

N° d'ordre : /2009/DM

RÉPUBLIQUE ALGÉRIENNE DÉMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR  
ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

UNIVERSITÉ DE BATNA

FACULTÉ DES SCIENCES DE L'INGÉNIEUR  
DÉPARTEMENT DE MÉCANIQUE

Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme de

MAGISTÈRE

En

Mécanique

Option : SCIENCES DES MATERIAUX

Par

**DJABA Faiza**

---

**FROTTEMENT ET USURE DES TETES  
PROTHÉTIQUE**

---

Soutenue le : 28/06/2009

Encadré par : Dr. MAZOUZ Hamoudi.

Devant le jury :

Dr. BRIOUA Mourad	M.C.	Université de Batna	Président.
Dr. MAZOUZ Hamoudi	M.C.	Université de Batna	Rapporteur.
Dr. ZEDIRA Hamma	M.C.	Centre universitaire de Khenchela	Examineur.
Dr. MANAA Rabah	C.C.	Université de Batna	Examineur.

Année Universitaire 2008 / 2009

## REMERCIEMENTS

Je saisi cette opportunité pour remercier en premier lieu mon Directeur de thèse, Docteur **H. MAZOUZ** pour tout ce qu'il a fait pour moi, en me conseillant, en m'aidant et en m'assistant le long du chemin de la thèse.

Je remercie par la même occasion les membres du Jury, pour l'intérêt qu'ils ont montré en acceptant de rapporter ma thèse.

Un grand merci pour les Docteurs **R. MANAA**, **M. BRIOUA** et **K. ZIDANI** pour leurs serviabilités et leurs gentillesse, ainsi mes enseignants de Magistère qui n'ont pas cessé un instant de contribuer à la bonne marche de ma thèse.

Mes remerciements chaleureux vont aussi à mon Directeur et à tous les employés de l'école ENATT pour ses encouragements et compréhensions, ainsi que toute l'administration du département de Mécanique ait ma haute sympathie, mon respect et mes grands remerciements.

En définitive, je remercie mes parents, mon époux, mon entourage proche, familial et amical.

# SOMMAIRE

## INTRODUCTION GENERALE

INTRODUCTION GENERALE -----	1
-----------------------------	---

## CHAPITRE I: FROTTEMENT ET USURE

I.1. INTRODUCTION-----	3
I.2. TRIBOLOGIE-----	4
I.3. FROTTEMENT-----	5
I.3.1. LOIS DE FROTTEMENT-----	6
I.3.2. MECANISMES DE FROTTEMENT-----	6
I.4. USURE (MECANISMES DE DEGRADATION DES SURFACES)-----	8
I.5. MODES D'USURE-----	8
I.5.1. L'USURE PAR ABRASION.-----	8
I.5.2. L'USURE PAR TRANSFERT OU ADHESION-----	9
I.6. COMPORTEMENT TRIBOLOGIQUE DES MATERIAUX -----	10
I.7. DEFINITION DE LA SURFACE -----	12
I.8. LE CONCEPT DE TROISIEME CORPS-----	14
I.9. CONCLUSION-----	15
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES DU CHAPITRE I -----	16

## CHAPITRE II: GÉNÉRALITÉS SUR LES P.T.H.

II.1. INTRODUCTION-----	18
II.2. DEFINITIONS DE BASE -----	18
II.2.1. LA BIOMECHANIQUE-----	18
II.2.2. LES PROTHESES ORTHOPEDIQUES -----	18
II.3. HISTORIQUE DE LA PROTHESE -----	19
II.3.1. EVOLUTION DE LA PROTHESE -----	19
II.3.2. LA PROTHESE TOTALE DE HANCHE -----	19
II.3.3. HISTORIQUE DE LA PROTHESE TOTALE DE HANCHE-----	21
II.4. LA POPULATION CONCERNEE PAR LES PROTHESES-----	22

<b>II.5. L'ARTHROPLASTIE</b> -----	<b>22</b>
<b>II.5.1. INDICATIONS ET CONTRE-INDICATIONS DE L'ARTHROPLASTIE</b> -----	<b>22</b>
<b>II.5.1.1. INDICATIONS D'UNE ARTHROPLASTIE TOTALE DE LA HANCHE</b> -----	<b>22</b>
<b>II.5.1.2. CONTRE-INDICATIONS D'UNE ARTHROPLASTIE</b> -----	
<b>TOTALE DE LA HANCHE</b> -----	<b>23</b>
<b>II.5.2. ÉVOLUTION DE L'ARTHROPLASTIE</b> -----	<b>23</b>
<b>II.6. LES EXIGENCES REQUISES POUR UNE ARTICULATION ARTIFICIELLE</b> -----	<b>27</b>
<b>II.7. CONCLUSION</b> -----	<b>28</b>
<b>REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES DU CHAPITRE II</b> -----	<b>29</b>

## **CHAPITRE III: LES COUPLES DE FROTTEMENT DES P.T.H**

<b>III.1. INTRODUCTION</b> -----	<b>30</b>
<b>III.2. LES DIFFERENTS BIOMATERIAUX UTILISES POUR LE P.T.H.</b> -----	<b>30</b>
<b>III.2.1. POLYETHYLENE</b> -----	<b>30</b>
<b>III.2.1.1. LES MODES DE DEGRADATION.</b> -----	<b>31</b>
<b>III.2.1.2. DEFINITION.</b> -----	<b>31</b>
<b>III.2.1.3. L'OXYDATION.</b> -----	<b>31</b>
<b>III.2.1.4. LES PROPRIETES MECANIQUES.</b> -----	<b>31</b>
<b>III.2.1.5. L'USURE DU POLYETHYLENE.</b> -----	<b>32</b>
<b>III.2.1.5.1. MECANISME.</b> -----	<b>32</b>
<b>III.2.1.5.2. L'USURE OBSERVEE DU POLYETHYLENE.</b> -----	<b>32</b>
<b>III.2.1.5.3. MECANISMES DE L'USURE.</b> -----	<b>34</b>
<b>III.2.1.5.4. LE TYPE DES MATERIAUX EN PRESENCE</b> -----	<b>34</b>
<b>III.2.1.5.5. LES CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT</b> -----	<b>35</b>
<b>III.2.2. L'ACIER INOXYDABLE AUSTENITIQUE 316L</b> -----	<b>36</b>
<b>III.2.2.1. STRUCTURE ET METALLOGRAPHIE DES ACIERS AUSTENITIQUES</b> -----	<b>37</b>
<b>III.2.2.1.1. STRUCTURE</b> -----	<b>37</b>
<b>III.2.2.1.2. MECANISMES DE DEFORMATION</b> -----	<b>38</b>
<b>III.2.2.2. PROPRIETES MECANIQUES</b> -----	<b>40</b>
<b>III.2.2.2.1. INFLUENCE DE LA TEMPERATURE</b> -----	<b>41</b>
<b>III.2.2.2.2. INFLUENCE DE LA VITESSE DE DEFORMATION</b> -----	<b>42</b>
<b>III.2.2.3. PROPRIETES PHYSIQUES, THERMIQUES ET MECANIQUES DE L'ACIER 316L</b> -----	<b>43</b>
<b>III.2.2.3.1. PROPRIETES PHYSIQUES ET THERMIQUES DE L'ACIER 316L</b> -----	<b>43</b>
<b>III.2.2.3.2. PROPRIETES MECANIQUES DE L'ACIER 316L</b> -----	<b>43</b>
<b>III.2.3. LES CERAMIQUES</b> -----	<b>43</b>

III.2.3.1. L'ALUMINE	44
III.2.3.2. LA ZIRCONNE	47
III.3. POSSIBILITES ACTUELLES	48
III.4. CHOIX DES COMBINAISONS DE MATERIAUX DES SURFACES ARTICULAIRES	49
III.5. CONCLUSION	50
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES DU CHAPITRE III	51

## CHAPITRE IV: FIXATION DES P.T.H.

IV.1. INTRODUCTION	54
IV.2. LES PROTHESES SANS CIMENT	54
IV.3. LES PROTHESES TOTALES DE HANCHE CIMENTEES	55
IV.4. CIMENT CHIRURGICAL	57
IV.4.1. CONDITIONNEMENT DU CIMENT	57
IV.4.2. COMPOSITION DU CIMENT	58
IV.4.3. STERILISATION DU CIMENT	58
IV.4.4. PROPRIETES PHYSIQUES	59
IV.4.4.1. TEMPS DE PRISE OU DE DURCISSEMENT	59
IV.4.4.2. CHALEUR DEGAGEE	59
IV.4.4.3. VISCOSITE	60
IV.4.4.4. POROSITE	61
IV.4.4.5. FISSURES	61
IV.4.5. PROPRIETES MECANIQUES	62
IV.4.6. EFFETS DE L'ENVIRONNEMENT IN VIVO SUR LE CIMENT ACRYLIQUE	63
IV.4.7. CARACTERISTIQUES DU CIMENT CHIRURGICAL	64
IV.4.7.1. TEMPERATURE DE POLYMERISATION	64
IV.4.7.2. CONTRACTION DE VOLUME	64
IV.4.7.3. VISCOSITE	65
IV.4.8. CARACTERISTIQUES DE MANIPULATION	67
IV.4.8.1. LA PHASE DE MELANGE	67
IV.4.8.2. LA PHASE DE REPOS	69
IV.4.8.3. LA PHASE D'INJECTION	69
IV.4.8.4. LA PHASE DE DURCISSEMENT	70
IV.4.9. TECHNIQUE OPERATOIRE	70
IV.4.9.1. TECHNIQUES DE MISE EN ŒUVRE DU CIMENT	70
IV.4.9.2. INCONVENIENTS DU CIMENT	71

