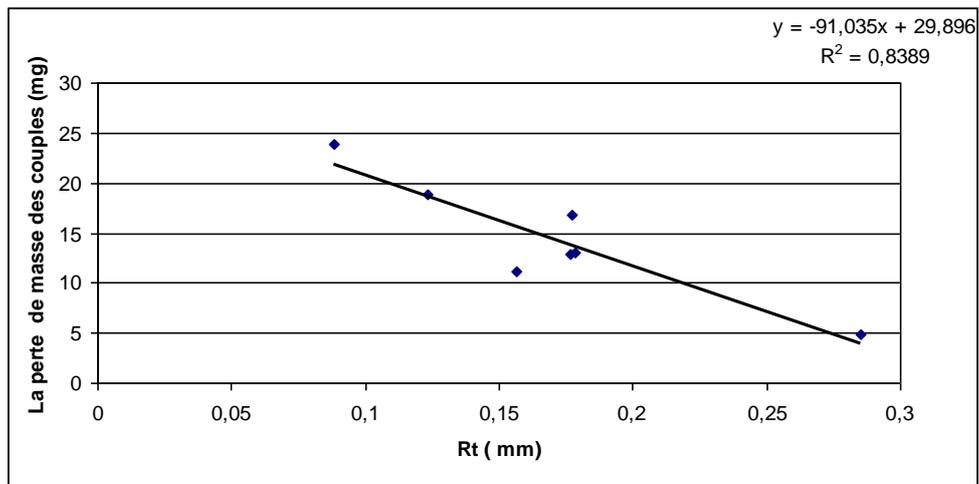


a) Evolution linéaire.

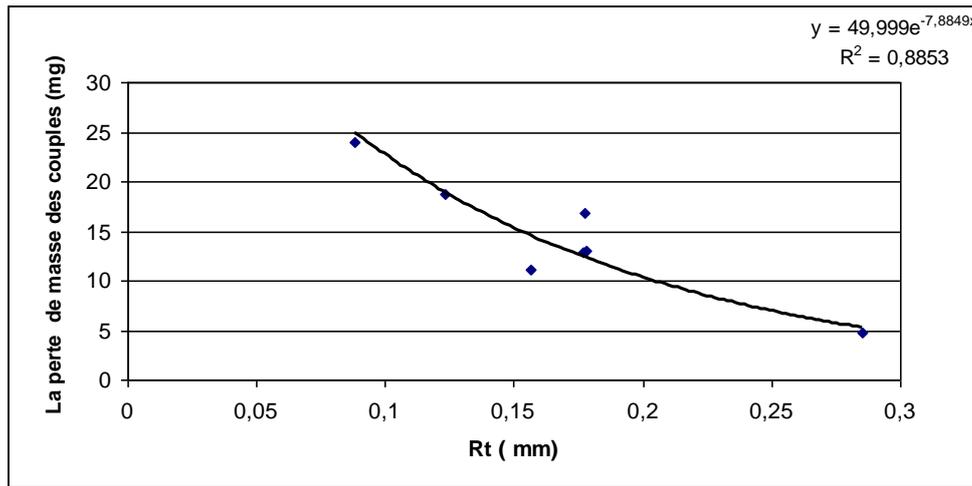


b) Evolution exponentielle.

**Figure 4.23 :** Rugosité moyenne efficace Ra des têtes en fonction de la perte de masse des couples correspondants(a et b).



a) Evolution linéaire.



b) Evolution exponentielle.

**Figure 4.24** : Rugosité moyenne efficace  $R_q$  des têtes en fonction de la perte de masse des couples correspondants (a et b).

D'autre part, les coefficients de corrélations entre les paramètres de rugosité des cupules ( $R_t$ ,  $R_a$  et  $R_q$ ) et la perte de masse des têtes correspondantes présentent les valeurs de 0,041, 0,43 et 0,21 qui ne montrent pas l'existence de corrélations significatives ( $R^2 < 0,44$ ).

On peut dire qu'il existe une relation mathématique (régression linéaire simple ou exponentielle) entre la rugosité des têtes et l'usure des têtes, des cupules correspondantes et des couples. Par contre, il existe une relation entre les paramètres de la rugosité des cupules et l'usure des cupules, des têtes et des couples, mais de faible association.

La rugosité moyenne  $R_a$ , présente la moyenne arithmétique de la somme des valeurs du profil de rugosité (DIN EN ISO 4287-1997) et elle n'indique pas si la rugosité est causée par des pics ou des creux. On peut avoir des profils de différentes surfaces qui ont la même rugosité moyenne  $R_a$  mais avec différentes formes, c'est pour cette raison qu'on a suggéré de voir si d'autres paramètres de la rugosité de surface corrélerent avec la perte de masse.

L'un de ces paramètres est la rugosité moyenne efficace  $R_q$ , on remarque dans tous les cas précédents, qu'il n'existe pas une grande différence entre les coefficients de détermination ( $R^2$ ) des paramètres  $R_a$  et  $R_q$  dans le cas linéaire ou exponentiel. A titre d'exemple, le coefficient de régression linéaire entre la rugosité des têtes et la perte de masse des cupules, présente une valeur de 0,57 pour la rugosité  $R_a$  et 0,53 pour la rugosité  $R_q$ . De même, dans le cas de la perte de masse des têtes, le coefficient de régression linéaire présente une valeur de 0,58 pour la rugosité  $R_a$  des têtes et 0,62 pour la rugosité  $R_q$  des têtes. Cette petite variation entre ces deux paramètres peut être attribuée à la relation de proportionnalité qui existe entre  $R_a$  et  $R_q$  [Web20].

Le paramètre le plus important est la rugosité totale  $R_t$ , c'est un paramètre effectif dans la description des surfaces dans une surface régulière qui est le cas de la plupart des surfaces usées. Cette supposition est confirmée par les résultats de cette étude, la quantité de masse perdue après deux millions de cycles sur simulateur de hanche est en forte corrélation avec le paramètre de mesure de rugosité  $R_t$  que  $R_a$  et  $R_q$ . Sur la base de cette étude la rugosité des surfaces articulaires ne doit pas être exprimée uniquement en terme de rugosité  $R_a$  mais aussi en terme de rugosité  $R_t$ .

L'analyse statistique concernant l'effet des autres paramètres de mesure de la rugosité des surfaces articulaires sur l'usure des têtes, des cupules et des couples est exprimée en terme du coefficient de corrélation  $r$  dans les tableaux (4.8) et (4.9).

**Tableau 4.8 :** Coefficients de corrélations entre la rugosité des têtes et l'usure.

PERTE DE MASSE	RUGOSITE DES TETES				
	Rsk	Rz	Rpc	Rsm	Rku
des têtes	0,50	-0,77	0,34	-0,34	-0,26
des cupules	0,45	-0,78	0,63	-0,19	-0,22
des couples	0,51	-0,83	0,49	-0,30	-0,26

**Tableau 4.9 :** Coefficients de corrélations entre la rugosité des cupules et l'usure.

PERTE DE MASSE	RUGOSITE DES CUPULES				
	Rsk	Rz	Rpc	Rsm	Rku
des têtes	0,23	0,10	0,84	-0,24	-0,16
des cupules	0,26	0,015	0,58	-0,21	-0,15
des couples	0,27	0,05	0,73	-0,23	-0,16

Les coefficients de corrélation correspondant aux rugosités Rsk, Rpc, Rsm et Rku des têtes et la perte de masse des têtes, des cupules et des couples correspondants présentent une faible force d'association. De même, une force d'association modérée est enregistrée entre la rugosité Rz des têtes et la perte de masse des cupules et des têtes correspondantes, par contre cette force d'association est importante avec la perte de masse des couples comme le montre le tableau (4.8).

Pour le cas des cupules, les rugosités Rsk, Rz, Rsm et Rku présentent une faible association avec toutes les pertes de masse (des têtes, des cupules et des couples), par contre la force d'association entre la rugosité Rpc et l'usure est modérée (perte de masse des cupules et perte de masse totale) et importante (perte de masse des têtes), comme le montre le tableau 4.9.

### IV.3 Analyse microscopique

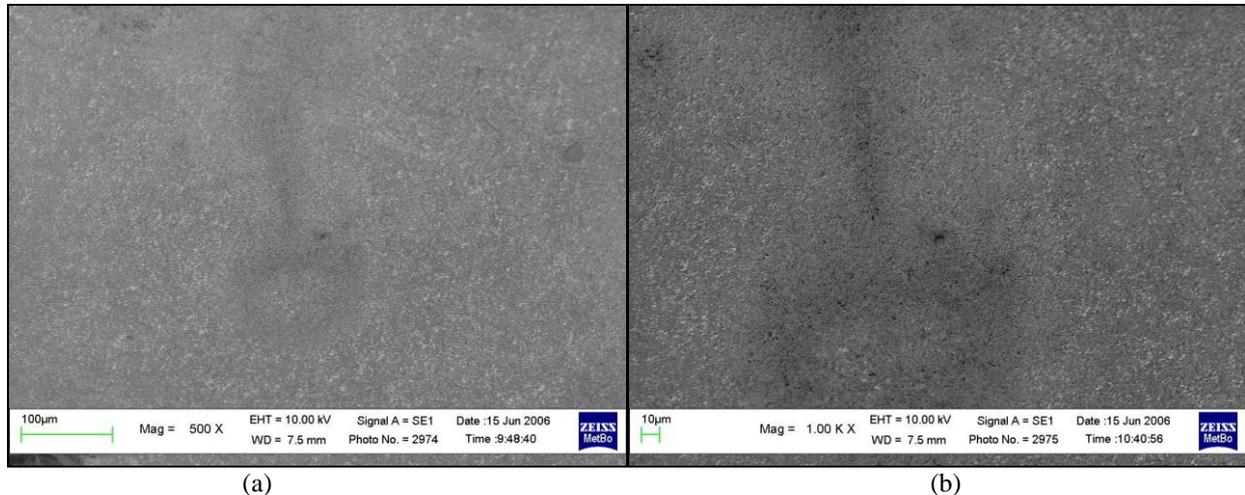
#### IV.3.1. Analyse des surfaces articulaires

Dans le but de mieux évaluer le dommage des surfaces articulaires (la variations de l'état de surface) provoqué par divers mécanismes d'usure, une analyse microscopique par SEM a été effectuée sur les têtes et les cupules de 28 et 36 mm après deux millions de cycles de marche normale sur simulateur de hanche et aux points de mesure de la rugosité; sur le pôle et les trois plans (27°, 54° et 81°).

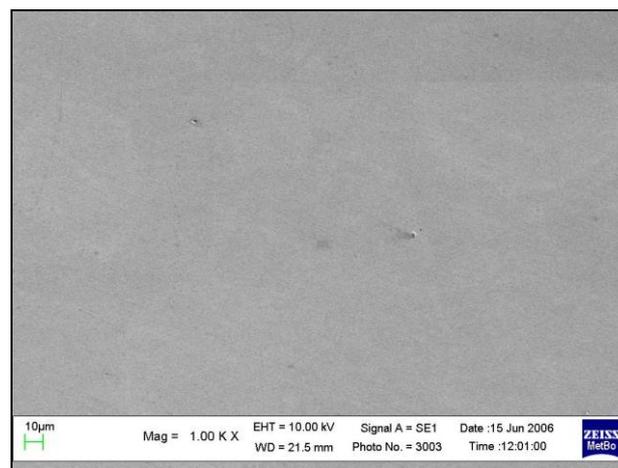
Dans le cas des couples de 28 mm, la tête n° 4 et la cupule n° 3 ont été choisies puisqu'elles présentent les surfaces articulaires les plus usées. Pour les couples de 36 mm, seulement trois photos ont été prises sur la tête n° 7 et aucune photo sur la cupule n° 7 en raison du poids élevé de cette tête (n° 7) qui a provoqué la panne du microscope.

### VI. 3.1.1. Tête de 28 mm

Les figures (4.25a) (4.25b) présentent la surface du pôle de la tête n°4 de 28 mm, elles témoignent des surfaces moins lisses qui ne comportent pas de rainures. Ces figures sont comparées à la figure (4.26), qui illustre la base de la tête comme exemple typique d'une surface non usée.



**Figure 4.25 :** Analyse microscopique du pôle de la tête n° 4 de 28 mm.



**Figure 4.26 :** Analyse microscopique de la base de la tête n° 4 de 28 mm.

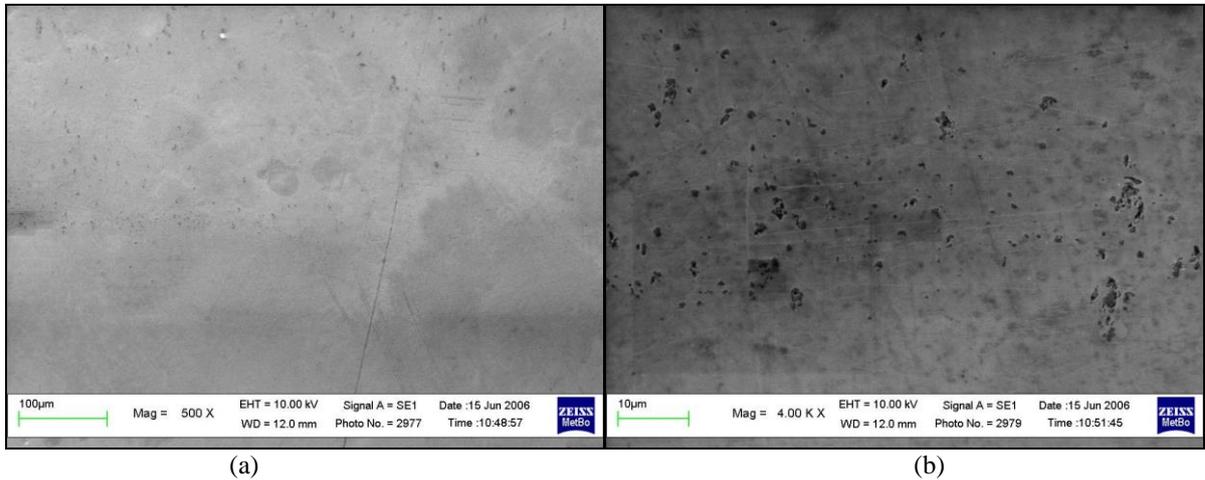
La surface de base de la tête n° 4 paraît plus lisse que les deux autres, de même, elle est plus claire (couleur) que ces dernières. Cette différence entre les deux surfaces est en accord avec les résultats de l'analyse statistique, qui montrent l'existence d'une seule différence significative entre l'état initial et l'état final avec le paramètre Rsk de mesure de la rugosité.

Les figures (4.27a) et (4.27b) présentent les surfaces du point 0° sur le plan 27° de la tête n°4, on constate quelques rainures (scratches) dans différentes directions dû à l'abrasion des particules d'usure et des carbures fracturés. On constate également quelques traces du mécanisme de fatigue adhésive (figure 4.27b). Notons qu'il y a deux couleurs distinctes sur la figure (4.27a).

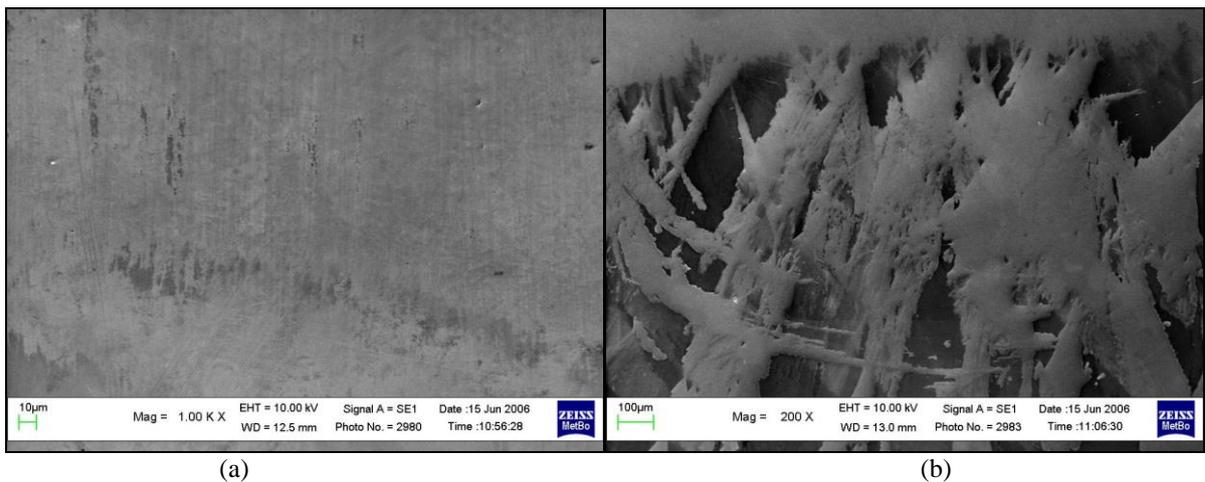
Les figures (4.28a) et (4.28b) montrent les surfaces du point 120° du plan 27° de la tête n° 4, elles illustrent deux zones différentes suivant la couleur, une claire et une autre sombre, qui expriment le mécanisme des réactions tribochimiques (TCR). On peut distinguer quelques

rainures (de taille faible) dans différentes directions (figure 4.28a) témoins du mécanisme d'abrasion.

Au point  $240^\circ$  du plan  $27^\circ$ , les figures (4.29a) et (4.29b) montrent plus de rainures que les deux points précédents ( $0^\circ$  et  $120^\circ$ ) suivant différentes directions présentant ainsi le mécanisme d'abrasion dû au particules d'usure. De même, on constate une couche couvrant la surface de couleur différente signe du mécanisme des réactions tribochimiques (figure 4.29b).



**Figure 4.27 :** Analyse microscopique au point  $0^\circ$  dans le plan  $27^\circ$  de la tête de 28 mm.



**Figure 4.28 :** Analyse microscopique au point  $120^\circ$  dans le plan  $27^\circ$  de la tête de 28 mm.



**Figure 4.29 :** Analyse microscopique au point  $240^\circ$  dans le plan  $27^\circ$  de la tête de 28 mm.

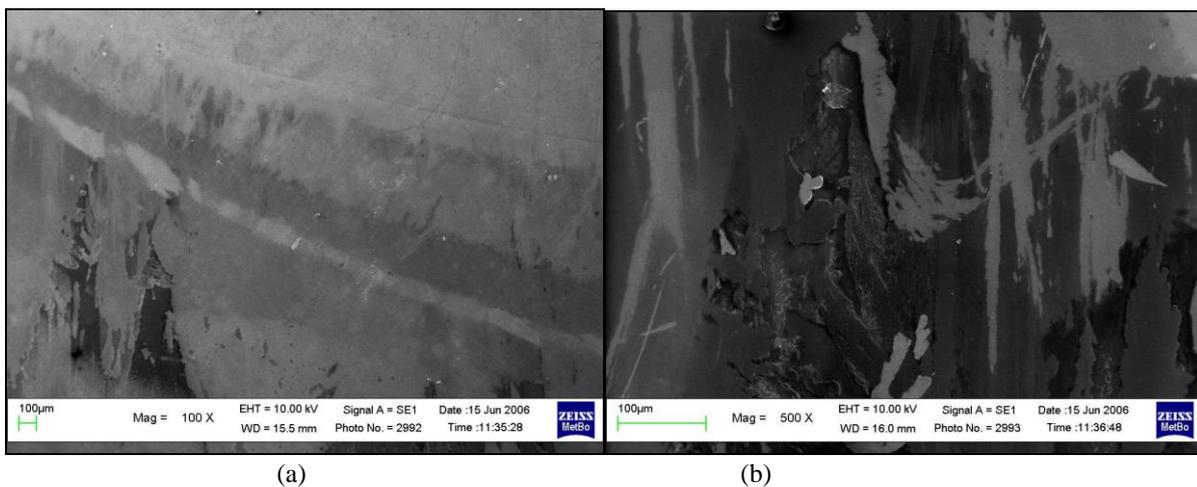
Ces résultats des différents points ( $0^\circ$ ,  $120^\circ$  et  $240^\circ$ ) sur le plan  $27^\circ$  sont en accord avec ceux de l'analyse statistique de la rugosité qui ont montré que le point  $0^\circ$  est le moins usé et le point  $240^\circ$  le plus usé.

Sur le plan  $54^\circ$  et au point  $0^\circ$ , les figures (4.30a) et (4.30b) illustrent une morphologie non homogène ; les surfaces sans couches et sans dommages (#) qui présentent une surface lisse, les surfaces épaisses avec dommage (♣) qui présentent une surface rugueuse, les surfaces minces (♦) et enfin les surfaces épaisses et sans dommage (\*) (résultant du mécanisme des réactions tribochimiques).

Au point  $120^\circ$  du même plan, les figures (4.31a) et (4.31b) montrent des surfaces plus lisses avec de très fines rainures (mécanisme d'abrasion). On constate également l'existence du mécanisme des réactions tribochimiques.

On note sur le point  $240^\circ$  du plan  $54^\circ$  des pits, quelques petites rainures (mécanisme d'abrasion), du délaminage (mécanisme par fatigue) et le mécanisme de réactions tribochimiques comme le montre les figures (4.32a) et (4.32b).

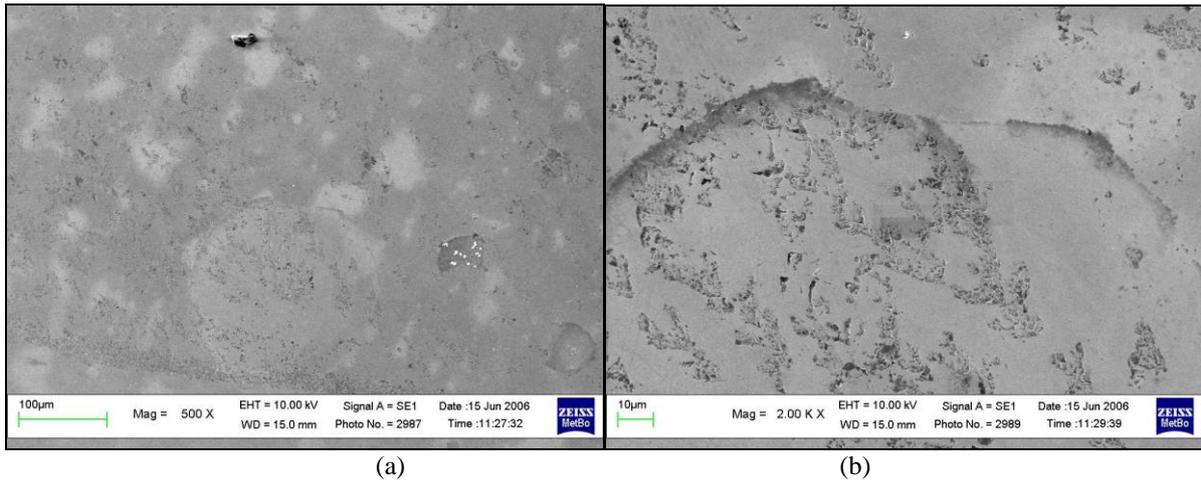
Les résultats de l'analyse par microstructure du plan  $54^\circ$  sont en accord avec ceux de l'analyse de la rugosité, sur ces points ( $0^\circ$ ,  $120^\circ$  et  $240^\circ$ ) les surfaces apparaissent plus lisses ce qui justifié la non existence de différence significative entre les différents paramètres de mesure de la rugosité.



**Figure 4.30 :** Analyse microscopique au point  $0^\circ$  du plan  $54^\circ$  de la tête de 28 mm.



**Figure 4.31 :** Analyse microscopique au point  $120^\circ$  du plan  $54^\circ$  de la tête de 28 mm.



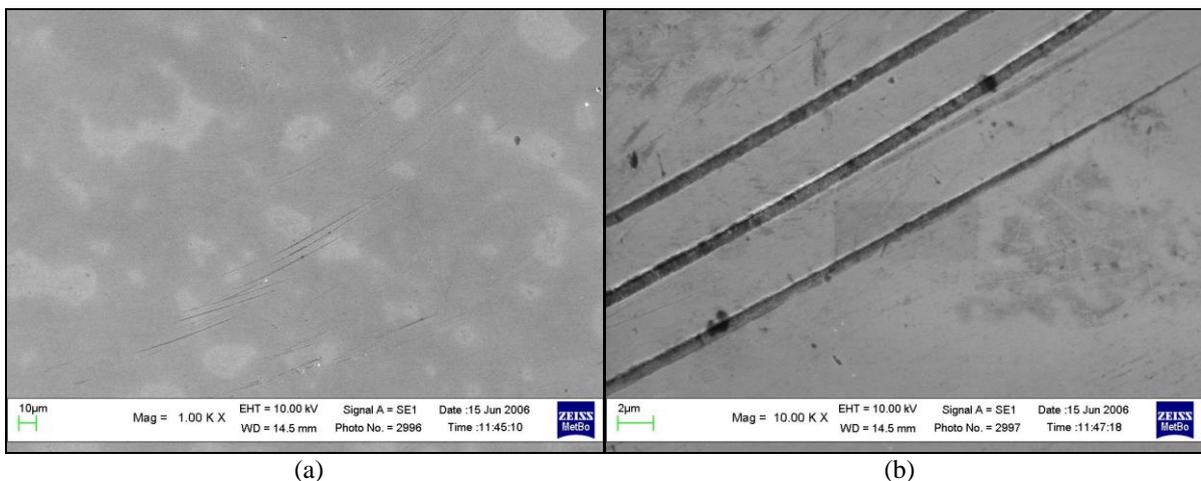
**Figure 4.32 :** Analyse microscopique au point  $240^\circ$  du plan  $54^\circ$  de la tête de 28 mm.

Les figures (4.33a) et (4.33b) illustrent la surface au point  $0^\circ$  du plan  $81^\circ$  de la tête n°4. Ces dernières présentent deux zones de couleurs distinctes qui expriment le mécanisme de réaction tribochimique, en plus d'une accumulation des rainures suivant des directions bien précises suite à l'abrasion des particules d'usure, elles se trouvent dans les zones de contact fréquent. A titre d'exemple la largeur maximale des rainures au point  $0^\circ$  du plan  $81^\circ$  de la tête n° 4 de 28 mm de diamètre est de  $0,77 \mu\text{m}$ .

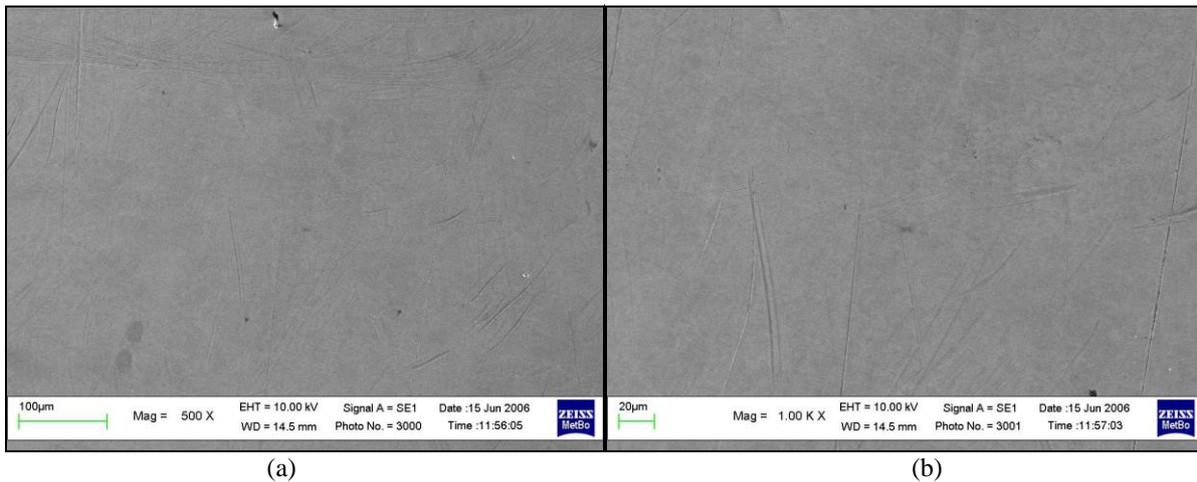
Au point  $120^\circ$  du même plan, le mécanisme d'abrasion domine, il se manifeste par des zones de rainures dans différentes directions que le point  $0^\circ$  comme le montre les figures (4.34a) et (4.34b)

Au dernier point de mesure ( $240^\circ$ ) du plan  $81^\circ$ , les figures (4.35a) et (4.35b) illustrent des surfaces lisses avec des rainures plus marquées que le point  $120^\circ$ , elles se manifestent individuellement (dans des directions diverses) ou sous forme de zones (dans une direction bien précise), donc il s'agit dans ce cas du mécanisme d'usure par l'abrasion.

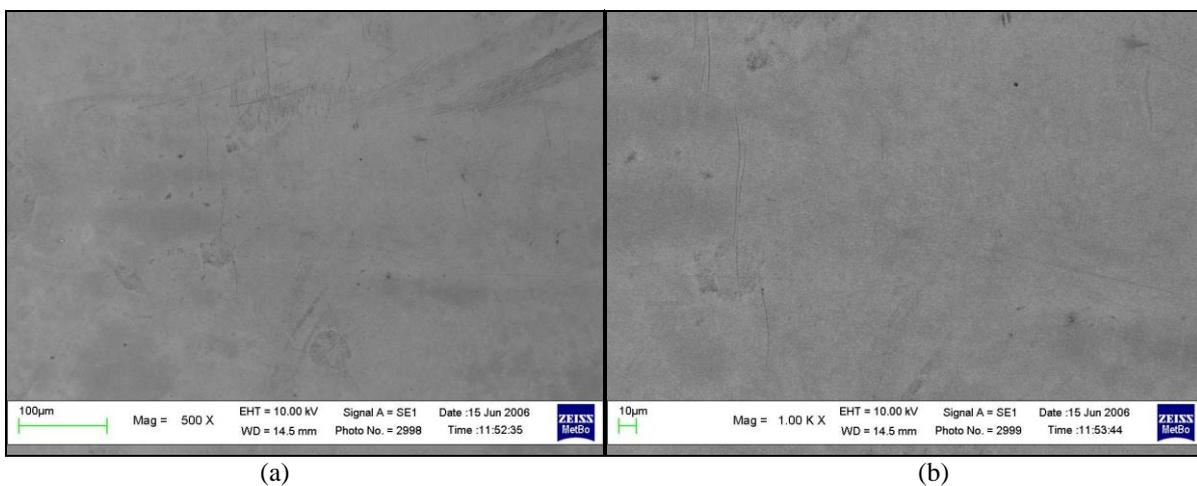
Ces résultats sont en accord avec ceux de l'analyse de la rugosité. En effet, le point  $0^\circ$  est le moins utilisé et le point  $240^\circ$  est le plus utilisé.