<b>IV.5. CONCLUSION</b> -----	<b>72</b>
<b>REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES DU CHAPITRE IV</b> -----	<b>73</b>

## **CHAPITRE V : COMPORTEMENT MECANIQUE ET TRIBOLOGIQUES DES P.T.H.**

<b>V.1. INTRODUCTION</b> -----	<b>74</b>
<b>V.2. LA CUPULE A DOUBLE MOBILITE</b> -----	<b>74</b>
<b>V.2.1. PRINCIPES ET TECHNIQUES DE FONCTIONNEMENT</b> -----	<b>75</b>
<b>V.3. INSERT A DOUBLE MOBILITE</b> -----	<b>76</b>
<b>V.4. INSERT MOBILE EN POLYETHYLENE</b> -----	<b>79</b>
<b>V.5. LA REDUCTION DES CONTRAINTES</b> -----	<b>79</b>
<b>V.6. CONDITIONS DE MESURES REALISEES SELON PLUSIEURS TRAVAUX</b> -----	<b>81</b>
<b>V.6.1. EFFET DU PH</b> -----	<b>81</b>
<b>V.6.2. EFFET DU PROCEDE DE STERILISATION</b> -----	<b>82</b>
<b>V.7. COMMENTAIRES ET INTERPRETATION DES RESULTATS</b> -----	<b>83</b>
<b>REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES DU CHAPITRE V</b> -----	<b>86</b>

## **CONCLUSION GENERALARE**

<b>CONCLUSION GENERALE</b> -----	<b>87</b>
<b>GLOSSAIRE</b> -----	<b>89</b>

# **INTRODUCTION**

## **GENERALE**

## **INTRODUCTION GENERALE**

Quand un biomatériau est implanté dans un organisme, le problème de sa sécurité (biosécurité) et son devenir se pose.

Les matériaux dans le domaine de la biomécanique se décomposent en plusieurs familles, l'utilisation des matériaux adaptés a permis au cours des années à améliorer les performances.

Le remplacement osseux ou articulaire a donc donné dans cet esprit une grande importance aux phénomènes biologiques : Biocompatibilité, biodégradation, ostéoconduction.

Dans un contexte général, deux types de réactions biologiques se produisent entre les matériaux et le milieu environnant :

- ✓ Des effets du matériau vis-à-vis des tissus receveurs (particules d'usure, dommages cellulaires, relargage de cotions métalliques, etc...).
- ✓ Des effets du tissu receveur sur le matériau implanté (bioadhésion, biofilm).

Ainsi un certain nombre de difficultés liées à la présence d'une interface entre les biomatériaux et le tissu de l'hôte existe et peut être résumé sous le vocable « biocompatibilité ».

De même pour les produits potentiels de dégradation intervenant soit à court et/ou à longue distance dans le corps, à partir de la zone d'implantation.

Pendant longtemps le développement de biomatériaux, et en particulier pour les prothèses de hanche, a été essentiellement conditionné par de bonnes propriétés mécaniques de volume et par une bonne biocompatibilité.

Plus récemment un certain nombre de travaux ont été consacrés à la résistance à l'usure des têtes prothétiques en attachant une importance particulière à la formation des débris.

C'est dans cet esprit nous avons réalisé notre travail en se fixant quelques points en termes d'objectifs :

- ✓ Comparer le comportement de plusieurs systèmes impliquant des métaux, des céramiques et des polymères ;
- ✓ Identifier les mécanismes de dégradation de certains biomatériaux.

La présentation de notre mémoire, constitué de cinq chapitres, sera donc la suivante :

Le premier chapitre est consacré à la présentation des généralités sur le frottement et l'usure suivi par le concept du troisième corps. Le contenu de ce chapitre est centré principalement : l'usure et leur différente perspective de tout genre d'usure dans le domaine des P.T.H., le chapitre traite aussi du frottement et l'usure des biomatériaux combinés.

Dans le second chapitre, nous exposons les généralités sur les P.T.H. et les caractéristiques des P.T.H. dont l'arthroplastie et les contre indications de l'arthroplastie et son évolution.

La troisième partie prend en charge les caractéristiques des couples de matériaux en contact (polyéthylène /Zircone ; les céramiques ; l'alumine et quelques notions sur les aciers inoxydables austénitiques 316L, en fonction des paramètres de travail dans des conditions différentes.

Le quatrième chapitre, rend compte des résultats des fixations des P.T.H. et leurs effets de l'environnement in vivo sur le ciment acrylique en passant par les caractéristiques du ciment chirurgical.

Enfin, le dernier chapitre résume tout le comportement mécanique et tribologique des P.T.H. en étalant les mécanismes de réactions des têtes prothétiques.

L'analyse des résultats des différents commentaires nous oriente vers une conclusion générale suivie une riche bibliographie.

**Chapitre I**

**FROTTEMENT**

**ET USURE**

# CHAPITRE I

## FROTTEMENT ET USURE

### I.1. Introduction

Le frottement d'un matériau est un processus complexe, étroitement lié aux facteurs mécaniques, thermiques et physico-chimiques. Le frottement est avant tout un problème d'interface, car mis à part quelques cas spéciaux, le frottement dépendra beaucoup plus des propriétés des couches superficielles que des propriétés volumiques du corps considéré.

L'aspect tribologique dans la mise en forme revêt une importance particulière. Dans le cas de la mise en forme à chaud, l'usure est en général la conséquence d'une part, du glissement relatif entre le matériau et l'outil, et d'autre part, du rôle joué par les oxydes. Un certain nombre d'auteurs ont porté leur attention sur ce phénomène et montré que ces systèmes sont complexes dans la mesure où les surfaces en contact évoluent continûment en fonction du temps. De plus, il y a des effets thermiques dans la mesure ou une dissipation d'énergie thermique va intervenir : certains phénomènes élémentaires comme notamment l'oxydation, sont activés thermiquement. Malgré la complexité de la réalité du système tribologique en mise en forme à chaud (un grand nombre de paramètres liés à la température), le frottement est schématisé par une loi exprimant la cission en fonction d'une variable, contrainte normale (loi de Coulomb), contrainte d'écoulement du produit (loi de Tresca), vitesse de glissement (loi de Norton), ou d'une combinaison de celles-ci. À cette échelle, il faut prendre en compte la nature de la surface des matériaux en contact et le troisième corps, lubrifiant ou autre.

D'une façon générale, l'usure peut être considérée comme associant des mécanismes de rupture (cisaillement de jonctions, fatigue,...) à des phénomènes interactifs tels que les effets thermiques, des phénomènes volumiques (déformations plastiques, changement de phase, diffusion) et naturellement des effets de surface (réaction, adsorption, ségrégation...). De nombreuses classifications d'usure existent depuis longtemps et plusieurs types sont reconnus : adhésion, délamination, abrasion, érosion, usure par petits débattements (fretting), par impact, par corrosion et par oxydation, par diffusion... Il faut toutefois reconnaître que la détermination des mécanismes de base est difficile à cerner en raison de la complexité des phénomènes rencontrés en pratique. D'une manière générale, les modes de dégradations par usure peuvent être considérés comme la résultante de trois mécanismes de base incluant l'adhésion, l'abrasion et la délamination. Dans tous les cas, les modes de dégradation

conduisent à l'émission de particules. [1]

## I.2. Tribologie

La tribologie est la science et la technologie des interactions entre des surfaces solides en mouvement relatif. Elle concerne l'étude du frottement, de l'usure, et de la lubrification des pièces mécaniques. Elle représente un sujet pluridisciplinaire, basé sur la physique, la chimie et la mécanique. Son nom provient du mot grec "tribos" qui signifie frottement. La compréhension du processus de frottement est importante à la fois pour affiner la théorie et pour résoudre les problèmes industriels. [2]

Un système tribologique se définit comme un système mécanique, formé de deux matériaux antagonistes en contact, animés de mouvements relatifs. Ces deux solides évoluent dans un milieu ambiant et peuvent être séparés par un film intercalaire appelé troisième corps. Sur le plan tribologique, le troisième corps [3] est un opérateur qui transmet la charge (ou portance) d'un premier corps sur l'autre et accommode en s'écoulant (débit) d'une façon dissipative (frottement) l'essentiel de la différence de vitesse entre deux corps. Les troisièmes corps séparent partiellement ou entièrement les premiers corps. Ils sont introduits dans le contact ou bien par entraînement cinématique (lubrifiants solides ou liquides) ou par formation in situ (particules détachées) (Figure I-1). L'interface d'un tel système devient alors le siège de phénomènes dissipatifs d'énergie, regroupés sous le terme générique de frottement (Tableau I-1).