**Figure 4.33 :** Analyse microscopique au point  $0^\circ$  du plan  $81^\circ$  de la tête de 28 mm.



**Figure 4.34 :** Analyse microscopique au point 120° du plan 81° de la tête de 28 mm.



**Figure 4.35:** Analyse microscopique au point 240° du plan 81° de la tête de 28 mm.

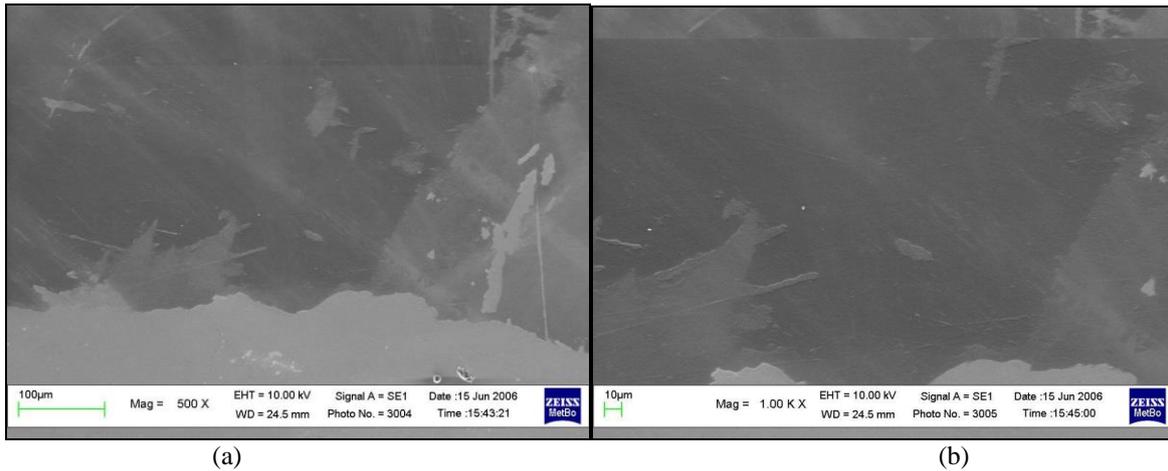
### VI. 3.1.2. Cupule de 28 mm

Les figures (4.36a) et (4.36b) présentent les surfaces au point 0° du plan 27° de la cupule n°3, elles illustrent les mécanismes suivants ;

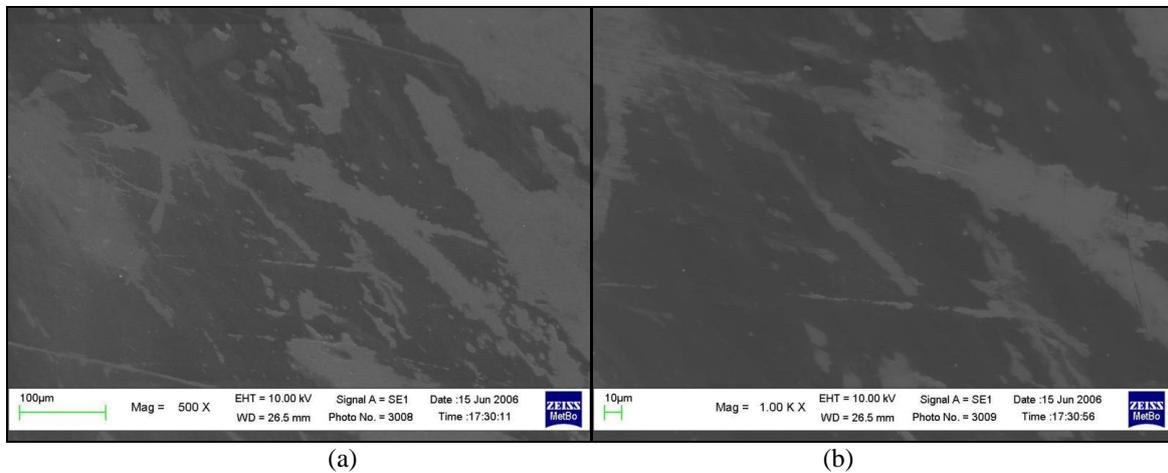
- Le mécanisme de réactions tribochimiques qui se manifeste par le changement de couleur (zone de couleur claire et zone de couleur sombre) ;
- Le mécanisme l'abrasion qui se présente sous forme de quelques rainures de taille faible suivant des directions diverses et sur les deux zones (figure (4.36b)).

Au points 120° et 240° du même plan de la cupule n°3, on remarque le même mécanisme des réactions tribologiques qui domine comme le montre les figures (4.37a), (4.37b), (4.38a) et (4.38b). On constate également quelques rainures signes du mécanisme d'abrasion au niveau des deux points 120° et 240°.

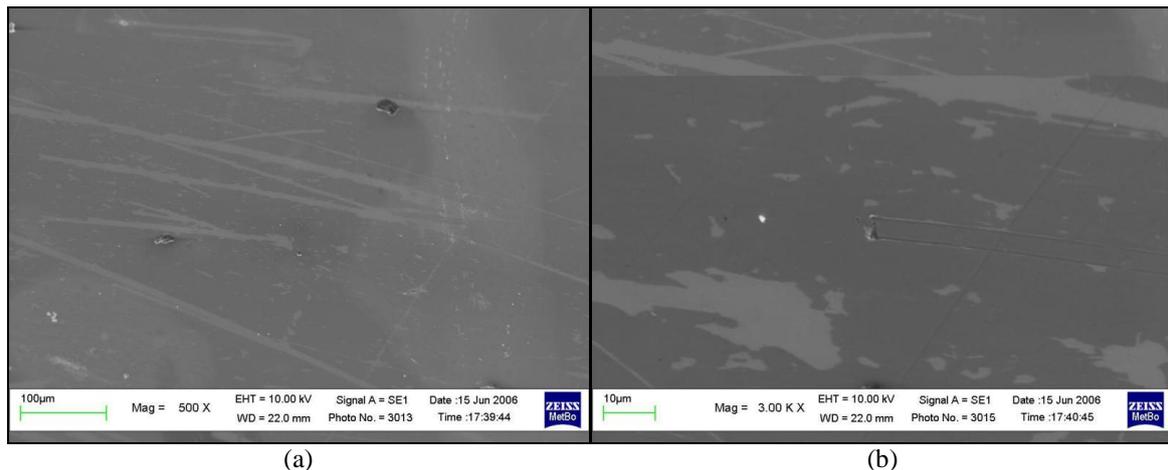
L'analyse statistique des résultats de la rugosité de ces mêmes surfaces a montré que l'usure est plus marquée sur les points 120°, ce qui est en accord avec ces résultats obtenus par microscopie.



**Figure 4.36:** Analyse microscopique du point  $0^\circ$  situé dans le plan  $27^\circ$  de la cupule de 28 mm.



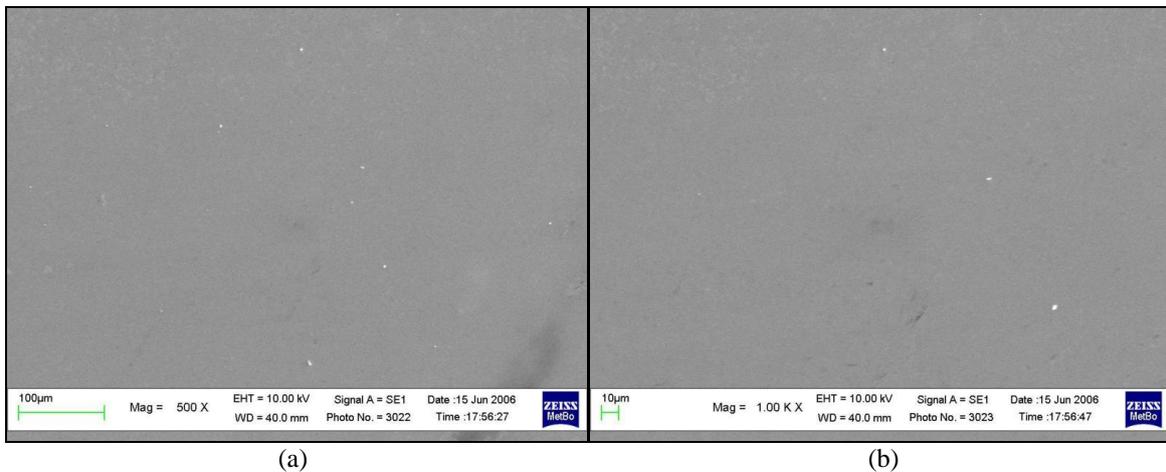
**Figure 4.37:** Analyse microscopique du point  $120^\circ$  situé dans le plan  $27^\circ$  de la cupule de 28 mm.



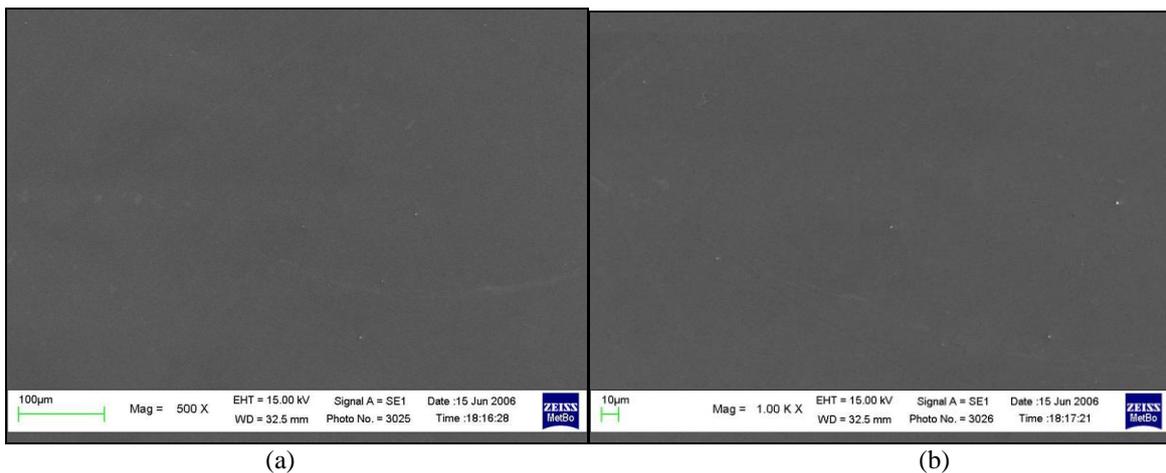
**Figure 4.38:** Analyse microscopique du point  $240^\circ$  situé dans le plan  $27^\circ$  de la cupule de 28 mm.

Au plan  $54^\circ$  et aux points  $0^\circ$ ,  $120^\circ$  et  $240^\circ$  de la cupule n° 3, les photos obtenues par SEM illustrent des surfaces très lisses comme le montre les figures (4.39a et b), (4.40a et b) et (4.41a et b). Sur le point  $240^\circ$ , on remarque des petites traces du mécanisme de fatigue et d'abrasion.

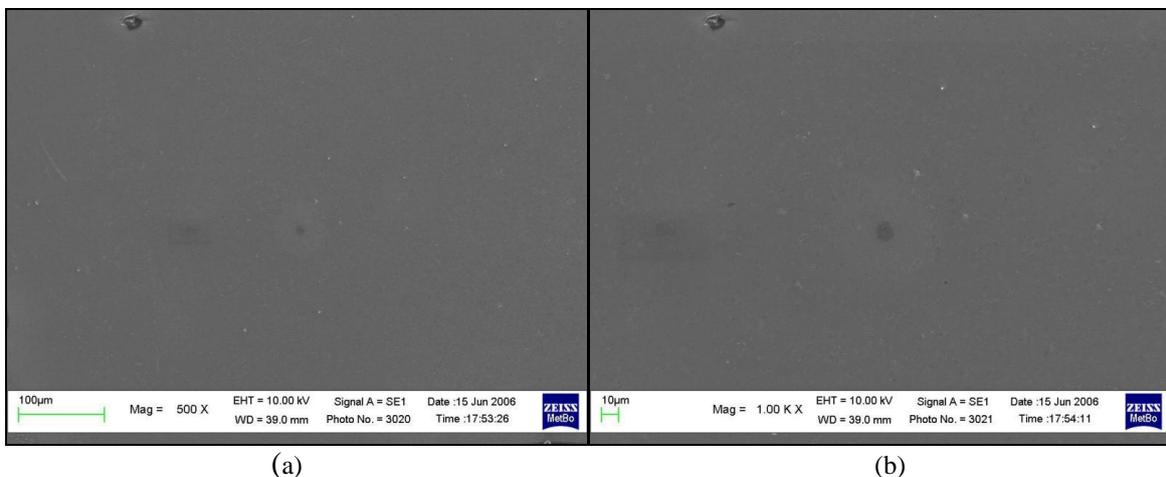
Ce qui est en accord avec les résultats de l'analyse de la rugosité où on a remarqué qu'il n'existe pas de différence significative entre l'état initial et l'état final pour tous les paramètres étudiés sur le plan  $54^\circ$  et aux points  $0^\circ$ ,  $120^\circ$  et  $240^\circ$ .



**Figure 4.39:** Analyse microscopique du point  $0^\circ$  situé dans le plan  $54^\circ$  de la cupule de 28 mm.



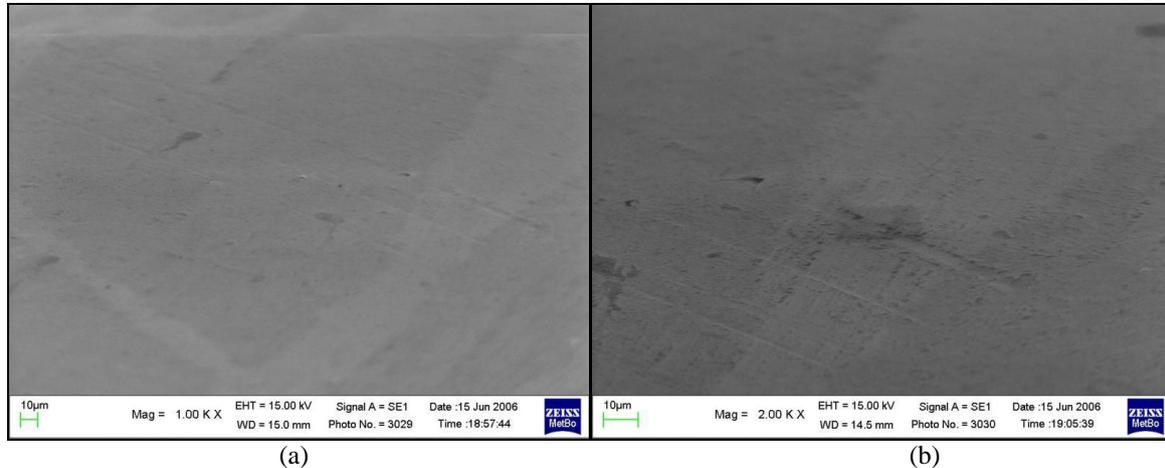
**Figure 4.40:** Analyse microscopique du point  $120^\circ$  situé dans le plan  $54^\circ$  de la cupule de 28 mm.



**Figure 4.41:** Analyse microscopique du point  $240^\circ$  situé dans le plan  $54^\circ$  de la cupule de 28 mm.

### 3.1.3. Tête de 36 mm

De même, les mécanismes d'usure rencontrés au point 0° du plan 27° de la tête n°7 sont ; l'abrasion, la fatigue et les réactions tribochimiques, ce qui est illustré par les figures (4.42a) et (4.42b).



**Figure 4.42:** Analyse microscopique du point 0° situé dans le plan 27° de la tête de 36 mm.

On remarque que les mécanismes d'usure rencontrés sur le couple (tête et cupule) de 28 mm et la tête de 36 mm en alliage Co-Cr (coulé), après un test d'usure de deux millions de cycles de marche normale sur simulateur de hanche sont : l'abrasion, la fatigue et les réactions tribochimiques. Ils sont similaires avec ceux rencontrés dans la littérature [WIMM07]. Egalement, le mécanisme des réactions tribochimiques présente le mécanisme dominant, ce qui est en accord avec les résultats *in vivo* [WIMM03] et *in vitro* [WIMM01].

Le mécanisme d'abrasion peut être attribué aux débris d'usure des carbures fracturés ou à la déformation plastique de la matrice métallique due à la différence entre les carbures durs et l'alliage cobalt fragile [BRAU09].

Le mécanisme des réactions tribochimiques (TCR) se produit quand les surfaces du couple métallique en contact réagissent avec le milieu interfacial (ex le fluide synovial), ce qui entraîne la formation et le détachement des produits d'une réaction chimique à la surface [WIMM07].

Les couches TCR (réactions tribochimiques) sont admises comme des dépôts ou des précipités qui jouent un rôle très important dans le tribosystème. Elles se composent des constituants organiques, céramiques et métalliques qui sont bien mélangés [WIMM10] ou bien des couches de protéines qui adhèrent aux couches oxydées qui forment la surface métallique [WIMM06].

Le frottement entre les corps en contact entraîne une augmentation de la température et de l'énergie interne des couches les plus superficielles des matériaux déformés en contact. Ces deux caractéristiques améliorent la réactivité de la surface et ainsi les oxydes sont générés [LIN75, SULL87], ces flocons d'oxydes à la surface se détachent. Après avoir atteint une épaisseur critique le métal nu est présent dans un milieu interfacial provoquant la libération des ions métalliques. A ce stade, le milieu interfacial est impliqué dans la génération des couches TCR à titre d'exemple, les protéines peuvent être collées aux surfaces activées formant des dépôts, ce qui peut ralentir le processus de repassivation ou une couche d'oxyde de chrome est toujours générée [IGUA07].

Le nombre élevé d'ions de Co et Cr près de la surface peut facilement générer la formation des complexes métal/protéines [HALL01]. Ces complexes sont absorbés (adhérés) strictement aux surfaces [WIMM06] et se trouvent dans les films métalliques passives [WIMM03].

Il a été conclu que ces couches de protéines agissent comme lubrifiant solide, qui a un effet bénéfique sur le comportement à l'usure. Quand elles couvrent certaines zones de la surface, la fatigue de la surface est réduite et l'adhésion est empêchée [WIMM03]. Donc la présence des couches TCR est essentielle pour maintenir des taux d'usure faible, ce qui explique nos résultats de volume d'usure des couples Métal/Métal.

On constate que les surfaces des cupules à forte teneur en carbone présentent moins d'usure que les têtes à faible teneur en carbone. De même, l'analyse de la rugosité des cupules donne moins de paramètres de différence significative que les têtes d'une part et le volume d'usure des cupules montre un faible volume que les têtes d'autre part. Toutes ces constatations sont reliées à la teneur en carbone de la surface, plus de carbone présente plus de carbures à la surface et ainsi plus de résistance à l'usure que les têtes à faible teneur en carbone [IHADD11b].

Les cupules (HC) contribuent avec 25% du volume total d'usure, par contre les têtes contribuent avec 75% du volume total d'usure [IHADD11b]. Le composant le plus dur présente plus de résistance aux différents types d'usure (abrasive et fatigue) et favorise le mécanisme d'usure des réactions tribochimiques et ainsi améliore les propriétés à l'usure.

Sur des implants explantés, le taux d'usure des têtes fémorales est plus élevé que les cupules [REIK97]. Notons également que dans le cas des couples de 32 mm, les volumes d'usure des têtes est estimé à 58% du volume total, donc on peut dire que pour réduire l'usure, la tête fémorale doit être à forte teneur en carbone et ainsi diminuer les débris d'usure *in vivo* et *in vitro* [IHADD11b].

Le volume d'usure des couples Métal/Métal est très inférieur à celui du polyéthylène des couples Polyéthylène /Métal. Cependant, la taille des particules métalliques est très inférieure à celle du polyéthylène, donc le nombre de particules métalliques est de 100 fois plus grand que les particules du polyéthylène [WILL04b].

Cette petite taille des particules métalliques augmente la surface totale du métal exposée au milieu agressif et ainsi augmente la tendance à produire des ions métalliques. En plus, un grand intérêt a été consacré envers la toxicité, la corrosion et les ions métalliques associés aux débris d'usure métalliques, bien que les implications à long terme concernant la cancérogénicité reste inconnu à nos jours.

---

## Conclusion

---

L'étude faite dans ce chapitre nous a permis de retenir les points suivants :

- L'usure des couples de frottement Métal/Métal de diamètre 28, 32 et 36 mm en alliage de Cr-Co (coulé) avec différentes concentrations en carbone sur simulateur de hanche présente un comportement biphasique ; le run-in durant le premier million de cycles suivi de la phase du steady state.
- La composition du carbone n'a pas d'effets sur l'usure durant le run-in contrairement au steady state. En effet, il n'y a pas de différence significative entre les trois couples durant le run-in par contre, il existe une différence significative durant le steady state suivant la composition du carbone dans le cas des couples (28 et 32 mm) et (28 et 36 mm). Par conséquent pas de différence significative entre l'usure des couples (32 et 36 mm).
- Dans le cas des couples 32 mm, les têtes et les cupules s'usent d'une façon similaire (pas de différence significative entre les deux durant les deux phases).
- Pas de corrélation entre les jeux articulaires et le volume d'usure à un million et cinq millions de cycles.
- Il existe une relation mathématique (exponentielle) entre les paramètres de rugosité des têtes et l'usure des cupules et des couples.
- Le paramètre  $R_t$  présente les meilleures corrélations.
- Il existe une relation entre les paramètres de rugosité des cupules et l'usure des têtes et des couples, mais de faible association.
- Les mécanismes d'usure sur les surfaces articulaires de 28 mm sont la fatigue, les réactions tribologiques et l'abrasion, les deux premiers sont les plus dominants. La tête à faible concentration en carbone présente plus d'usure que la cupule à forte teneur en carbone. Le mécanisme de réactions tribochimiques réduit l'usure dans les couples Métal/Métal suite à formation de couche de protéines/métal. En plus, la forte concentration en carbone favorise la formation de carbures qui renforcent la résistance à l'usure, de cet effet, les têtes (LC) s'usent plus que les cupules (HC).

---

*Conclusion  
Générale*

---

## **Conclusion générale**

La science de l'arthroplastie totale de hanche s'appuie essentiellement sur la création de surfaces portantes stables, avec un coefficient de frottement entre deux composants solidement fixés dans l'os. L'amélioration de la conception des implants, des matériaux et des techniques continues, mais les concepts fondamentaux établis par Charnely demeurent valables.

L'amélioration des matériaux (biomatériaux) a connu un essor important au cours de ces dernières années. Cet essor c'est surtout fait sentir dans la réduction de l'usure des prothèses, à titre d'exemple l'alliage Co-Cr utilisé comme surface articulaire au quel on c'est intéressé dans cette étude.

Le comportement à l'usure des couples Métal/Métal est affecté par plusieurs paramètres : la composition du matériau (teneur en carbone), la taille du couple, le jeu articulaire entre les surfaces articulaires, le régime de lubrification, la rugosité des surfaces articulaires, le régime et la cinétique de chargement. Dans cette étude nous nous sommes intéressés à l'étude de l'usure de l'alliage de coulé Co-Cr dans les prothèses totales de hanche, et nous avons étudié l'effet de : la composition en carbone, le jeu articulaire et l'effet combiné de la taille de la tête fémorale et de la composition en carbone.

A l'issus de ce travail, il est possible de tirer ces conclusions :

- ◆ L'usure des couples de frottement Métal/Métal de diamètres 28, 32 et 36 mm, en alliage Co-Cr sur simulateur de hanche et durant deux millions de cycles de marche présente un comportement biphasique ; le run-in durant le premier million de cycle avec un taux d'usure élevé suivi de la phase de steady state(phase stable).
- Dans le cas des couples de diamètre 28 mm, les têtes à faible teneur en carbone (LC) s'usent plus que les cupules (HC) avec une différence non significative durant le run-in ( $P=0,15$ ) et d'une manière significative durant le steady state ( $P=0,0135$ ). Les cupules (HC) contribue avec un taux de 25% du volume d'usure totale, le reste (75%) c'est les têtes qui l'assurent.
- Pour le cas des couples de diamètre de 36 mm, les têtes (HC) s'usent moins que les cupules (LC) d'une manière non significative durant le run-in ( $P=0,22$ ) et d'une manière significative durant le steady state ( $P=0,032$ ). Les têtes contribuent avec 38,25% du volume d'usure total des couples et les cupules avec 61,75% du volume total.
- Dans le cas des couples de diamètre 32 mm, les têtes (HC) s'usent plus que les cupules (LC) durant les cinq millions de cycles d'une façon non significative durant les deux phases(run-in ( $P=0,33$ ) et steady state ( $P=0,13$ )) . Le volume d'usure des têtes est estimé à 58% du volume total.

Donc on peut dire que la composition en carbone a un effet sur le comportement à l'usure des couples Métal/Métal.

- ◆ La comparaison des volumes d'usure des trois couples 28, 32 et 36 mm montre que les couples de 28 mm s'usent plus que les couples de 32 et 36 mm (avec une différence significative durant le steady state), dans ce cas, la faible concentration en carbone des têtes de 28 mm fait augmenter la différence entre ces deux couples. Par contre, les couples 32 et 36 mm s'usent d'une façon similaire avec une différence non significative, dans ce deuxième cas la faible concentration en carbone des cupules fait réduire la différence entre ces deux couples.
- ◆ La variation du jeu articulaire dans une gamme allant de 46,7 jusqu'à 66,8  $\mu\text{m}$ , pour les couples de 32 mm à forte concentration en carbone pour les têtes et les cupules ne présente pas de corrélation avec le volume d'usure à 1 Mc et 5 Mc de marche normale. Ce qui indique qu'il existe d'autres paramètres qui influencent ce comportement à l'usure.
- ◆ L'analyse des résultats de la rugosité des têtes et des cupules des couples de 28, 32 et 36 mm, des plans  $0^\circ$ ,  $27^\circ$ ,  $54^\circ$  et  $81^\circ$  et aux points  $0^\circ$ ,  $120^\circ$  et  $240^\circ$  après deux millions de cycle de marche sur simulateur de hanche a montré :
  - Dans le cas des couples de 28 et 36 mm de diamètre, les composants à faible teneur en carbone présentent plus de paramètres de mesure de rugosité significatifs que les composants à forte teneur en carbone (comme ceux retrouvés au niveau des points). Ce qui est en accord avec les résultats de l'analyse gravimétrique.
  - Pour les couples de 32 mm de diamètre, les plans  $54^\circ$  et  $81^\circ$  présentent plus de paramètres rugosité de différence significative pour les têtes et les cupules que le plan  $27^\circ$ . Sur ces plans, on retrouve les mêmes paramètres  $R_{pc}$  et  $R_{sm}$  qui expriment cette différence significative pour le cas des têtes et des cupules.
  - L'absence d'une différence significative pour tous les paramètres d'étude de la rugosité avant et après le test d'usure au niveau du pôle des têtes fémorales indique que l'usure ne se produit pas au niveau du pôle.
  - Les têtes présentent plus de paramètres de mesure de rugosité significatifs que les cupules, ce qui est en accord avec les résultats de l'analyse gravimétrique.
- ◆ Dans le cas des couples de diamètre 32 mm, la rugosité des têtes est en corrélation (exponentielle et linéaire) avec la perte de masse de ces têtes, des cupules correspondantes et des couples. Les meilleures corrélations (exponentielles) sont obtenues entre les indices de rugosité des têtes et les pertes de masse des couples correspondants;  $R_t(R^2=0,8925)$ ,  $R_a(R^2=0,8352)$  et  $R_q(R^2=0,7849)$ . Par contre la rugosité des cupules n'est pas en corrélation avec la perte de masse des têtes, des cupules ou bien des couples.
- ◆ L'analyse par SEM de la tête n° 3 et de la cupule n° 4 du couple de 28 mm présente un exemple illustratif des couples Métal/Métal, elle est effectuée sur les mêmes points de mesure de la rugosité. Les mécanismes d'usure rencontrés sont ; l'abrasion, la fatigue et les réactions tribochimiques. Ce dernier mécanisme est le plus dominant, il favorise la formation de dépôt qui empêche le contact direct des surfaces articulaires et ainsi réduit l'usure dans les couples Métal/Métal.
- ◆ L'analyse par SEM indique que les surfaces des têtes sont plus usées que celles des cupules, ce qui est en accord avec les résultats de l'analyse gravimétrique et l'analyse rugosimétrique des surfaces articulaires.