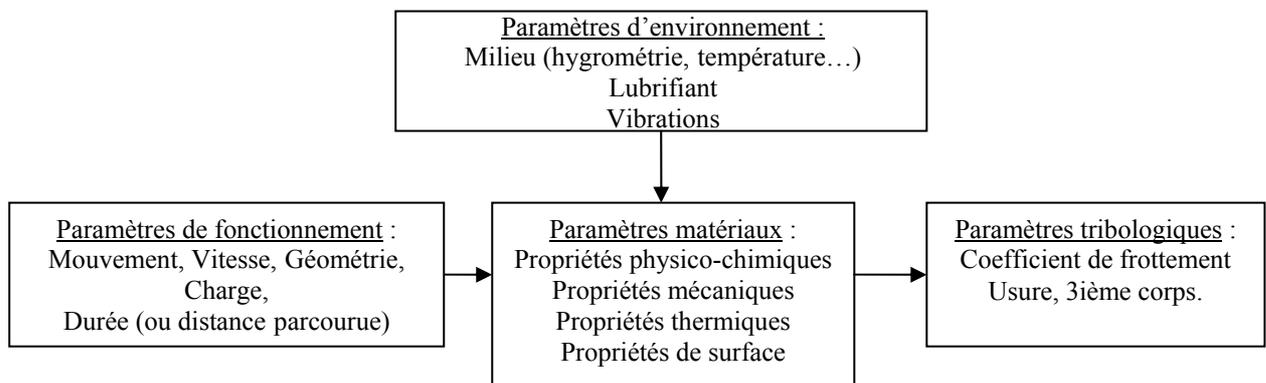


Figure I-1. : Synoptique général d'un système tribologique [1]

<i>Énergie dissipée</i>	<i>Mode de dissipation</i>
Énergie de déformation	Déformations élastiques et plastiques
Énergie de rupture	Fissuration, formation de débris, arrachements, écaillages
Énergie thermique	Échauffements, écoulement de chaleur, transferts par conduction
Énergie chimique	Adhésion, oxydation
Énergie acoustique	Vibrations, bruits
Énergie électrique	Électrisation, accumulation de charges, potentiels électrochimiques
Énergie lumineuse	Étincelles, rayonnement, photoémission

**Tableau I-1** : Différents modes de dissipation d'énergie en frottement [4].

La quantification de ces énergies est d'un intérêt capital car elles conditionnent les échauffements à l'interface, elles modifient la micro et la macro géométrie du contact (dégradations par usure conduisant à la détérioration du système).

### **I.3. Frottement**

Le frottement entre corps solides a toujours eu une importance considérable, du fait des avaries qu'il peut provoquer pendant le fonctionnement des machines industrielles. En effet, pendant le glissement, les pièces subissent une usure, génèrent des bruits et dissipent de la chaleur [5], toutes causes pouvant générer des dysfonctionnements et des avaries.

Quand un corps solide est en mouvement relatif sur un autre, la déformation des surfaces, leur adhésion et leur glissement provoquent une résistance au mouvement. Cette résistance se compose d'une composante réversible d'origine élastique, et d'une composante de frottement qui génère une dissipation d'énergie entre les deux surfaces [6] [7]. Selon le mouvement du frotteur, on distingue deux types de frottement comme le montre la figure I-2 :

- *un frottement de glissement*, où le frotteur glisse sur la surface antagoniste (plaque de frein/disque, rideau/glissière, outil de coupe/pièce, arbre/coussinet).
- *un frottement de roulement et pivotement*, où le frotteur roule sur la surface en contact (bille de roulement/bague, roue d'automobile/route, roue de train/rail),

Pour diminuer l'usure des pièces en frottement, la lubrification des surfaces est une solution efficace, mais plusieurs situations exigent un frottement sec et nécessitent des matériaux ayant un comportement approprié à ces conditions de frottement (charge, vitesse,

température) et susceptibles d'apporter une fiabilité suffisante.

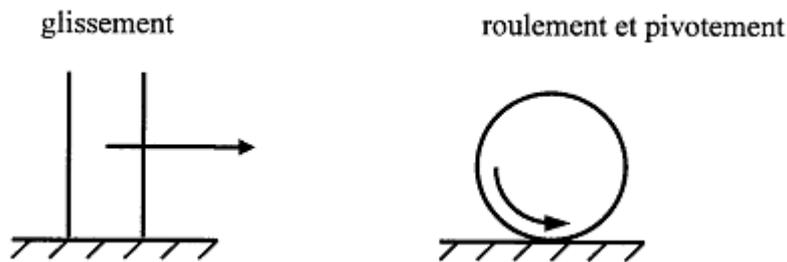


Figure I-2 : Différents systèmes en frottement. [6]

### I.3.1. Lois de frottement

Depuis quelques millénaires qu'on s'intéresse aux problèmes de frottement entre deux surfaces solides et à l'énergie dissipée par le frottement [2] [8] [9]. Leonard de Vinci et Amontons ont été les premiers à étudier le frottement. Leurs résultats ont été confirmés par Coulomb. Ces résultats sont formalisés selon les lois classiques de frottement:

- 1- le coefficient de frottement statique est le rapport entre la force tangentielle nécessaire pour provoquer le mouvement du frotteur et la force normale appliquée,
- 2- le coefficient de frottement dynamique est le rapport entre la force tangentielle nécessaire pour maintenir le mouvement du frotteur et la force normale appliquée,
- 3- la force de frottement est proportionnelle à la charge normale appliquée. Le coefficient de frottement est constant pour un couple de matériaux en frottement,
- 4- le coefficient de frottement est indépendant de la surface de contact apparente,
- 5- la force de frottement est indépendante de la vitesse de frottement,
- 6- le coefficient de frottement statique est supérieur au coefficient de frottement dynamique.

### I.3.2. Mécanismes de frottement

Le frottement entre deux corps solides en mouvement relatif de glissement est produit principalement par le cisaillement des aspérités, le labourage et la déformation des aspérités, la force de frottement s'écrit donc sous la forme

$$F = F_{cis} + F_{lab} + F_{pot} \quad (1.1)$$

où  $F_{cis}$  est la force de cisaillement des aspérités après formation de jonctions ponctuelles,  $F_{lab}$  la force de déformation des surfaces,  $F_{pot}$  la force potentielle.

Des méthodes expérimentales permettent de séparer ces deux forces. L'utilisation de deux surfaces lisses permet d'éliminer la force de déformation, l'utilisation d'un lubrifiant permet d'éliminer la force d'adhésion.

Sous l'action de la charge normale, les surfaces métalliques adhérentes, le mouvement relatif provoque le cisaillement de l'interface. La force d'adhésion dépend donc de la contrainte de cisaillement et s'écrit sous la forme

$$F_{cis} = A \cdot \tau \quad (1.2)$$

où  $A$  est la surface réelle de contact.

Le contact peut produire une déformation plastique des aspérités, qui dépend des caractéristiques mécaniques et géométriques des corps en contact. Ce mécanisme est appelé labourage, il peut se produire lorsque les duretés des deux corps sont différentes. La force du labourage est donnée, par Moore [2] en fonction de la forme géométrique du frotteur

$$F_{lab} = \frac{2\delta}{\pi R}, \quad \text{pour cylindre/plan} \quad (1.3)$$

$$F_{lab} = \frac{2R^2(2\theta - \sin 2\theta)}{\pi d^2}, \quad \text{pour bille/plan} \quad (1.4)$$

où  $\delta$  est l'enfoncement du frotteur dans la surface frottée,  $R$  le rayon du frotteur,  $d$  le diamètre de l'aire de la surface de contact et  $\theta$  l'angle au centre du frotteur entre la normale à la surface de contact et la droite passant par le centre du frotteur et la frontière de cette surface.

La formation du troisième corps à l'interface influence le frottement [10]. Les particules d'usure résistent au mouvement et le coefficient de frottement total s'écrit sous la forme

$$\mu = \mu_{cis} + \mu_{lab} + \mu_{par} \quad (1.5)$$

où,  $\mu_{cis}$  est le coefficient produit par le cisaillement des jonctions,  $\mu_{lab}$  celui produit par la déformation des aspérités et  $\mu_{par}$  celui produit par la présence du troisième corps.

#### I.4. Usure (Mécanismes de dégradation des surfaces)

L'usure est un processus complexe, qui correspond à l'endommagement des surfaces en contact. Elle peut être une détérioration physique ou une attaque chimique selon l'environnement. Elle dépend à la fois des propriétés des matériaux,

L'usure est un ensemble complexe de phénomènes, amenant une émission de débris avec perte de masse, de côtes, de forme, et s'accompagnant de transformations physiques et chimiques des surfaces. Elle ne varie généralement pas de manière progressive en fonction de paramètres comme la vitesse, la température ou le temps. Si certaines formes d'usure sont relativement régulières, d'autres au contraire connaissent des sauts très brutaux, dans des rapports pouvant aller parfois de 1 à 100 000 ou plus, lorsque certaines valeurs critiques sont franchies.

L'usure est généralement combattue à cause de ses effets négatifs, mais elle présente aussi des aspects favorables. L'affûtage d'un outil, la finition d'une surface par rectification, l'écriture de la craie sur le tableau ou du crayon sur le papier sont des exemples d'usures abrasives utiles.

Il arrive que l'on provoque sciemment certaines formes d'usure pour lutter contre d'autres formes qui seraient beaucoup plus dévastatrices. Quand il est bien conduit, le rodage d'un mécanisme, c'est-à-dire la phase de fonctionnement où les pièces « apprennent à vivre ensemble », provoque des usures qui se révéleront « protectrices » lors des phases suivantes.

La plupart du temps, l'usure globale d'un mécanisme est due à plusieurs processus qui agissent simultanément, plus rarement à un processus bien défini et identifiable. L'effet de ces actions simultanées est souvent plus important que la somme des effets que l'on produirait en faisant agir séparément les divers processus, on parle parfois de « suradditivité ».

Dans les premiers instants du frottement, ce sont les écrans superficiels qui subissent l'ensemble des mécanismes inhérents au frottement (effets thermiques, mécaniques ou chimiques). Ensuite, ces mécanismes se relaient ou s'interpénètrent en fonction des multiples conditions présentes. En général, une pièce subit tout au long de sa vie trois étapes d'usure :

- Rodage : usure rapide avec une vitesse d'usure régulièrement décroissante
- Marche normale : durée de vie (usure faible et constante).
- Vieillesse et mort : vitesse d'usure croissante.

## **I.5. Modes d'usure: [11]**

**I.5.1. L'usure par abrasion** : elle se caractérise par la présence dans le contact d'un état de surface rugueux ou par pénétration dans le matériau le plus tendre de particules dures provenant des débris d'usure du contact ou lié à la pollution du milieu. Ce mécanisme de dégradation qui fait intervenir dans les premiers instants uniquement les corps antagonistes,

devient rapidement une usure à trois corps. Cette forme d'usure se manifeste par des polissages, des griffures, des micro-labourages, des arrachements de particules. Le micro-labourage (ou micro-usinage) se manifeste par des rayures à la surface du matériau le plus tendre sans arrachement de matière mais provoquant sur les bords du sillon une déformation plastique. Le plus souvent pour lutter contre l'usure abrasive, on cherche à durcir les matériaux (au moins leur surface).

**I.5.2. L'usure par transfert ou adhésion :** elle se caractérise par un transfert de débris d'un des deux antagonistes vers l'autre soit par un mécanisme d'origine purement mécanique, soit suite à une réaction physico-chimique. Pour le transfert mécanique, plusieurs hypothèses ont été développées. Les micro-aspérités présentes dans le contact peuvent conduire à la diminution des zones en contact et générer aux jonctions des énergies très élevées qui peuvent favoriser les réactions physicochimiques

Lors du frottement, il existe entre les matériaux antagonistes une multitude de micro-contacts qui supportent l'ensemble de la charge normale. En effet, dans ces régions, une constriction des lignes de forces engendre des concentrations de contraintes et l'augmentation de la température. L'évolution de ces aspérités dépend des conditions de sollicitations et de l'environnement.

Un équilibre est atteint dès que l'adhérence des films de transfert est supérieure à la force de frottement. Sinon, les contraintes de cisaillement générées provoquent la rupture à l'interface surface/film transféré et forme des débris.

Ces derniers peuvent être progressivement évacués du contact en laissant une surface très réactive siège d'un nouveau processus de dégradation. Si les débris restent piégés dans le contact, les aires réelles de contact s'accroissent et assurent un rôle de portance (effet de séparation des antagonistes, les débris supportent les pressions, l'usure et le coefficient de frottement sont moindres).

**I.5.3. L'usure par fatigue :** elle est liée à l'action d'un mouvement cyclique et à la capacité des matériaux à absorber les énergies de déformation et les contraintes thermiques générées par frottement. L'usure par fatigue se manifeste par des fissures, des écailles et des changements de structure métallurgique. Les comportements face à ce mécanisme d'usure dépendent de la nature du matériau. Dans le cas de matériaux ductiles (matériaux métalliques ou polymères), la rupture par fissuration (ou mécanisme de délaminage) a lieu en sous-couche, parallèle à la surface de frottement, dans les zones où les contraintes de cisaillement sont maximales. La théorie de Hertz indique la répartition des contraintes de cisaillement en sous-couche.

L'analyse des transferts thermiques sur la microstructure (déplacement des lacunes, des dislocations, des plans de glissement, l'effet des joints de grains...) explique la formation de fissure associée à un écrouissage ou à un adoucissement de la surface. Ce phénomène peut se décomposer en plusieurs phases.

Dans un premier temps, il y a augmentation de la densité de dislocations en surface provoquant un écrouissage superficiel.

Dans un deuxième temps, l'énergie de frottement transmise à la surface de ce matériau a pour effet de redistribuer cette densité de dislocations en un réseau plus stable par glissement ou montée de dislocations. Il existe alors un déséquilibre entre les contraintes internes. En surface, suite à une densité plus élevée de dislocations, des contraintes de compression sont générées alors qu'en sous-couches, la densité de dislocations étant moindre, des cavités se forment, favorisant la fissuration.

**I.5.4. L'usure par réactions tribochimiques** : c'est un système à trois composantes, où interviennent la réactivité chimique entre les surfaces, la réactivité chimique avec le milieu environnant et la réactivité physico-chimique avec les débris. Ce type de dégradation résulte d'une seule ou de plusieurs réactions chimiques sous l'effet d'agent corrosif (environnement, lubrifiant) et des contraintes mécaniques pendant le frottement. Suivant l'état structural superficiel, il se crée des oxydes réactionnels dépendant de l'environnement.

Suite au frottement entre les surfaces, la rupture des aspérités qui s'oxydent, forme des débris en général très stables et très durs. Ces derniers jouent alors un rôle abrasif et viennent dégrader les surfaces antagonistes et donc entretenir l'usure. Par contre, il est possible de rencontrer une configuration moins agressive par la formation de films d'oxydes adhérents à la surface d'un des antagonistes et suffisamment résistants au cisaillement pour jouer un rôle protecteur.

## **I.6. Comportement tribologique des matériaux**

Le comportement au frottement d'un couple de matériaux solides dépend de plusieurs paramètres liés aux caractéristiques mécaniques du matériau :

### **a) Dureté du matériau**

Dans le cas des métaux, la dureté joue un rôle important sur le comportement tribologique du couple en frottement. La corrélation observée entre la résistance à l'usure de différents matériaux

Dureté [12]. Pour les matériaux céramiques, cette corrélation entre la tenue à l'usure et la dureté a été observée moins souvent [13].

### **b) Ténacité du matériau**

Johnson [13] montre que la tenue à l'usure des céramiques est proportionnelle à leur ténacité. Fischer [14] a effectué des tests de frottement de différentes céramiques. Les observations microscopiques des surfaces confirment l'importance de la rupture superficielle dans les mécanismes d'usure. Ces observations ont été confirmées par Chen et col. [15] lorsqu'ils ont effectué des tests de frottement sur un tribomètre pion sur disque à grande vitesse de plusieurs types de pion en alumine sur un disque en acier ainsi que des tests d'abrasion. Ils ont constaté une corrélation entre le taux d'usure et la ténacité de l'alumine.

Par ailleurs, Ishigaki [10] a utilisé des tests de rayure d'une pointe en diamant sur différents disques en céramiques. Il a constaté que le coefficient de frottement diminue lorsque la ténacité du disque augmente.

### **c) Conductibilité thermique**

Pour une vitesse de glissement suffisamment grande, le coefficient de frottement et le taux d'usure sont souvent influencés par les effets thermiques qui dépendent de la conductibilité thermique du couple de matériaux. Celle-ci conduit à une élévation de température au contact et entraîne une dégradation des surfaces en contact [16].

Chen et col. [15][17] [18] ont effectué des tests de frottement sur une machine pion sur disque à contact vertical (5 à 50 m/s) de différentes alumines pour le pion sur un disque en acier.