## **Perspectives**

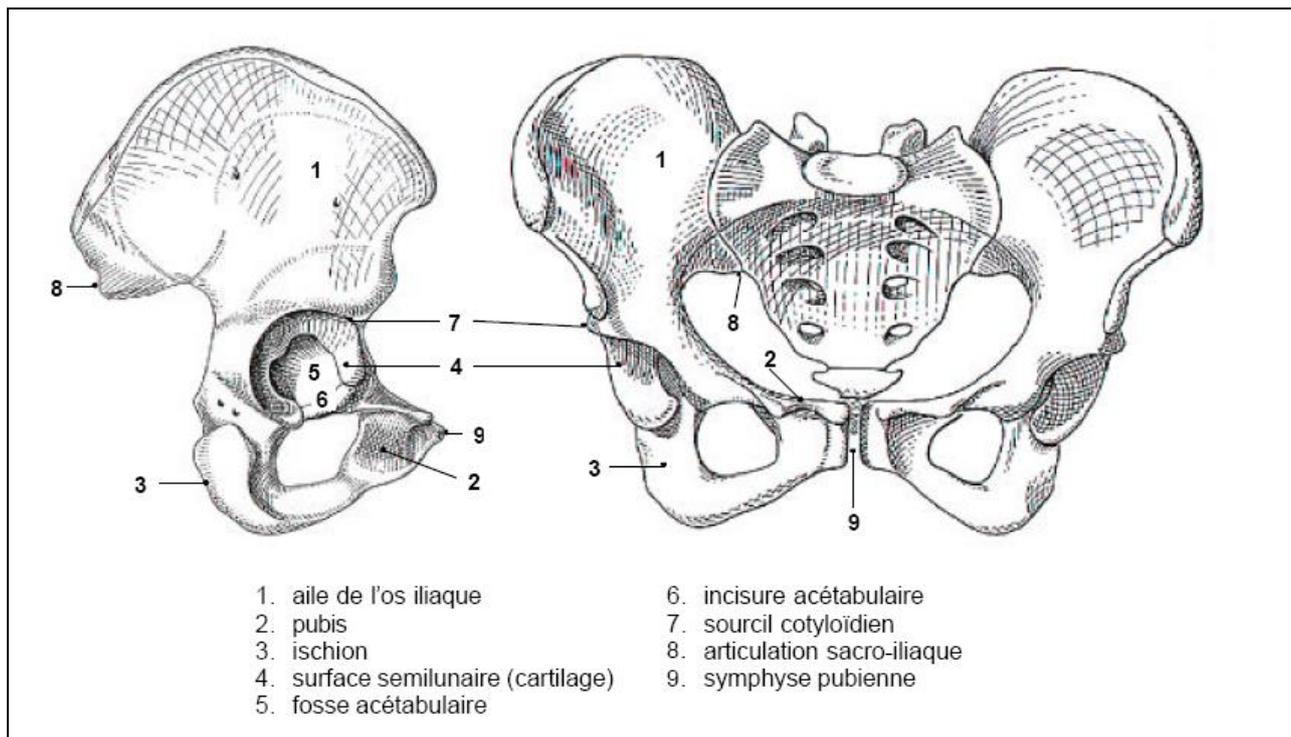
Ce travail de recherche a permis de mettre en évidence certains paramètres à prendre en compte dans l'étude du comportement à l'usure des couples Métal/Métal des prothèses totales de hanche. Nous pensons qu'il serait bon de poursuivre :

- l'effet du diamètre, du jeu articulaire et de la teneur en carbone par une modélisation aux éléments finis (en utilisant par exemple le logiciel ABAQUS). Comme on peut aussi prendre d'autres combinaisons (Polyéthylène/Métal, Polyéthylène/Céramique et Céramique/Céramique).
- Une étude (in vitro) de l'effet de la rugosité des têtes fémorale sur l'usure en prenant d'autres diamètres à titre d'exemple : 28 mm, 36 mm et 45 mm. Egalement, elle doit être vérifiée in vivo.
- Une étude approfondie du mécanisme des réactions tribologiques et de voir son effet sur l'usure dans les couples Métal/Métal ainsi que l'étude des débris d'usure métalliques (biocompatibilité).

---

# *Annexes*

---



**Figure AN.1** : Pelvis/ : la face latérale et vue antérieure [Kori et all, 1996].

---

*Glossaire des  
termes médicaux*

---

## ***Glossaire des termes médicaux***

Les définitions suivantes sont extraites de Larousse Médical [LARO02], sauf indication contraire.

**Abduction** : mouvement par lequel un membre ou un segment de membre s'écarte du plan de symétrie du corps [DICT87]. Les muscles capables de provoquer l'abduction sont dits **abducteurs**.

**Acétabulum** : cavité articulaire creuse de l'os iliaque. L'acétabulum comprend deux parties : un rebord osseux saillant hémicirculaire, tapissé de cartilage, et un fond en retrait, non articulaire, où s'insère le ligament de la tête fémorale, relié à la tête du fémur.

**Adduction** : mouvement qui rapproche du plan de symétrie du corps un membre ou un segment de membre [DICT87]. Les muscles provoquant une adduction sont dits **adducteurs**.

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

**Antérieur**: vers l'avant. On dit aussi : ventral [BESN95].

**Arthrite** : toute affection inflammatoire, aiguë ou chronique, qui frappe les articulations. Si une seule articulation est atteinte, on parle de **monoarthrite** ; lorsque 2, 3 ou 4 articulations sont touchées, d'**oligoarthrite** ; au-delà, de **polyarthrite**.

Une arthrite qui dure plus de 3 mois est dite chronique.

L'arthrite se caractérise par des douleurs souvent nocturnes pouvant réveiller le malade. Le matin, les articulations ne retrouvent leur mobilité qu'après une période d'échauffement, dont la durée constitue un bon témoin du degré d'inflammation. On distingue quatre catégories d'arthrite :

- ◆ les **arthrites inflammatoires aseptiques** (**polyarthrite rhumatoïde, spondylarthrite ankylosante, polyarthrite chronique juvénile, ...**), dont l'inflammation synoviale est de cause inconnue. Certaines arthrites inflammatoires aseptiques peuvent entraîner des déformations ou des destructions articulaires nécessitant parfois une arthroplastie, voire une arthrodèse ;
- ◆ les **arthrites septiques** dues à la présence d'un germe dans l'articulation ;
- ◆ les **arthrites microcristallines** dues à la présence de cristaux dans l'articulation ;
- ◆ enfin, les arthrites, ou **arthropathies**, nerveuses, dues à certaines maladies du système nerveux.

**Arthrodèse** : intervention chirurgicale consistant à bloquer définitivement une articulation par une fusion osseuse, afin de la rendre indolore et stable.

**Arthroplastie** : intervention chirurgicale consistant à rétablir la mobilité d'une articulation en créant un nouvel espace articulaire. Les indications sont nombreuses, notamment en cas d'arthrose, d'arthrite, de traumatismes, ou encore en cas d'ablation de tumeurs malignes obligeant à une reconstruction de l'articulation touchée.

**Arthrose** : affection articulaire, d'origine mécanique, et non inflammatoire, caractérisée par des lésions dégénératives des articulations, associées à une prolifération du tissu osseux sous-jacent. L'arthrose, qui se manifeste surtout après 60 ans, est trois fois plus fréquente chez la femme que chez l'homme. Bien qu'elle ne soit pas au sens strict la conséquence du vieillissement, sa fréquence augmente lorsque le cartilage n'a plus ses qualités originelles de souplesse, d'élasticité, de glissement. La lésion du cartilage articulaire est parfois d'origine traumatique. Des défauts génétiques de fabrication sont également susceptibles de la favoriser. Un cartilage normal, soumis à des contraintes anormales du fait d'une articulation mal constituée ou d'une activité sportive ou professionnelle trop intense, peut se fissurer et favoriser le développement d'une arthrose. La douleur qu'elle occasionne est "mécanique" elle apparaît après tout effort soutenu et disparaît au repos, ne gênant pas le sommeil. Au réveil, elle est souvent pénible pendant quelques minutes (déroutillage).

**Cartilage** : tissu conjonctif qui constitue le squelette chez l'embryon, et qu'on trouve en petite quantité chez l'adulte, notamment au niveau des surfaces osseuses de certaines articulations. Le cartilage, lamelle blanche, lisse, souple, résistante et élastique, est formé de cellules, les **chondrocytes**, qui assurent son renouvellement, de fibres de collagène et de substance fondamentale, faite surtout de protéoglycanes (grosses molécules spongieuses). Il existe différents types de cartilage : le cartilage de conjugaison, le cartilage élastique, le fibrocartilage et le cartilage hyalin.

Le **cartilage hyalin** est un tissu blanc, nacré, élastique, qui recouvre les surfaces osseuses des articulations. Grâce à ses propriétés d'amortissement et à son coefficient de glissement remarquable, il favorise les mouvements des extrémités osseuses. Son épaisseur est fonction de la pression supportée par l'articulation. Par exemple, l'épaisseur moyenne du cartilage des genoux est de 7 millimètres. Le cartilage hyalin permet d'amortir les chocs en répartissant les pressions sur toutes les surfaces articulaires. Par ailleurs, il existe entre les deux surfaces cartilagineuses d'une articulation une pression légèrement négative qui les maintient en contact. Le cartilage s'use avec l'âge.

Le cartilage de conjugaison n'existe que chez les enfants : c'est la zone de croissance osseuse.

**Celluloïd** : matière plastique très inflammable, formée de nitrocellulose plastifiée par du camphre [DICT87].

**Coxarthrose** : arthrose de la hanche.

**Coxofémorale** : articulation de la hanche.

**Enarthrose (énarthrose)**: articulation mobile à deux faces, l'une convexe, l'une concave. La tête du fémur est une protubérance arrondie, recouverte d'un cartilage articulaire,

qui s'emboîte dans la cavité cotyloïde du bassin. Cette articulation appelée "énarthrose" crée une articulation à la fois résistante et permettant une grande amplitude de mouvement. [Web18]

**Extension** : mouvement déterminant l'ouverture de l'angle formé par deux os articulés (par opposition à la **flexion**) [DICT87].

**Externe** : vers l'extérieur, par rapport à l'axe médian. On utilise de plus en plus le terme **latéral** [BESN95].

**Fascia** : membrane fibreuse recouvrant des muscles ou une région du corps. Les fascias ont un rôle de soutien et de protection. Le **fascia lata** est tendu, en forme de bande, le long de la face externe de la cuisse, entre le bassin et le tibia.

**Fémur** : os long qui forme le squelette de la cuisse.

**Flexion** : mouvement par lequel l'angle que forment deux segments osseux articulés se ferme (par opposition à l'extension) [DICT87].

**Hydroxyapatite** : principal constituant minéral [SUCH98] des dents et des os (formule chimique :  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ). Céramique bio-active.

**Interne** : vers l'intérieur, par rapport à l'axe médian. On utilise de plus en plus le terme **médial** [BESN95].

**Ligament** : bande de tissu conjonctif blanchâtre, très résistant, entourant les articulations. Une articulation comprend souvent de nombreux ligaments (figure G-1). Certains sont individualisables et indépendants (ligaments croisés du genou), d'autres ne sont que de simples renforcements d'une capsule articulaire. Ils maintiennent les surfaces articulaires en contact et limitent les mouvements des articulations à leur amplitude normale.

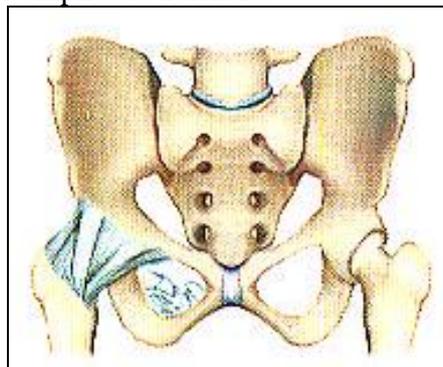


Figure G-1 : Ligaments de l'articulation coxo-fémorale. [LARO02]

**Macrophage**: grande cellule ayant la propriété d'ingérer et de détruire les grosses particules (cellules lésées ou vieilles, particules étrangères, bactéries) par phagocytose. Les macrophages constituent le premier mécanisme de défense cellulaire contre les agents infectieux.

**Macrophagique** : relatif à macrophage, grosse cellule qui dans le processus immunitaire peut détruire des cellules étrangères par phagocytose. [Web18]

**Médial** : vers l'intérieur, par rapport à l'axe médian [BESN95].

**Nécrose avasculaire** : mort d'un fragment de tissu osseux, due à une interruption de la circulation sanguine, aboutissant à un infarctus osseux.

**Os** : structure rigide, fortement minéralisée, constituant le squelette de l'homme et des vertébrés. Outre son rôle de soutien, l'os représente l'essentiel des réserves de l'organisme en calcium, élément dont la constance du taux dans le sang est indispensable à de nombreuses fonctions physiologiques.

L'os est un tissu conjonctif de soutien à structure lamellaire. Sa surface est recouverte par le périoste, membrane conjonctive présente chez l'adulte comme chez l'enfant, qui permet la croissance osseuse en épaisseur et la fabrication des cals en cas de fracture.

Au-dessous se trouve une lame d'os dense, particulièrement résistante, semblable à de l'ivoire : l'os **cortical**, ou os compact. Sous cette lame, l'os est beaucoup moins dense : c'est l'os **spongieux**, ou os **trabéculaire**. Il contient la moelle osseuse rouge, qui fabrique les cellules sanguines (globules rouges, globules blancs et plaquettes).

Le tissu osseux est constitué par une trame protéique, la zone ostéoïde, essentiellement constituée de collagène, par une fraction minérale constituée de calcium et de phosphore, et par trois familles de cellules :

- ◆ les **ostéoblastes** et les **ostéocytes**, qui élaborent la matrice osseuse,
- ◆ les **ostéoclastes**, qui la détruisent.

On distingue, selon leur forme, les os plats (os de la voûte du crâne, côtes, omoplates, sternum), les os courts (os du carpe ou du tarse, vertèbres) et les os longs (fémur, tibia, péroné, humérus, cubitus, radius). Les os longs (figure G-2) présentent une partie moyenne, la **diaphyse**, et deux extrémités, les **épiphyse**, revêtues de cartilage et formant les surfaces articulaires. Entre la diaphyse et l'épiphyse, le diamètre osseux s'élargit progressivement : cette zone de transition est appelée **métaphyse**.

Le cartilage de conjugaison, situé entre la métaphyse et l'épiphyse, matérialise la zone de croissance en longueur des os longs. Il n'existe que chez les enfants.

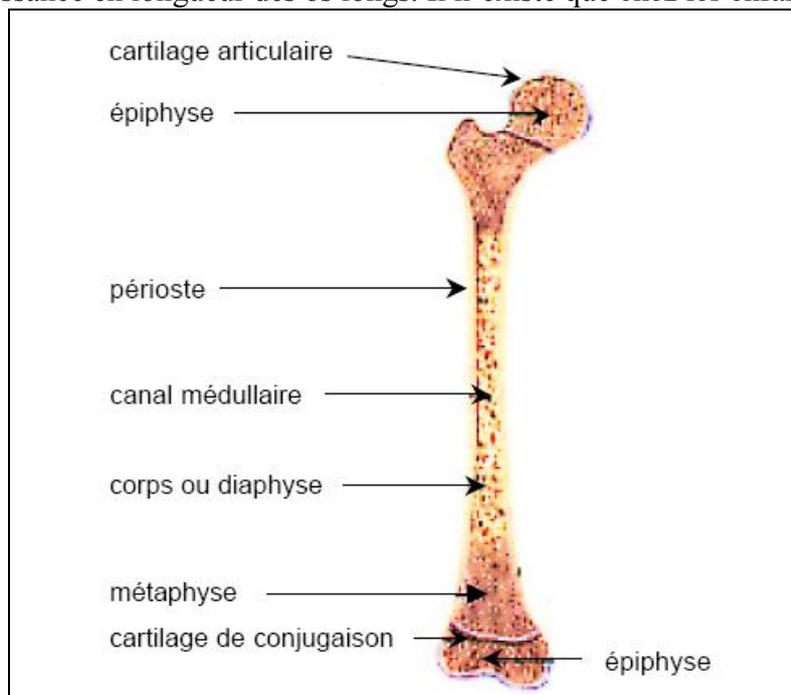


Figure G-2 : Os long du fémur. [LARO02]

**Ostéonécrose** : voir **nécrose avasculaire**.

**Ostéoporose** : diminution progressive de la trame protéique de l'os, qui reste cependant normalement minéralisé.

L'allègement de la trame protéique osseuse est un phénomène naturel, appelé **ostéopénie** physiologique, lié au vieillissement du squelette. L'ostéoporose est caractérisée par l'exagération de ce processus, du fait d'un déséquilibre entre l'activité des ostéoblastes (cellules assurant la formation du tissu osseux) et celle des ostéoclastes (cellules assurant la destruction du tissu osseux). Pour un même volume, l'os est moins dense, donc plus fragile.