Ils ont observé une transition du comportement tribologique de certains alumines lorsque la vitesse est voisine de 30 m/s où le coefficient de frottement et le taux d'usure augmentent considérablement. Ceci est dû à des manifestations thermiques avec la fusion superficielle de la phase vitreuse des alumines caractérisées par une conductibilité thermique faible.

### **d) Module d'élasticité**

Pour le moment, très peu de publications sont disponibles concernant l'influence du module d'élasticité sur le comportement tribologique du couple en contact. Kragelskii et Mikhin, cités par Ibrahim [19], ont étudié le frottement de deux cames. Ils ont observé que pour les cames ayant des modules d'élasticité élevés, le coefficient de frottement peut prendre une valeur minimale. Ceci est le résultat d'une transformation de la déformation élastique de la surface réelle de contact en déformation plastique.

## **I.7. Définition de la Surface**

Par définition, la surface d'un corps est le lieu des points séparant ce corps du milieu environnant. Elle correspond donc à une discontinuité dans l'aménagement périodique des atomes de celui-ci. En surface, le nombre de plus proches voisins est différent de ce qu'il est

en volume. On parle aussi d'interface solide-gaz, solide-liquide, solide-solide

La notion d'état de surface comprend

- l'état physico-chimique (nature, structure, texture des couches superficielles)
- l'état géométrique (ensemble des écarts géométriques de la surface réelle par rapport à la surface géométrique idéale).

Les surfaces présentent des défauts géométriques de différents ordres :

- ordres macroscopiques liés à des écarts de grande amplitude dus généralement aux défauts géométriques de la machine génératrice (écart de forme du 1er et 2ième ordre),
- ordres microscopiques liés à des écarts de faibles amplitudes dus à l'outil de coupe, aux grains abrasifs, aux particules de sablage ou grenailage, aux vibrations ou encore aux piqûres de corrosion (rugosité, écarts de forme de 3ième et 4ième ordre).

En réalité, le terme surface représente une couche d'épaisseur comprise entre  $10^{-2}$  et  $10^{-6}$  mm. La composition chimique et les propriétés mécaniques de cette zone peuvent être très différentes de celles du cœur du matériau. La surface peut être recouverte de films contaminant (gaz adsorbés, produits organiques), d'oxydes et dans le cas de métaux, peut être écrouie. La présence de ces écrans va modifier le comportement tribologiques des corps en contact (Figure I-3).

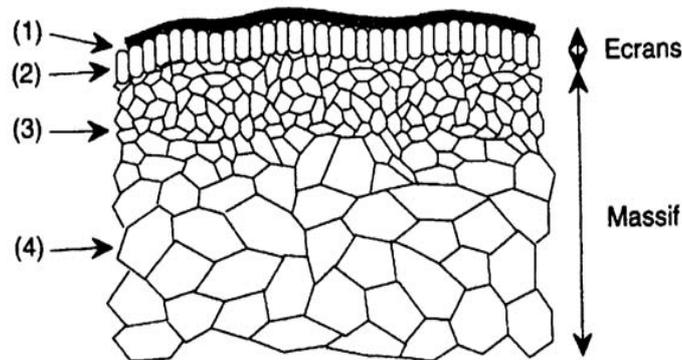


Figure I-3 : Vue théorique en coupe d'une surface. [1]

La surface est donc l'endroit le plus perturbé d'une pièce. La zone (1) est un film de contamination (0,3 à 3 nm) constitués de couches absorbées. La zone (2) est un film d'oxydes (1 à 10  $\mu\text{m}$ ). La zone (3) est une zone mécaniquement perturbée (1 à 50  $\mu\text{m}$ ) de structure écrouie ou structure de couche de diffusion. La zone (4) partant de 100  $\mu\text{m}$  est le matériau

massif. Lorsque l'usure est limitée à l'enlèvement des films de surface, elle est appelée « usure douce ». Ces écrans détruits peuvent être reconstitués par réaction avec l'environnement. Lorsque l'usure s'étend au massif, elle est appelée usure « destructrice » ou « sévère ».

Les surfaces de contact de deux corps frottant peuvent ne pas jouer des rôles symétriques. Par exemple, dans le cas du glissement d'un pion sur un disque : un point de la surface de contact du pion est constamment sollicité, alors qu'un point de la piste du disque ne l'est qu'au passage du pion. Les distances cinématiques sont alors différentes.

L'exposition au champ de contraintes développées dans le pion et le disque ne sera pas la même, et les effets de fatigue vont être différents. Les usures du pion et du disque différeront également ainsi que les coefficients de frottement. Par exemple, pour des conditions expérimentales identiques, un pion de cuivre frottant sur un disque d'alumine présente un coefficient de frottement type Coulomb de 0,2 qui s'élève jusqu'à 1,5 lorsque le pion est en alumine et le disque en cuivre [20].

Le contact peut être selon les géométries des corps :

- ponctuel (sphère/sphère, sphère /plan,...)
- linéaire (cylindre/plan)
- surfacique (rotule dans sphère)
- surfacique (rotule dans sphère)
- conforme (cylindre/cylindre) ou contraforme (cylindre dans cylindre creux).

Le contact statique entre deux solides ne s'effectue donc pas sur la surface apparente commune aux deux solides, mais sur un ensemble de zones discrètes (aussi appelées aspérités) dont la somme des aires donne la surface réelle de contact. Dans le cas d'un frottement de glissement, les zones de contact sont sans cesse renouvelées. Le rapport aire réelle sur aire apparente peut varier de façon significative : il est alors plus facile de raisonner en terme de force appliquée plutôt que de pression.

La surface réelle de contact est sensible à la charge appliquée. De nombreuses études se sont intéressées à la variation de l'aire réelle de contact en fonction du mode de déformation des aspérités : élastiques pour le modèle d'Archard (années 50), élasto-plastiques pour le modèle de Greenwood-Williamson (années 60). Plus récemment, Robbe-Valloire & al. [21] ont publié un modèle intégrant les déformations élastiques, élasto-plastiques mais aussi totalement plastiques des aspérités.

### **I.8. Le Concept de troisième corps**

Rappelons que le mouvement peut détruire les surfaces et que les débris commencent

leur vie dans le contact. Si les débris sont piégés dans le contact, le contact à deux corps devient un contact à trois corps. Pour rester fidèle à la maison fondatrice du troisième corps, nous donnerons les définitions des premiers corps, troisième corps et des débits de troisième corps issus des travaux de Descartes et Berthier [22].

**a) Premiers corps :**

Ce sont les matériaux qui bordent le contact. Ils interviennent par leur géométrie, leurs propriétés thermo élastiques, qui, pour les sollicitations transmises par la charge et le déplacement, conduisent à leurs déformations qui forment les zones élémentaires de contact. Cette intervention des matériaux est indirecte car elle s'effectue via la géométrie des 1<sup>ers</sup> corps. En revanche, leur action est directe sur les zones élémentaires de contact, où cette fois les matériaux répondent aux sollicitations tribologiques locales. Ces sollicitations sont qualifiées de tribologiques car c'est le seul cas de figure où existe ce type de chargement (force normale et déplacement imposés). Sur une profondeur allant de quelques nanomètres à une cinquantaine de micromètres, les 1<sup>ers</sup> corps réagissent à ces sollicitations par deux comportements :

- Changement de phases, de structures qui conduisent par fragmentation au détachement de particules d'une taille élémentaire comprise entre le nanomètre et quelques micromètres Pour attirer l'attention sur le fait que ces changements de phases sont plus induits par la pression et les déformations que par la température, ils sont appelés Transformations Tribologiques Superficielles (TTS).
- La fissuration.

L'adhésion, l'abrasion, l'écaillage,... sont aussi des réponses, mais elles ne figurent pas en premier lieu, car une bonne conception permet en général de s'en affranchir alors que la fissuration et surtout les TTS constituent le problème majeur.

Un revêtement ou traitement de surface fait partie intégrante des 1<sup>ers</sup> corps alors que les couches d'oxydes, de pollution présentent initialement sur les 1<sup>ers</sup> corps font partie du 3<sup>ème</sup> corps.

**b) Troisième corps :**

Il s'agit du volume de matière présent entre les 1<sup>ers</sup> corps. C'est un «opérateur » qui sépare les 1<sup>ers</sup> corps, transmet la charge (portance) entre les 1<sup>ers</sup> corps tout en accommodant la majeure partie de leur différence de vitesse. Le 3<sup>ème</sup> corps est dit naturel lorsqu'il est issu de l'un ou des deux 1<sup>ers</sup> corps ou lorsqu'il se forme sur l'un ou les deux 1<sup>ers</sup> corps. Il est artificiel lorsqu'il est apporté dans le contact comme pour la lubrification solide ou fluide. Un 3<sup>ème</sup> corps naturel implique une période de formation par détachement de particules des 1<sup>ers</sup> corps.