**Ostéolyse** : L'ostéolyse, phénomène permanent, assure le renouvellement du tissu osseux par l'intermédiaire des ostéoclastes qui sont des cellules destructrices de l'os. Cette résorption libère environ 1 g de calcium par jour pour un adulte de 70 kilos. Il faut savoir qu'un squelette adulte contient environ un kilo de calcium. Heureusement l'ostéolyse est accompagnée d'une ostéogenèse (fabrication de tissu osseux) assurée par les ostéoblastes qui fabriquent de l'os nouveau. Ceci explique le renouvellement constant du squelette tous les trois ans environ. [Web17]

**Plan frontal** : expose une vue de face [BESN95].

**Plan sagittal** : expose une vue de profil [BESN95].

**Plan horizontal ou transversal** : plan de coupe perpendiculaire à l'axe vertical [BESN95].

**Polyarthrite rhumatoïde** : maladie rhumatismale inflammatoire caractérisée par une atteinte de la synoviale (membrane conjonctive tapissant la face interne des articulations). De cause inconnue, elle fait partie des maladies auto-immunes, au cours desquelles l'organisme produit des anticorps (facteur rhumatoïde) dirigés contre ses propres tissus.

**Postérieur** : vers l'arrière. On dit aussi : **dorsal** [BESN95].

**Relargage** : tout biomatériau libère des ions par dissolution dans le corps humain. Ce relargage lié à un processus de dissolution augmente avec la corrosion. Si ces ions sont métalliques, ils peuvent former des complexes métalloorganiques capable d'induire des dysfonctionnements cellulaires. Le biomatériau est profondément altéré. Dans le cas d'une prothèse, ce processus peut aboutir à son descellement. Certains ions sont connus pour être toxiques pour certains organes (le Cadmium et le Plomb sont de puissants néphrotiques)[Web19].

**Rhumatisme** : toute affection douloureuse, aiguë ou - le plus souvent - chronique, qui gêne le bon fonctionnement de l'appareil locomoteur.

**Sous-chondral (os)** : os compact et dense situé sous le cartilage.

**Synoviale** : membrane qui tapisse l'intérieur de la capsule des articulations mobiles. La synoviale est entourée par la **capsule articulaire** et par des **ligaments**. Elle contient et produit un liquide lubrifiant appelé synovie, qui facilite le glissement des surfaces articulaires.

**Trabéculaire (os)**: spongieux. Voir os

---

*Références  
Bibliographiques*

---

## Références bibliographiques

1. [AFFA06] **Affatafo S., Bersaglia G., Junqiang Y., Traia F., Viceconti M.**, The predictive power of surface profile parameters on the amount of wear measured in vitro on metal-on – polyethylene artificial hip joints. *Proc Inst Mech Eng*, **2006**, vol. 220(3):457-64.
2. [AFFA08] **Affatato S., Spinelli M., Zavalloni M., Mazzega-Fabbro C., Viceconti M.**, Tribology and total hip joint replacement: Current concepts in mechanical simulation. *Medical Engineering and Physics*. **2008**, 30:1305-1317,
3. [ALVA04] **Alvarado J., Maldonado R., Maxual J., Otero R.**, Biomechanics of hip and knee prostheses. In *Application of Engineering Mechanics in Medicine GED*, University of Puerto Rico Mayaguez. December **2003**.
4. [AMST96] **Amstutz HC., Grigoris P.**, Metal on Metal Bearings in Hip Arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **1996**, 329s:S11-S34.
5. [ANIS01] **Anissian H.L., Stark A., Good V., Dahlstrand., and Clark I. C.**, The wear patterns in metal-on-metal hip prostheses. *J. Biomed. Mater. Res*, **2001**, 58(6):673-678.
6. [ANON96] **Anonyme.**, Principes indications et suivi des prothèses de hanche. *La revue Prescrire*, **1996**, 16:781-787.
7. [ASTM 08] New method for wear assessment of prosthetic hip designs in simulator devices. West Conshohocken, PA:ASTM International; **2008**. [www.astm.org](http://www.astm.org).
8. [ATAM93]. **Atamert A., Stekly J.**, Microstructure, wear resistance, and stability of cobalt based and alternative iron based hardfacing alloys. *Surface Engineering*, **1993**, 9(3):231-240.
9. [ATKI81] **Atkinson J. R., Jobbins B.**, Proprieties of Engineering materials for use in the body. In Dowson D. WrightV (eds). *Introduction to Biomechanics of Joints and Joint Replacement*. London. Mechanical Engineering Publication LTD **1981**.
10. [BERG93] **Bergmann G., Graichen W., Rohlmann A.**, Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *Journal of Biomechanics*, **1993**, 26:969-990.
11. [BARB00] **Barbour P.S.M., Stone M.H., Fisher J.**, A hip joint simulator study using new and physiologically scratched femoral heads with ultra-high molecular weight polyethylene acetabular cups. *Proc Instn Mech Engrs*, **2000**, Vol 214 Part H:569-576.
12. [BERG97] **Bergmann G.**, In vivo Messung der Belastung von Hüftimplantaten. Dr. Köster Verlag **1997**.
13. [BERG01] **Bergmann G., Deuretzbach G., Heller M., Graichen F., Rohlmann A., Strauss J., Duda G.N.**, Hip Contact Forces and Gait Patterns from Routine Activities. *J. Biomechanics*, **2001**, 34(7):859- 871.
14. [BESN95] **Besnier J-P.**, Dictionnaire d'anatomie locomotrice. Editions Anthos Pris, **1995**.
15. [BEUT75] **Beutler H., Lehmann M.**, Wear behaviour of medical engineering materials. *Wear*, **1975**, 33:337-50.
16. [BLAC88] **Black J. :** Corrosion and degradation. In *Orthopaedic Biomaterials in Research and Practice*. New York Churchill Livingstone, **1988**; 235-266.
17. [BLAN87] **Blanquert D.**, Les céramiques et céramo-métalliques. *Biomécanique orthopédique*. Masson, **1987**, 82-93.
18. [BIER99] **Bierbaum B. E., Howe K. K.**, Total Hip Arthroplasty: Learning from both successes failure-Early improvements involved techniques, materials; current issues focus on wear debris. *Orthopedics Today* Oct, **1999**.
19. [BILL09] **Billi F., Benya P., Ebramzadeh E., Campbell P., Chan F., Mckellop HA.**, Metal wear particles: What we know, What we do not know, and why. *ASA J*, **2009**, 3:133-142.

20. [BOWS03] **Bowsher J.G., Nevelos J., Pickard J., Schelton J.G.**, 'Do heat treatments influence the wear of large metal-on-metal hip joints?. An in vitro study under normal and adverse conditions. Presented at the 49<sup>th</sup> Annual Meeting Orthopaedic Research Society, New Orleans. February 2-5, **2003**.
21. [BOWS04a] **Bowsher J G., Hussain A., Williams P., Nevelos J., Shelton J C.**, Effect of Ion Implantation on Tribology of Metal-on-Metal Hip prostheses. The journal of Arthroplasty, **2004**, Vol. 19 N° 8, Suppl. 3.
22. [BOWS04b] **Bowsher J G., Hussain A., Nevelos J.E., Shelton J C.**, **The development of severe simulator testing methods for metal-on-metal hip bearings.** In **Proceeding of ImechE bearing surfaces for artificial hip joints. Leeds, December 2004.**
23. [BOWS06] **Bowsher J. G., Nevelos J., Williams P.A., Schelton J.G.**, 'Severe' wear challenge to 'as-cast' and 'double heat treated' large-diameter metal-on-metal hip bearings. Proc IMechE, **2006**, Vol 220 Part H:135-143 .,
24. [BROW06] **Brown S. S., Clarke I. C.**, A review of lubricant conditions for wear simulation in artificial hip joint replacements. Tribol Trans, **2006**, 49:72-8.
25. [BROW07] **Brown C., Williams S., Tipper J. L., Fisher J., Ingham E.**, Characterisation of wear particles produced by metal on metal and ceramic on metal hip prostheses under standard and microseparation simulation. J. Mater Sci Mater Med, **2007**,18:819- 27.
26. [BUSC05] **Buscher R., Tager G., Dudzinski W., Gleising B., Wimmer M. A., Fischer A.**, **Subsurface microstructure of metal-on-metal hip joints and its relationship to wear particle generation.** J. Biomed Mater Res B appl Biomater, **2005**, **72:206- 14.**
27. [CATE03] **Catelas J. D., Bodyn J. D., Medly J. B., Krygier J. J., Zukor D. J., Huk O. L.**, Size, shape, and composition of wear particles from metal-metal hip simulator testing: Effects of alloy and number of loading cycles. J. Biomed Mater Res, **2003**, 67A:312-327.
28. [CALO02] **Calonius O., Saikko V.**, Slide track analysis of eight contemporary hip simulator designs. Journal of Biomechanics, **2002**, 35:1439-1450.
29. [CHAN96] **Chan F W., Bobyn J D., Medely J B., Krugier J J., Yue S., Tanzer M.**, **The engineering issues and wear performance of metal-on-metal hip implants.** Clin Orthop Rel Res, 1996; **333:96-107.**
30. [CHAN99] **Chan F. W., Bobyn J. D., Medely J. B., Krugier J. J.**, **Wear and lubrication of metal-on-metal hip implants.** Clin Orthop Rel Res, 1999, **369, 11: 10-24.**
31. [COMT03] **Comte Vincent.**, Etude *in vitro* de fibroblastes gingivaux sur l'alliage nickel – titane influence des états de surfaces. Mémoire école pratique des hautes études science de la vie et de la terre **2003**.
32. [CRIT02] **Critt.** : Centre Régional d'Innovation et de Transfert de Technologie. <http://www.critt-mdts.com/bio.htm>, **2002**, consulté le 25/07/02.
33. [CROW78] **Crowninshield R. D., Johnston R. C., Andrews J. G., Brand R. A.**, A Biomechanical investigation of the human hip. Journal of Biomechanics, **1978**, Vol. 11: 75-85.
34. [DAL93] **Dalstra M.**, Biomechanical Aspects of the Pelvic Bone and Design Criteria for Acetabular Prostheses. PhD Thesis, University of Nijmegen, **1993**.
35. [DAVY88]. **Davy D. T., Kotzar G. M., Brown R. H., Heiple K. G., Goldberg V. M., Heiple K. G., Berilla J and Burstein AH.**, Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. J Bone Joint Surg Am, **1988**, 70(1):45-50.
36. [DELA93] **Delagoutte J. P., Mainard D.**, Les métaux et les polymères utilisés en arthroplasties *in* Conception des prothèses articulaires. Biomécanique et biomatériaux. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expansion scientifique française. **1993**, 44:23-30.
37. [DICT87] Dictionnaire de la langue française, Editions de la Seine, **1987**.

38. [DOOR98] **Doorn P. F., Campbell P. A., Worrall J., Benya P. D., Mckellop H. A., Amstutz HC.,** Metal wear particle characterization from metal total hip replacements: transition electron microscopy study of periprosthetic tissues and isolated particles. *J. Biomed Mater Res*, **1998**, 42: 104-11.
39. [DOWS04] **Dowson D., Hardaker C., Flett M., Issac G. H.,** A hip joint simulator study of the performance of metal-on-metal joints. Part II: Design. *J. Arthroplasty*, **2004**, Vol 19, No 8, Suppl. 3:124-130.
40. [DREN94] **Drenckhahn D., Zenker W.,** Benninghoff Anatomie, Band1. Urban &Schwarzenberg Verlag, **1994**:338-355.
41. [DUJA97] **Dujardin, F. H., Roussignol X., Mejjad O., Weber J., Thomine J.M.,** Interindividual variations of the hip joint motion in normal gait. *Gait and Posture*. **1997**, 5:246-250.
42. [EFTE93] **Eftekhar N. S.,** Total Hip Arthroplasty. St Louis, Mosby, **1993**, Vol. I, 6-7,.
43. [ENGL79] **English T. A., Kilvington M.,** In vivo records of hip loads using a femoral implant with telemetric output (a preliminary report). *J Biomed Eng*, **1979**, 1(2):111-5.
44. [FARR97] **Farrar R., Schmidt MB.,** The effect of diametral clearance on wear between head and cup for metal-on-metal articulation. *Trans 43<sup>rd</sup> Orthop Res Soc* **1997**:71(paper 71).
45. [FENZ06] **Fenz L., Zhongming J., Paul R., Peter G.,** Transient elastohydrodynamic lubrication analysis of metal-on-metal hip implant under simulated walking conditions. *Journal of Biomechanics*, **2006**, Vol. 39:905-914.
46. [FICA87] **Ficat P.,Ficat J.J.,** A Biomécanique de la hanche en biomécanique orthopédique. Masson, **1987**:468-480.
47. [FIRK99] **Firkins P. J., Tipper J. L., Ingham E., Stone H. M., Farrar R., Fisher J.,** Quantitative analysis of wear and debris from metal-on-metal prostheses tested in physiological hip joint simulator. *Proceedings of the 45<sup>th</sup> Orthopaedic Research Society Anaheim . California*, 1999(49).
48. [FIRK01] **Firkins P J., Tipper J. L., Saadatzadeh M. R., et al.,** Quantitative analysis of wear and debris from metal-on-metal prostheses tested in physiological hip joint simulator *Biomed Mater Eng* **2001**, 11: 143-57.
49. [FISH02] **Fisher J., Hu X. Q., Tipper J. L., Stewart T. D., Williams S., Stone M. H., Davies C., Hatto P., Bolton J., Riley M., Hardaker C., Issac G. H., Berry G., Ingham E.,**An in vitro study of the reduction in wear of metal-on-metal hip prostheses using surface-engineered femoral heads. *Proc Instn Mech Engrs*, **2002**, Vol 216 Part H:219-230.
50. [FRAK92] **Fraker AC.,** Corrosion of Metallic Implants and Prosthetic Devices. In: *Ohio, Amercian Society for Metals*, **1992**:1324-1335.
51. [FREE86] **Freeman MAR.,** Why Resect the Neck?. *Journal of Bone and Joint Surgery*, **1986**; 68-B:346-349.
52. [GLIT97] **Glitsch, U., Baumann, W.,** The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *Journal of Biomechanics*, **1997**, 30:1123-1131.
53. [GUIL00] **Guillemot F.,** Etude métallurgique d'alliages de titane pour applications biomédicales. Thèse de doctorat en science des matériaux. Institut national des sciences appliquées de Rennes,**2000**.
54. [HAMZ02] **Hamza S.,** Etude du comportement en fatigue en compression des biocéramiques (AL<sub>2</sub>O<sub>3</sub> , ZrO<sub>2</sub>) utilisées pour la conception des prothèses ostéo-atriculaires. Thèse de Doctorat. Université de Metz, **2002**.
55. [HARG01] **Harguchi K., Sugano N., Nishii T., et al.,** Phase transformation of zircona ceramic head after total hip Arthroplasty. *J Bone Joint Surg*, **2001**, 83B:996-1000.
56. [HARK92] **Harkess J. W.,** Arthroplasty of hip *in* Campbell's Operative Orthopaedics. Mosby Year Book, St Louis, 8th edition, **1992**, Vol. 1:445-626.