**I.9. Conclusion**

Comme on l'a vu précédemment, il existe de nombreux types d'usure. Chacun de ces mécanismes se différencie par ses conditions d'apparition et par ses effets. Tous ont cependant en commun d'être difficiles à étudier de façon quantitative, car il faut pouvoir pour cela, distinguer ce qui est propre aux matériaux des corps en contact, de ce qui est propre aux aspects structures (exemples: leurs propriétés élastiques, plastiques, de fatigue, leur dureté, ... ).

Il en va de même pour la cinématique (géométrie des surfaces et nature du mouvement) qui engendre des champs thermomécaniques responsables de l'usure.

Tous ces effets sont de plus couplés : les propriétés des matériaux évoluent avec le chargement. Par exemple, l'érouissage modifie la ductilité et la limite élastique. Par ailleurs, les géométries de contact, donc les conditions aux limites, évoluent pendant le processus d'usure ce qui constitue une difficulté supplémentaire pour le calcul prédictif de l'usure. Le frottement est lui-même très mal connu localement et microscopiquement car il évolue également pendant le processus d'usure, notamment à cause de la géométrie du contact, mais également en raison des débris formés.

Au vue de toutes ces difficultés, on conçoit que les approches quantitatives sont pour l'instant très globales ou macroscopiques à l'image du modèle d'Archard et de ses dérivés. Faute d'outil de prévision, on a souvent recours à des expérimentations qui tentent de reproduire la réalité.

## **REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES DU CHAPITRE I**

- [1] **O. BARRAU**, Etude du frottement et de l'usure d'acier à outils de travail à chaud, Thèse de Doctorat de l'Institut National Polytechnique de Toulouse France, 2004
- [2] **D. F. MOORE**, Principles and applications of tribology, edit. PERGAMON PRESS 1975.
- [3] **G. ZAMBELLI, L. VINCENT**, Matériaux et Contacts – une approche tribologique (1998), Presses polytechniques et Universitaires Romandes.
- [4] **J. DENAPE**, Science Friction – introduction à la tribologie, DEA sciences des matériaux (2001).
- [5] **D. A. HILLS, D. NOWELL et A. SACKFIELD**, Mechanics of Elastic Contacts, Butterworth et Heinemann.
- [6] **A. LIMOUNI**, Etude dynamique, théorique et expérimentale des essais de frottement pion-disque, Thèse de Doctorat de l'Université de Technologie de Compiègne, 1998
- [7] **R. A. IBRAHIM**, Friction - Induced vibration, chatter, squeal, and chaos: Part II - Dynamic and Modeling, ASME, 1992, DE - Vol. 49, p : 123-138.
- [8] **I. M. HUTCHINGS**, Tribology. Friction and wear of engineering materials, edit. EDWARD ARNOLD 1992.
- [9] **HORST CZICHOS**, Tribology series, 1. Tribology, edit. ELSEVIER 1978.
- [10] **H. ISHIGAKI, I. KAWAGUCHI, M. IWAZA et Y. TOIBANA**, Friction and wear of hot pressed silicon nitride and other ceramics, Inter. Conf. On wear of materials, ASME, Vancouver, Canada 1985.
- [11] **O. BARRAU**, Etude tribologique de revêtement en régulation de turbines, Rapport de stage Turboméca-ENIT (1999).
- [12] **F. BORIK et W.G. SCHOLZ**, Gouging abrasion test for materials used in ores and rock crushing : Part II- effect of metallurgical variables on gouging wear, ASTM, Journ. of materials, n°3, 6, 1971.
- [13] **D. E. JOHNSON et C.C. WU**, Toughness and hardness dependence of wear in silicon carbides, Intersociety symposium on machining of advanced ceramic

- materials and composites, R.E. BARK edition Westerville, 1989.
- [14] **T.E. FISCHER, M.P. ANDERSON et JAHANMIR**, Influence of fracture toughness on the wear resistance of yttria-doped zirconium oxide, *Journ. of Amer. Ceram. Society*, n° 2, 72, 1989.
- [15] **Y.M. CHEN, B. RIGAUT et F. ARMANET**, Friction and wear of alumina ceramics at high sliding speed, *Journ. of the society of tribologists and lubrication Engineers*, vol. 47, n° 7, 1991, pp531-537.
- [16] **W.A. GLAESER**, *Wear and friction of nonmetallic materials, Evaluation of Wear testing*. ASTM, 1969.
- [17] **Y.M. CHEN, J.C.PAVY, B. RIGAUT et F. ARMANET**, Influence de la phase vitreuse de l'alumine sur son comportement au frottement à grande vitesse et faible charge sur acier : essai sur machine pion/disque, *Mémoires et études Scientifiques Revue de Métallurgie*, Février 1992, pp93-101
- [18] **Y.M. CHEN, J.C.Pavy, B. RIGAUT et F. ARMANET**, Wear particles forming by phase transformation in PSZ ceramics during high speed sliding, Paper III (vi) , *Wear Particuls - D. Dowson et al. (Editors)*, 1992 Elsevier Science Publishers
- [19] **R.A. IBRAHIM**, Friction-Induced vibration, chatter, squeal, and chaos: Part I- Friction of materials, ASME, 1992, DE-Vol. 49, p : 123-138.
- [20] **J. DENAPE, N. LARAQI**, Aspect thermique du frottement : mise en évidence expérimentale et éléments de modélisation (2000), *Méc. Ind.*, Vol. 1, pp. 563-579.
- [21] **F. ROBBE-VALOIRE, B. BAFFONI, R. PROGRI**, Load transmission by elastic, elasto-plastic or fully plastic deformation of rough interface asperities (2001), *Mechanics of Materials*, Vol. 33, pp. 617-633.
- [22] **S. DESCARTES, Y. BERTHIER**, Frottement et usure étudiés à partir de la rhéologie et des débits de 3ème corps issu d'un revêtement de MoSx (2001), *Matériaux et Techniques*, Vol. 1-2, pp. 3-12.

**Chapitre II**

**GÉNÉRALITÉS**

**SUR LES**

**P.T.H.**

## CHAPITRE II

### GÉNÉRALITÉS SUR LES P.T.H.

#### II.1. Introduction

L'arthroplastie totale de la hanche reste une des opérations les plus courantes et elle apporte un incontestable soulagement pour le patient qui souffre d'une arthrose de hanche. Si, pour le spécialiste, l'indication et la réalisation d'un tel geste sont courants, pour le médecin de premier recours, il est parfois difficile de déterminer quand adresser le patient au centre compétent, si le traitement conservateur a une place et jusqu'à quel stade de révolution. Les progrès des technologies en termes tribologiques et de design des prothèses sont en constante évolution, et le conseil à donner au patient de plus en plus pointu, d'autant que ce dernier a accès à une foule d'informations de qualité non prouvée par le truchement des facilités de connections internet. [1].

#### II.2. Définitions de base

##### II.2.1. La Biomécanique

La biomécanique est une discipline de la bio-ingénierie, ayant pour but l'application des principes de l'ingénierie et des procédures de conception à la médecine.

La biomécanique considère le squelette et les muscles du corps humain comme une structure mécanique capable de subir certains déplacements. Elle comporte l'analyse de la démarche humaine et l'étude des contraintes subies par les tissus et les os au cours des accidents. L'ingénierie biomécanique s'intéresse également à la circulation sanguine, aux mécanismes de la respiration, et aux échanges d'énergie dans l'organisme.

Le domaine d'application s'étend du développement des ceintures de sécurité des automobiles à la conception et à la fabrication des machines cœur-poumon. Un des premiers développements a été le poumon d'acier (un dispositif permettant la respiration artificielle). L'ingénierie biomécanique a permis aussi de jeter les bases des études sur les implants et les membres artificiels. Les prothèses de bras, par exemple, actionnées par un petit moteur électrique et commandées par les signaux bioélectriques musculaires ont donné aux enfants nés sans bras une apparence proche de la normale et une mobilité suffisante pour assurer leur insertion sociale et professionnelle.

##### II.2.2. Les Prothèses Orthopédiques

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

### **II.3. Historique de la prothèse**

Les membres artificiels ont été utilisés dès l'Antiquité. En 1885, un spécimen a été découvert dans une tombe de Capoue, en Italie, avec d'autres restes datant de 300 av. J.-C. La célèbre main artificielle construite en 1509 pour le chevalier allemand Götz von Berlichingen, surnommé Götz à la Main de fer, pesait environ 1,4 kg et possédait des doigts articulés dont la disposition permettait de tenir un sabre ou une lance. Cette main, toujours fonctionnelle, se trouve au musée de Nuremberg. Au début du XIXe siècle, un prothésiste allemand fabriqua une main artificielle munie de doigts qui se pliaient et se tendaient seuls et pouvaient même se fermer pour tenir des objets légers comme un crayon, un mouchoir ou un chapeau. En 1851, un prothésiste français inventa un bras artificiel équipé d'une main en bois, attaché à un manchon en cuir qui enserrait le moignon. Les doigts étaient à demi fermés, le pouce pivotait sur un clou et pouvait s'appuyer fermement contre les autres doigts grâce à une bande de caoutchouc épaisse et invisible ; un mécanisme fixé à l'épaule opposée permettait d'actionner le pouce. Le même inventeur mit au point une jambe de bois qui tentait de reproduire une allure naturelle et permettait d'allonger le pas.