57. [HELL01] **Heller M. O., Bergmann G., Deuretzbacher G., Durselen L., Pohl M., Claes L., Haas N. P and Duda G. N.**, Musculoskeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. *J Biomech*, **2001**; 34(7):883-93.
58. [HERM05] **Hernandez-Rodriguez MAL., Mercado-Salis RD., Perez-Unueta AJ., Martinez –Delgado DI; Cantu-Sifuentes M.**, Wear of cast metal-on-metal pairs for total replacement hip prostheses. *Wear*, **2005**, 259:958- 963.
59. [HEUB05] **Heuberger M. P., Widmera M. R., Zobeley E., Glockshuber R., Spencera N. D.**, **Protein-mediated boundary lubrication in Arthroplasty**, *Biomaterials*, **2005**, **26:1165-73**.
60. [HURW03] **Hurwitz D. E., Foucher K. C., Andriacchi T. P.**, A new parametric approach for modeling hip forces during gait. *Journal of Biomechanics*, **2003**, 36:113-119.
61. [IHAD07]. **Ihaddadene R., Affatato S., Zavalloni M., Bouzid S., Viceconti M.**, Wear Study of Cast Metal-on-Metal Bearing in Total Hip Prosthesis. *IREME*, **2007**, Vol, N°3:245-249.
62. [IHAD10] **Ihaddadene R., Affatato S., Zavalloni M., Bouzid S., Viceconti M.**, Carbon composition and head diameter effects on the wear of Metal-on-Metal hip joints. 2<sup>ème</sup> Conférence Internationale sur les Matériaux et l'environnement CIEM2010, Annaba 6-7 Décembre **2010**.
63. [IHAD11a]. **Ihaddadene R., Affatato S., Zavalloni M., Bouzid S., Viceconti M.**, Femoral head diameter and carbon composition effect on wear of Metal-on-Metal hip replacements., *Computer of Biomechanics and Biomedical Engineering*, August **2011**, Vol.14, No, S1:31-32.
64. [IHAD11b] **Ihaddadene R., Affatato S., Zavalloni M., Bouzid S., Viceconti M.**, Carbon composition effects on wear behaviour and wear mechanisms of metal-on-metal hip prosthesis. *Computer of Biomechanics and Biomedical Engineering*, August **2011**, Vol.14, No, S1:33-34.
65. [IHAD11c] **Ihaddadene R., Affatato S., Zavalloni M., Bouzid S., Viceconti M.**, Relations Prédictives entre les paramètres du profil de surface et l'usure dans les prothèses totales de hanche Métal/Métal. 4<sup>ème</sup> édition du **Congrès International: Conception et Modélisation des Systèmes Mécaniques CMSM'2011**. Sousse (Tunisie) 30 mai au 1er Juin **2011**.
66. [IGUA07] **Igual Munoz A., Mischler S.**, Interactive effects of albumin and phosphate ions on the corrosion of CoCrMo implant alloy. *J. Electrochemical Soc* 154, **2007**: C562-C540.
67. [IPAV99] **Ipave, M., Brand R. A., Pedersen D. R., Mavcic B., Kralj-Iglic V., Iglic A.**, Mathematical modelling of stress in the hip during gait. *Journal of Biomechanics*, **1999**, 32:1229-1235.
68. [ISSA06] **Issac G. H., Thompson J., Williams S., et al.**, Metal-on-metal bearings surfaces: materials, manufacture, design, optimization and alternatives, *Proc Inst Mech Eng.*, **2006**, 147:119
69. [JANC97] **Jancaster J. G., Dowson D., Issac G. H., Fisher J.**, The wear of ultra-highmolecular weight polyethylene sliding on metallic and ceramic counterfaces representative of current femoral surfaces in joint replacement, *Proc Int Mech Engrs*,**1997**, 211(H1):17- 24
70. [JOHN04] **John K. R., Zardiackas L. D., Poggie R. A.**, Wear evolution of cobalt chromium alloy for use in a metal-on-metal hip prosthesis. *J Biomed Mater Res*, **2004**, 68B:1.
71. [JIN Z97] **Jin Z. M., Dowson D., Fisher J.**, Analysis of fluid film lubrication in article hip joint replacement with surface of high elastic modulus. *Proc Inst Mech Eng*, **1997**, 211H:246-56.

72. [KAPA02] **Kapandji I. A.**, Physiologie articulaire. Schémas commentés de mécanique humaine. Maloine, Paris, **2002**, Fascicule II, 5<sup>ème</sup> édition: 26-27.
73. [KARD01] **Karddick C., Wimmer M.**, Hip simulator wear testing according to the newly introduced standard ISO 14242. Proc Instu Mech Engr, **2001**, Vol 215, Part H:429-442.
74. [KOH92] **Kohn D. H., Ducheyne P.** Materials for Bone and Joint Replacement. In: Williams DF,ed. *Medical and Dental Materials*. Weinheim, VCH, **1992**:33-109.
75. [KOR96] **KORITKE J. C., MAILLOT C.**, Atlas d'ostéologie humaine. Springer -Verlag, Paris,1996.
76. [KOTZ91]. **Kotzar G. M., Davy D. T., Goldberg V. M., Heiple K. G.,Berilla J., Heiple K. G., Brown R. H and Burstein A. H.**, Telemeterized *in vivo* hip joint force data: a report on two patients after total hip surgery. J Orthop Res, **1991**; 9(5):621-33.
77. [KURT00] **S. M. Kurtz., C L. Muhlstein., A A. Edidin.,** Surface morphology and wear mechanisms of four clinically relevant biomaterials after hip simulator testing, J Biomed Mater Res, **2000**, 52:447- 459.
78. [LARO02] Larousse médical. Larousse, **2002**.
79. [LERO97] **Lerouge S., Huko 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 Surgery, **1997**, Vol 796B, N°1:135-139.
80. [LEWI07] **Lewis A. C., Ladon D., Heard P. J., Peto L., Leamonth I.**, The role of the surface chemistry of CoCr alloy particules in the phagocytosis and AND damage of fibroblast cells. J. Biomed Mater Res, **2007**, 82:363: 73.
81. [LIN I75] **Lin I. J., Nativ S., Grodzran D. J. M.**, Changes in the state of solids and mechano-chemical reactions in prolonged communiton processes. Minerals Sci Eng, **1975**, 7:313- 336.
82. [LITS94] **Litsky A. S., Spector M.**, Biomaterials. In simon SR(ed): Orthopaedic basic science American Academy of Orthopaedic Surgeons, **1994**, 470-473.
83. [Lu Z99] **Lu Z., Mckellop H., Liao P., Benya P.**, Potential thermal artefacts in hip joint wear simulators. J Biomed Mater Res, **1999**, 84(4):458-64.
84. [MART05] **Martizez-Delgado D. I., Canui-Sifuentes M.**, Wear of Cast metal-on-metal pairs for total replacement hip prostheses. Wear, **2005**, 259:958-963,
85. [MCCA95] **McCalden R. W., Howie D. W., Ward L., et al.** **Observation on the long-term wear behaviour of retrieved McKee-Farrar total hip replacement implants.** Trans Orthop Res Soc, 1995, **20**: 242.
86. [MCKE96] **McKellop H., Park S. H., Chiesa R., et al.** **In vivo wear of three types of metal-on-metal hip prostheses during two decades of use.** Clin Orthop, 1996, **329(suppl):128-140**.
87. [MEDL96] **Medley J. B., Cheng F. W, Pare P., Krygier J. J., Bondyn J. D.,** **Comparison of alloys and designs in a hip simulator study of metal on metal implants.** Clin Orthop, 1996, **329(suppl):148-159**.
88. [MOLL01] **Mollenhauer I.**, Beitrag zur Prüfung von Hüftendoprothesengleitpaarungen als Teil der Konformitätsbewertung nach dem Medizinproduktegesetz. Dissertation Technische Universität Berlin, Wissenschaft & Technik Verlag, **2001**.
89. [MULL75] **Muller ME.**, Total Hip replacement Planning Technique and complications In: Surgical Management of Degenerative arthritis of Lower Limb. Heidelberg: Lea and Febiger, **1975**, p.91.
90. [NEVE04] **Nevelos J., Shelton J. C., Fisher J.,** **Metallurgical considerations in the wear of metal-on-metal hip bearings.** Hip International, 2004, Vol.14, no 1,:1-10.
91. [NOBL88] **Noble P. C., Alexander J. W., Lindahl L. J., Yew D. T., Granberry W. M., Tullos H. S.**, The Anatomic Basis of Femoral Component Design. Clinical Orthopaedics and Related Research, **1988**, 235:148-165.

92. [O'CON04] **O'Connor D. T., Choi M. G., Kwon S. Y., Sung K-L. P.**, New insight into the mechanism of hip prosthesis loosening: effect of titanium debris size on osteoblast function. *J Ortho Res*, **2004**, 22: 229-36.
93. [PAUL66] **Paul J. P.**, Force transmitted by joints in the human body. Lubrification and wear in living and artificial human joints. *Proc Inst Mech Eng*, **1966**, 3J(8): 181.
94. [PAUW65] **Pauwels F.**, *Gesammelte Adhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Springer, Berlin, **1965**.
95. [PASS93] **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.
96. [PEDE87] **Pedersen D. R., Brand R. A., Cheng C., Arora J. S.**, Direct comparison of muscle forces predictions using linear and nonlinear programming. *Journal of Biomechanical Engineering*, **1987**; Vol. 109:192-199.
97. [PERA97] **Peraldi P., Vandebussche E., Augereau B.**, Mauvais résultats cliniques des cupules cimentées avec metal-back. 124 cas au recul moyen de 21 mois. *Revue de Chirurgie Orthopédique*, **1997**; 83:561-565.
98. [PILL86] **Pilliar R. M., Weatherly G. C.**, Developments in Implant Alloys. In: Williams DF, ed. *CRC Critical Reviews in Biocompatibility*. **1986**:371-403.
99. [POLI98] **Polineni V. K., Wang A. G., Essiner A., Sun D. C., Stark C., Dumbleton J.**, Effect of Gamma-Radiation Induced Oxidation and Crosslinking on the wear Performance of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE) Acetabular Cups. Gsell RA. et al., Eds., American Society for testing and Materials. **1998**, 95-108.
100. [POTE02] **Poter G., Medley J. B., Cheng N, Pare P., Krygier J. J., Bondyn J. D.** **Intermittent motion aclinically significant protocol for metal –on-metal hip simulator testing.** *Trans 48 th Orthop Res Soc* 2002;**100**.
101. [POUR09] **R. Pourzal, R. Theissmann, M. Morlock, A. Fischer**, Micro-Structural alterations within different areas of articulating surfaces of Metal-on-metal hip resurfacing system. *Wear*, **2009**, 267:689-694
102. [REIK97] **Reiker C. B., Kottig P., Schon R., and al.**, Clinical wear performance of metal-on-metal hip Arthroplasties. Presented at the Symposium on Alternative Bearing Surfaces in Total Joint Replacement. San Diego (Calif); ASTM STP, **1997**, 144.
103. [REIK04] **Reiker C. B., Schön R., Kötting P.**, Development and Validation of a Second-Generation Metal-on-Metal Bearing. *The Journal of Arthroplasty*, **2004**, Vol.19, N.8, Suppl.3:5-11.
104. [REIN01] **Reinisch G., Judmann K. P., Plitz W., Schörg J.**, Ein neuer, der ISO/FDIS 14242-1 entsprechender Hüftsimulator: E-SIM, *Biomedizinische Technik*, **2001**, Band 46, Heft 12:362-365.
105. [REPO05] Report of R.I.P.O Register of orthopaedic prothetic implantology. Laboratorio di Technologica Medica IOR. Hip and Knee Arthroplasty in Emilia romagna Region. 1st January 2000- 31st December 2004. Bologna **2005**.
106. [RYDE66] **Rydell N. W.**, Forces Acting on the Femoral Head-Prosthesis. A Study on Strain Guage Supplied Prostheses in Living Persons. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, **1966**; 37:1-132.
107. [SAIK92] **Saikko V., Paavolainen P., Kleimola M., SlätisP.**, A five-station hip joint simulator for wear rate studies. *Proceedings of the Institution of mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, **1992**, Vol. 206:195-200.
108. [SAIK96] **Saikko V.**, A three-axis hip joint simulator for wear and friction studies on total hip prostheses. *Proc Instn Mech Engrs*, 1996, Vol 213 Part H:175-185.

109. [SAIK02] **Saikko V., Calonijs O.**, Slide track analysis of the relative motion between femoral head and acetabular cup in walking and in hip simulators. *Journal of Biomechanics*, **2002**, 35:455-464.
110. [SAIK03] **Saikko V.**, Effect of lubricant protein concentration on the wear of ultra-high molecular weight polyethylene sliding against a CoCr counterface. *Trans ASME*, **2003**, 125:638-42.
111. [SAIK05] **Saikko V.**, A 12 station anatomic hip joint simulator. *Proc Inst Mech Eng[H]*, **2005**, 219(6):437-48.
112. [SCHE96] **Schey J. A.**, Systems view of optimizing metal-on-metal bearings. *ClinOrthop* **1996**, 329(Suppl):115-127.
113. [SCHM94] **Schmalzried T. P., Jasty M., Rosenberg A., Harris W. H.**, Polyethylene wear debris and tissue reaction in knee as compared to hip replacement prosthesis. *J Appl Biomater*, **1994**; 5:185-90.
114. [SCHM96] Schmidt M., Weber H., Schon R. **Cobalt chromium molybdenum metal combination for modular hip prostheses.** *Clin Orthop*, 1996, **329(suppl):35-47.**
115. [SCHM99] **Schmidt.**, Comportement des matériaux dans les milieux biologiques traité des matériaux. Presses Polytechnique et Universitaires. Romandes, **1999**,(7 ).
116. [SCHN82] **Schneider R.**, Die Totalprothese der Hüfte. Ein biomechanisches Konzept und seine Konsequenzen. Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie. Verlag Hans Huber. Bern. **1982**, Band 24.
117. [SCHO01] **Scholes S. L., Umsworth A.**, Pin-on-Plate studies on the effect of rotation on the wear metal-on-metal samples. *J Mater Sci Mater Med*, **2001**, 12: 299.
118. [SHAN94] **Shanbhag A. S., Jacobs J. J., Galante J. O., Glant T. T.**, Macrophage/particle interactions: effect of size, composition and surface area. *J. Biomed Mater Res*, **1994**, 28:81-90.
119. [SILV05] Silva M., Heisel C., Schmalzried T. P. **Metal-on-Metal total hip Replacement. Clinical Orthopedics and related research**, 2005, **N 430:53-61.**
120. [SMIT01] **Smith S. L., Dowson D., Goldsmith A. A. J.**, The effect of femoral head diameter upon lubrication and wear of metal-on-metal total hip replacements. *Proc Instn Mech Engrs*, **2001**, Vol 215 Part H:161-170 ,.
121. [SOMM05] **Sommer B., Felix R., Sprecher C., Leunig M., Ganz R., Hofstetter W.**, Wear particles and surface topographies are modulators of osteoclastogenesis in vitro. *J. Biomed Mater Res A*, **2005**, 72:67-76.
122. [STAN02] **Stansfield, B. W., Nicol, A. C.**, Hip joint contact forces in normal subjects and subjects with total hip prostheses: walking and stair and ramp negotiation. *Clinical Biomechanics*,**2002**, 17:130-139.
123. [STAN03] **Stansfield, B. W., Nicol, A. C., Paul, J. P., Kelly, I. G., Graichen, F., Bergmann, G.**, Direct comparaison of calculated hip joint contact forces with those measured using instrumented implants. As evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb. *Journal of Biomechanics*, **2002**, 36:929-936.
124. [STRE96] Streicher R. Semlitsch M. Schon R, Weber H. Reiker C. **Metal on Metal articulating for artificial hip joints:laboratory study and clinical results** *Proc Inst Mech Eng Med*, 1996; **210:223-232.**
125. [SUCH98] **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.
126. [SULL87] **Sullivan J. L.**, The role of oxides in the protection of tribological surfaces. In: *Proc. Conf. "Tribology-friction , lubrication , and wear fifty years. I Mech E*, **1987**:87-5.

127. [TAYL97] **Taylor M.**, Finite Element Analysis of Cancellous Bone Stress within an Implanted Femur and Their Relationship to Implants Migration. PhD Thesis, University of London, **1997**.
128. [TEIN84] **Teinturier P., Terver S., Jaramillo V., Besse J.P.**, La biomécanique du cotyle. SOFCOT Réunion annuelle, nov. 1983. Revue du chirurgien Orthopédique, **1984**; Suppl.II:70.
129. [THOM01] **Thompson Mark S.**, The design of Novel Hip Resurfacing Prothesis. Doctor of philosophy, University of London, **2001**.
130. [TIPP05] **Tipper J. L., Ingham E., Jim Z. M., Fisher J.**, The science of metal-on-metal articulation. Current Orthopaedics, **2005**, 19:280-287.
131. [TIPP99] **Tipper J. L., Fisher J., Ingham E., et al.**, Qualitative analysis of wear and wear debris from low and high-carbon content chrome alloys used in metal-on-metal hip prostheses. J Mater Sci Mater Med, **1999**, 10:353-362.
132. [UNGE78a] **Ungethum M.**, Technologische und biomechanische Aspekte der Hüft- und Kniealloarthoplastik. Hans Huber Verlag, **1978**.
133. [UNGE78b] **Ungethum M.**, Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie, Band 9: Technologische und biomechanische Aspekte der Hüft- und Kniealloarthoplastik, Verlag Hans Huber, Bern Stuttgart Wien **1978**.
134. [VARA06] **Varano R., Bodyn J. D, Medly J. B and Yue S.**, The effect of microstructure on wear of cobalt-based alloys used in metal-on-metal hip implants. Proc IMechE Part H, **2006**, Vol 220:145-59.
135. [WALL82] **Wallbridge N., Dowson D.**, The Walking Activity of Patients with Artificial Hip Joints. Engineering in Medicine, **1982**; 11: 95-96.
136. [WANG04] **Wang A., Essner A., Schmidig G.**, The effects of lubricant composition on in vitro wear testing of polymeric acetabular components. J Biomed Mater Res B Appl Biomater **2004**, 68(1): 45-52.
137. [WANG99a] **Wang A., Yue S., Bodyn JD., Chan FW., Medly JB.**, Surface characterization of metal-on-metal hip implants tested in a hip simulator. Wear 225- 229, **1999**:708-715.
138. [WANG99b] **Wang KK., Yue S., Wang A., Gustavson LJ.**, Metal-on-Metal wear of Co-Cr alloys. In Disegi JA., Kennedy RL., Pilliar R(eds): Cobalt-base alloys for biomedical application. ASTM STP 1365, ASTM, West Conshoken, PA, **1999**.
139. [WILL86] **Williams, D. F.** Definitions in Biomaterials. Proceedings of a Consensus Conference of the European Society for Biomaterials. Vol. 4, Chester, England, March 3-5, **1986**. New York, *Elsevier*, **1987**.
140. [WILL00] **Willert H. G., Buchhorn G. H., Gobel D., et al.** Wear behaviour and histopathology of classic cement metal on metal hip endoprostheses. Clin Orthop 329, **1996**, suppl:160-186.
141. [WILL00] **Willmann G.**, Ceramic Femoral Head Retrieval Data. Clin Ortho, **2000**, 379:22-28,.
142. [WILL05] **Willert H. G., Buchhorn G. H., Fayyazi A., et al.** Metal-on-metal bearings and hypersensitivity in patients with artificial hip joints. A clinical and histomorphological study. J. Bone Joint Surg Am, **2005**, 87:28- 36.
143. [WILL04a] **Williams S., Stewart T. D., Ingham E., Stone M. H., Fisher J.**, **Metal-on-metal bearing wear with different swing phase loads. J Biomed Mater Res, 2004, 70B:233-9.**
144. [WILL04b] **Williams P., Clarke I.**, **The role of the wear debris and biological response in the assessment of total joint performance. J. Bone Joint Surg Br. 2004, 86(Suppl IV):437.**

145. [WIMM01] **Wimmer M. A., Loos J., Nassutt R., Heitkemper M., Fischer A.**, The acting wear mechanisms on metal-on-metal hip joint bearings: in vitro results. *Wear*, **2001**, 250:129-139.
146. [WIMM03] **Wimmer M. A., Sprecher C.**, Tribochemical reaction on metal-on-metal hip joint bearings a comparison between in vitro and in vivo results. *Wear*, **2003**, 225:1007-1014.
147. [WIMM07] **Wimmer M. A., Fisher A.**, Tribology. In: Callaghan JJ, Rosenberg AG, Rudash H E. *The adult hip*. 2<sup>nd</sup> ed. Philadelphia, P. A. Lippincott., **2007**, 215- 226.
148. [WIMM06] **Wimmer M. A., Nassutt R., Sprecher C., Loos J., Tager G., Fisher A.**, Investigation of stick phenomena in metal-on-metal hip joints after resting periods, *Proc Inst Mech Eng(H)*, **2006**, 220:219- 227.
149. [WIMM10] **Wimmer M. A., Fisher A., Buscher R., Pourzal, R., Sprecher C., Hauert R., et Jacobs J.** Wear mechanisms in Metal-on-Metal bearings: the importance of tribochemical reaction layers. *Journal of orthopaedic Research*, **2010**, 28:436-443.
150. [WROB98] **Wroblewski B., Siney P. D., Fleming P.**, Wear and fracture of the acetabular cup in Charnely low-friction Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, **1998**, Vol. 13, N°2:132-137.
151. [ZANI03]. **Zani M.**, La mesure de rugosité? Quelles normes..... et plusieurs dizaines de paramètres. *Mesures* 758 – Octobre **2003**.

---

# *Webographie*

---

## **Webographe**

[Web 1] [www.distrimed.com](http://www.distrimed.com)

[Web 2] [www.tcd.ie](http://www.tcd.ie)

[Web 3] [www.lpch.org](http://www.lpch.org)

[Web 4] [www.paris-nord-sftg.com/patients.arthrose.0301.php3](http://www.paris-nord-sftg.com/patients.arthrose.0301.php3)

[Web 5] [www.medicms.be/medi/arthite.htm](http://www.medicms.be/medi/arthite.htm)

[Web 6] [www.sercevie.com/02sante/cle\\_des\\_maux/A/maux21e.htm](http://www.sercevie.com/02sante/cle_des_maux/A/maux21e.htm)

[Web 7] [www.mekkaui.net/fr](http://www.mekkaui.net/fr)

[Web 8] [www.maitriseortho.fr](http://www.maitriseortho.fr)

[Web9] [http://www.mdeie.gouv.qc.ca/bibliotheque/fiches-marches/page/fiches-marches-11192/?tx\\_igaffichagepages\\_pi1%5Bmode%5D=single&tx\\_igaffichagepages\\_pi1%5BbackPid%5D=82&tx\\_igaffichagepages\\_pi1%5BcurrentCat%5D=116&cHash=97d5f7bf8e2949a378b054af6cdcd045](http://www.mdeie.gouv.qc.ca/bibliotheque/fiches-marches/page/fiches-marches-11192/?tx_igaffichagepages_pi1%5Bmode%5D=single&tx_igaffichagepages_pi1%5BbackPid%5D=82&tx_igaffichagepages_pi1%5BcurrentCat%5D=116&cHash=97d5f7bf8e2949a378b054af6cdcd045)

[Web 10] <http://www.pole-medical.com/Formation/Innovez-dans-les-implants-orthopediques>

[Web 11] [www.infoscience.fr/dossier/biomateriaux](http://www.infoscience.fr/dossier/biomateriaux)

[Web 12] [www.Hommel-etamic.com](http://www.Hommel-etamic.com)

Systèmes de mesure de rugosité de Hommel-Etamic – Paramètres d'états de surface en pratique. 08/ 2008.

[Web 13] [www.adiamas.com/.../savoir-faire/controle4.html](http://www.adiamas.com/.../savoir-faire/controle4.html)

[Web 14] [http://www.courses.ait.ac.th/AT73.01/cadcam2006\\_III\\_1\\_2\\_3.pdf](http://www.courses.ait.ac.th/AT73.01/cadcam2006_III_1_2_3.pdf)

[Web 15] <http://jm.karrer.free.fr/document/ES1.pdf>

[Web 16] <http://www.mediadico.com/dictionnaire/definition/enarthrose/1>

[Web 17] <http://www.vulgaris-medical.com/encyclopedie/ligament-7446/anatomie.html>

[Web 18] <http://dictionnaire.reverso.net/francais-definition/macrophagique>

[Web 19]: <http://chercheurs.lps.u-psud.fr/Bazin/>

[Web 20]: [www.predev.com](http://www.predev.com), 2006

## Summary :

Remarkable reduction of wear rates in wear of Metal/Metal hip implants is achieved by increasing the head diameter or the concentration of carbon composition in the alloy. The combined role of head diameter and carbon composition was studied experimentally using three different configurations (28, 32 and 36 mm) using a hip wear simulator for two million cycles (2MC) of walking under bovine calve serum as lubricant. The 28 heads and 36 mm cups were made out of low carbon (LC) CoCr alloy, while all other parts were made from high carbon (HC) alloy. Gravimetric analysis showed that all bearings have a biphasic behavior, the Run-in during one million cycles followed by the Steady state period. The cups (HC) exhibited considerable volumetric wear decrease when compared to the heads (LC) in the 28 mm bearings. It was statistically significant in the Steady state period, which was confirmed by the roughness and SEM analysis. This (LC) composition in 28 mm bearings increase the difference in wear volume between 28 and 32 mm bearings, while the (LC) composition in 36 mm bearings reduce the difference in volumetric wear between 32 and 36 mm bearings. No correlation was found between clearance and total wear at 1 LC and 5MC. The roughness parameters (Ra, Rt, Rq) of 32 mm heads were correlated to the total wear. The total roughness Rt showed an exponential regression coefficient of 0,89, while the average roughness Ra presented a value of 0,82 and the average roughness Rq presented a coefficient of 0,79.

**Key words :** hip implants, wear, hip simulator, roughness, surface profile parameters, SEM, head diameter, carbon composition.

## Résumé:

La réduction du taux d'usure dans les prothèses totales de hanche (métal / métal) est effectuée par l'augmentation du diamètre des têtes fémorales ou la concentration en carbone de l'alliage. Le rôle combiné du diamètre et la composition en carbone est étudié expérimentalement avec trois configurations différentes (28, 32 et 36 mm) sur un simulateur de hanche durant deux millions de cycles (2MC) de marche et avec le sérum bovin comme lubrifiant. Les têtes (28 mm) et les cupules (36 mm) sont fabriquées en alliage CoCr à faible teneur en carbone (LC) tandis que le reste des têtes et des cupules sont à forte teneur en carbone (HC). L'analyse gravimétrique a montré que tous les couples présentent un comportement biphasique, le run-in durant le premier million de cycle suivi par la période de steady state. Pour les couples de 28 mm, les cupules (HC) ont montré un faible volume d'usure par rapport aux têtes (LC) avec une différence significative durant la phase steady state. Ce qui est en accord avec l'analyse de la rugosité et l'analyse par microscope SEM. La composition (LC) des têtes de 28 mm augmente la différence du volume d'usure entre les couples 28 et 32 mm, tandis que la composition (LC) dans les couples de 36 mm réduit la différence d'usure volumétrique entre les couples 32 et 36 mm. Aucune corrélation n'a été trouvée entre le jeu articulaire et l'usure totale à 1 MC et 5MC. Les paramètres de rugosité (Ra, Rt, Rq) de 32 mm des têtes sont en corrélation avec le volume d'usure totale. La rugosité totale Rt a montré un coefficient de régression exponentiel de 0,89, tandis que la rugosité moyenne Ra présente une valeur de 0,82 et la rugosité moyenne Rq un coefficient de 0,79.

**Mots clés:** Prothèses totales de hanche, l'usure, simulateur de hanche, la rugosité, paramètres du profil de surface, SEM, diamètre de la tête, la composition en carbone.

## ملخص:

لقد وجد أنه يمكن تحقيق خفض في ارتداء الورك المفصلي المزروع معدن / معدن عن طريق زيادة قطر المفصل أو زيادة نسبة تركيز الكربون في السبيكة. تمت دراسة الدور المزدوج قطر المفصل ونسبة الكربون تجريبيا باستخدام ثلاثة تركيبات مختلفة (28 و 32 و 36 ملم) باستخدام جهاز محاكاة للارتداء الوركى خلال 2 مليون دورة (2MC) من المشي بوجود المصل البقري كمادة تشحيم ومواد التشحيم. تم تصنيع رؤوس الأزواج 28 مم و رؤوس الأزواج 36 ملم من سبيكة CoCr بنسبة كربون منخفضة (LC)، في حين أن البقية من نفس السبيكة لكن بنسبة كربون مرتفعة (HC). وأظهر التحليل الوزني أن جميع الأزواج لديهم سلوك ثنائي الطور، و Run\_in خلال مليون دورة الأولى تليها فترة Steady state. وأظهرت الرؤوس (HC) في الأزواج 28 ملم كمية صغيرة من الإرتداء بالنسبة للإرتداء الرؤوس (LC)، و أنها ذات دلالة إحصائية خلال Steady state ، وهو ما يتوافق مع تحليل خشونة والتحليل المجهرى SEM. وهذه النتيجة تشير إلى أنه يمكن خفض الحطام المعدني في الجسم الحي أو في المخبر من خلال رفع نسبة الكربون في الرؤوس. إن التركيبية (LC) في الأزواج 28 ملم يزيد الفارق في حجم الإرتداء بين الأزواج 28 و 32 ملم ، في حين أن تكوين (LC) في أزواج 36 ملم يقلل الفرق في الإرتداء الحجمي بين الأزواج 32 و 36 ملم. ولم نعثر على أي علاقة بين الفراق المشترك والارتداء خلال مليون دورة و 5 مليون دورة . معاملات الخشونة (Ra ، Rt ، Rq) للرؤوس 32 ملم مرتبطة مع الإرتداء الحجمي الإجمالي. وأظهرت الخشونة الإجمالية Rt معامل الإنحدار الأسى المقدر ب 0,89 ، في حين أن الخشونة المتوسطة Ra أعطت قيمة 0,82 و 0,79 للخشونة الفعالة Rq.

**الكلمات الرئيسية :** الورك المفصلي المزروع، محاكاة الإرتداء الوركى ، خشونة ، معاملات مظهر السطح ، SEM ، قطر الرأس، ونسبة الكربون.