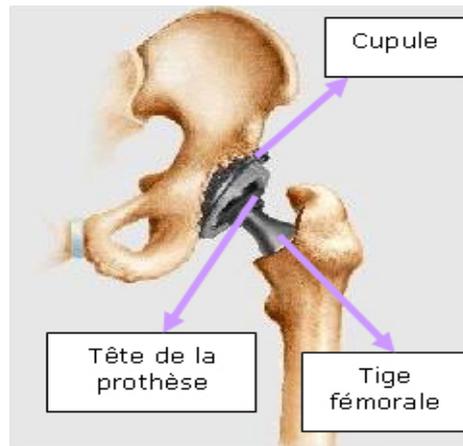
#### **II.3.1. Evolution de la prothèse**

La fabrication des prothèses est véritablement devenue une science à la suite des mutilations occasionnées par les différentes guerres qui ont marqué le XXe siècle. Les jambes artificielles articulées au genou et à la cheville ainsi que des prothèses de hanche ont été capable de redonner une mobilité et une démarche pratiquement normale aux soldats mutilés.

Au fil des années, l'avancée technologique et l'utilisation d'alliage de métaux ont permit de fabriquer des membres artificiels à la fois légers et résistants. Les polymères synthétiques par exemple, qui sont maintenant utilisés, donnent une apparence naturelle au matériau qui recouvre certaines prothèses.

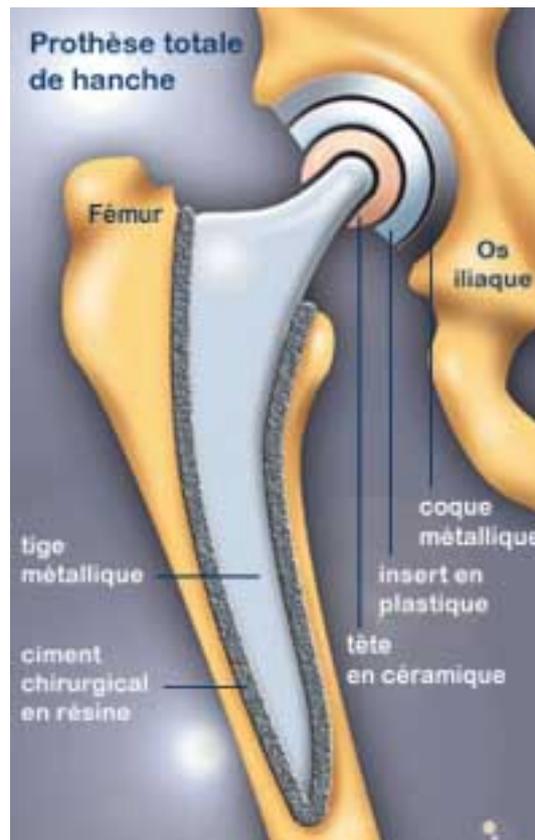
#### **II.3.2. La Prothèse totale de hanche**

D'une manière générale, une PTH est composée de deux parties principales : Une tige fémorale coiffée d'une boule qui s'articule dans la cupule acétabulaire qui est hémisphérique (Figure II-1).



**Figure II-1 :** Prothèse Totale de Hanche

Il existe de nombreux modèles de PTH, ceux-ci diffèrent selon leur mode de fixation, la nature des surfaces de frottement, la taille de la tête fémorale prothétique. Ainsi qu'à leurs mode de fixation (cimenté ou non cimenté). Le ciment servant à fixer la tige de la prothèse dans le fémur (Figure II-2).



**Figure II-2 :** Prothèse totale de hanche cimentée

Le type de prothèse le plus fréquent est la prothèse cimentée dans sa cavité. Plus récemment, quelques chirurgiens ont commencé à utiliser des implants non cimentés pour positionner la cupule (le ciment dont il est question ici n'a évidemment rien à voir avec celui employé pour construire les maisons, il s'agit d'une colle particulièrement efficace qui permet de maintenir les éléments constituant la prothèse). [2]

Lorsque la douleur, la boiterie, constituent un handicap qui devient rebelle et invalidant, la mise en place d'une prothèse de hanche permet de corriger pratiquement tous ces symptômes et, le plus souvent, de donner un résultat spectaculaire.

### **II.3.3. Historique de la prothèse totale de hanche**

Après le développement des alliages des matériaux, tels que vitallium (alliage de cobalt), la fabrication d'implants de durabilité suffisante devint possible. L'arthroplastie avec une cupule en vitallium moulé, interposée entre les deux surfaces articulaires avivées devint le standard de la reconstruction de la hanche jusqu'à l'avènement de l'ère moderne de l'arthroplastie totale de la hanche. A la fin des années quarante, quelques chirurgiens commencèrent à développer des endoprothèses (implants comportant une tige ancrée dans une cavité médullaire) destinées à remplacer une des deux surfaces de l'articulation (hémiarthroplasties) : la partie fémorale.

En 1946, les frères Judet et al proposèrent de remplacer la tête fémorale par une tête en polyméthacrylate de méthyle surmontant une tige axiale implantée dans le col du fémur sans moyen de fixation. Ce fut un échec en raison de l'usure et de la fragmentation de la résine, de la résorption osseuse au niveau de l'acetabulum et du fémur ainsi que de l'absence de fixation.

Les endoprothèses métalliques, constituées d'une tête métallique ancrée dans le canal médullaire au moyen d'une tige fémorale, devinrent bientôt les implants de choix. Les prothèses de Moore et Thompson furent largement utilisées. Des tiges fémorales plus longues permirent une transmission des efforts le long de l'axe du fémur alors que des tiges courtes implantées dans le col du fémur généraient des contraintes de cisaillement élevées. Tous ces implants étaient fixés par press-fit et produisaient une résorption du fémur à des degrés variés. De plus, aucun de ces implants pour hémiarthroplasties ne répondait à l'attente des patients ayant des hanches arthritiques d'être soulagés de leur douleur de façon durable parce que la surface articulaire qui n'avait pas été remplacée, celle de l'acetabulum, demeurait la source d'une douleur persistante. L'érosion du cartilage acétabulaire attira l'attention sur la nécessité de resurfer l'acetabulum.

Pour résoudre ce problème, des couples articulaires prothétiques métal-métal furent développés par Urist, Ring, McKee-Farrar et d'autres. Ces implants se révélèrent toutefois

incompatibles avec une fonction articulaire normale et leur taux élevé d'échec, en raison d'un fort coefficient de frottement et d'une usure du métal excessive à l'origine d'une fréquence élevée de douleurs et de descellements, conduisit rapidement à leur abandon.

En 1951, un scientifique nommé Haboush introduisit le premier du polyméthacrylate de méthyle en chirurgie orthopédique. En 1957, les scientifiques Wiltse et al. utilisèrent le polyméthacrylate de méthyle autopolymérisant comme matériau de fixation en chirurgie orthopédique.

#### **II.4. La Population concernée par les prothèses**

La mise en place d'une prothèse totale de la hanche est classiquement envisagée à partir de l'âge de 60 ans, la durée de vie de cet implant dépasse aujourd'hui souvent les 25 ans. En dessous de l'âge de 60 ans, il faut prendre en compte l'importance du handicap. Chez les jeunes sujets, l'arthrose est souvent secondaire à un traumatisme, à une ostéochondrite, à une anomalie congénitale. L'amélioration des techniques de reprise chirurgicale fait moins hésiter à proposer la mise en place d'une prothèse de hanche chez les sujets plus jeunes, en effet si la durée de vie escomptée de la prothèse est de l'ordre de 25 ans, les possibilités de changement de prothèse lorsque celle-ci est usée ont modifié le problème, de la sorte, il n'est plus d'usage de faire attendre un sujet jeune, très handicapé, jusqu'à l'âge de 60 ans pour envisager cette intervention.

Le placement d'une prothèse se fait dans le cadre d'une intervention chirurgicale appelée arthroplastie.

#### **II.5. L'arthroplastie**

Une arthroplastie est donc une opération destinée à restituer le mouvement à une articulation et leur fonction aux muscles, ligaments et autres structures constituées de tissus mous qui contrôlent cette articulation en créant un nouvel espace articulaire. [3] Elle a pour objectifs de soulager le patient d'une douleur invalidante, de lui redonner un mouvement stable, et parfois, de corriger une malformation. A cette intervention majeure sont associées un certain nombre d'indications et de contre indications.

##### **II.5.1. Indications et contre-indications de l'arthroplastie**

###### **II.5.1.1. Indications d'une arthroplastie totale de la hanche**

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

Après que le succès remarquable de l'opération a été rapporté pour des patients souffrant d'arthrite rhumatoïde, d'arthrose (ostéoarthrite, arthrite hypertrophique), de nécrose avasculaire de la tête fémorale, de fracture du col du fémur, après l'acquisition d'une expérience plus grande de la procédure chirurgicale introduisant des modifications de celle-ci, les indications se sont étendues à d'autres affections.

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

#### **II.5.1.2. Contre-Indications d'une arthroplastie totale de la hanche**

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

-Une infection active de l'articulation de la hanche ou un foyer infectieux actif (vessie, peau, infection dentaire, et infection des voies respiratoires ou de toute autre région).

-Une pathologie neurotrophique (Tabès) : les patients souffrant de cette pathologie ont généralement une destruction osseuse extensive et une tendance à la formation d'ossifications exubérantes.

-L'absence ou l'insuffisance des muscles abducteurs.

-Une pathologie neurologique progressive.

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

#### **II.5.2. Évolution de l'arthroplastie**

L'ère moderne à proprement dit de l'arthroplastie totale de la hanche commença dans les années soixante avec le travail de pionnier que Sir John Charnley réalisa dans tous les domaines de l'arthroplastie totale de la hanche, incluant son concept d'arthroplastie à faible moment de frottement, de modification chirurgicale de la biomécanique de la hanche, la lubrification, les matériaux, la conception des implants et l'environnement de la salle d'opération. Un progrès important fut réalisé lorsqu'il utilisa le polyméthylméthacrylate (PMMA), ciment acrylique polymérisant à froid, employé dès 1936 en art dentaire pour la fabrication de prothèses, pour fixer solidement les deux composants prothétiques dans l'os receveur.

Au fur et à mesure des nombreuses années, beaucoup d'études conduisirent à des modifications dans la conception des prothèses de hanche, ces études ont porté sur différents aspects tels que le choix et la qualité des matériaux utilisés pour la fabrication de la prothèse fémorale et la cupule, l'utilisation du ciment ainsi que les approches et techniques chirurgicales.

Le concept fondamental d'arthroplastie à faible moment de frottement est devenu un fait bien établi et l'articulation métal sur polyéthylène (Figure II-3) le standard de l'arthroplastie totale de la hanche. La stabilisation initiale de l'implant est la fonction clé du ciment. Les résultats de l'arthroplastie totale de la hanche de Charnley sont devenus le point de référence pour l'évaluation des performances d'autres arthroplasties.

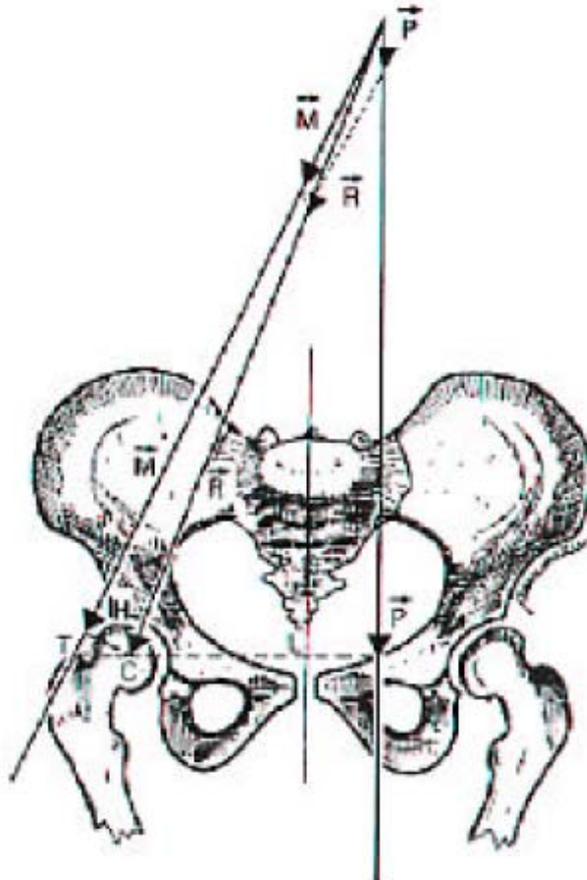


**Figure II-3 :** P.T.H avec cupule en polyéthylène, tête en céramique et tige en acier inoxydable

Dans les premiers temps de sa pratique, Charnley croyait à l'efficacité d'un ancrage du ciment dans l'os spongieux, appelé aussi os trabéculaire, et enlevait l'os sous-chondral, os compact et résistant situé sous le cartilage. Il préféra plus tard conserver cet os et percer plusieurs trous de diamètre 6 mm à l'intérieur de l'acetabulum, qu'il remplissait manuellement avec du ciment avant insertion de la cupule. [4]

Il cherchait également au début à centrer de rotation de la hanche, c'est-à-dire à le rapprocher légèrement du plan de symétrie du corps, par creusement de l'acetabulum, afin de raccourcir le bras de levier du poids du corps (Figure II-4), et à augmenter le bras de levier

des muscles abducteurs Mr (moyen fessier) en rattachant latéralement le grand trochanter T ostéotomisé. Il attribua plus tard le taux élevé de migration de la cupule, dans son étude à un recul de 12 à 15 ans, à ce creusement excessif de l'acetabulum.



**Figure II-4** : Plan de symétrie du corps.

Lorsque le corps est en appui monopodal, le bassin qui tend à basculer du côté déchargé est maintenu en équilibre par la contraction du moyen fessier M.

C : centre de rotation. P : poids du corps. R : résultante des forces appliquées.

Nombre de chirurgiens ont ainsi retiré l'os sous-chondral au cours d'arthroplasties de la hanche jusqu'au début des années 80, des descellements par verticalisation ou par migration vers le haut de la cupule ayant alors été constatés et l'importance de cette structure dans la reprise des efforts appliqués à la hanche et leur transmission à l'os cortical ayant été reconnue.

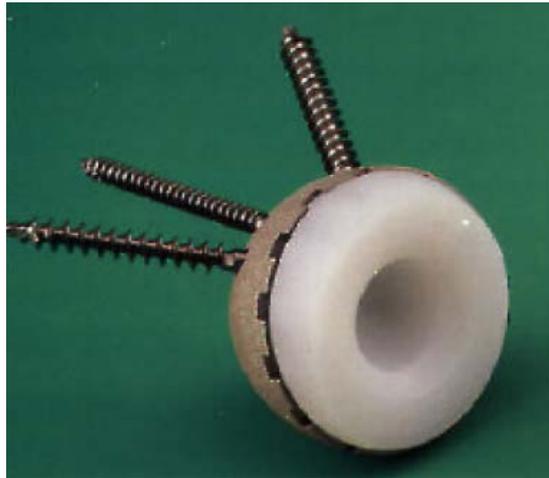
En 1970, Buchholz et Engelbrecht furent les premiers à utiliser le ciment comme support de principes actifs en mélangeant un antibiotique, la gentamicine, au ciment chirurgical. L'association du ciment pour os et de la gentamicine s'est révélée stable et offre toujours une activité antibiotique efficace contre les germes rencontrés en chirurgie orthopédique et sensibles à la gentamicine.

Parallèlement, de nombreux auteurs (essentiellement américains), encouragés par le refus de F.D.A. (Food and Drug Administration) d'autoriser l'utilisation du ciment jusqu'en 1970, travaillèrent sur les implants non cimentés.

La recherche s'est orientée depuis suivant deux axes principaux, l'un visant à supprimer l'utilisation de ciment dont les particules produites par son effritement ou sa fissuration provoquent des réactions tissulaires intenses, l'autre au contraire à améliorer l'ancrage des prothèses de hanche cimentées. Des tiges fémorales et des cupules avec un revêtement en hydroxyapatite ou micro-poreux par billes, fibres, microrugosités ou treillis qui peut servir de support à une couche d'hydroxyapatite, en press-fit, ont été développés pour substituer l'ancrage biologique, favorisé par la repousse et la réhabilitation osseuses, au ciment, comme mode de fixation.

Les systèmes modulaires étaient initialement destinés à assurer un grand choix de diamètres de têtes fémorales et de longueurs de col. Des innovations plus récentes permettent de faire varier indépendamment les dimensions de différentes parties de la tige. Une gamme importante de tailles d'implants peut ainsi être obtenue à partir d'un stock limité de composants.

Des cupules blindées (Figure II-5), constituées d'une cupule en polyéthylène ou en céramique insérée dans une coque métallique (metal-back) ont été conçues initialement pour pouvoir changer l'insert sans rompre l'interface ciment – os, et donc sans endommager le capital osseux du patient, lorsqu'il y a usure excessive du polyéthylène ou pour modifier le diamètre de la tête et le diamètre intérieur de la cupule en cas d'instabilité. La modélisation aux éléments finis et les résultats d'expériences réalisées sur des pièces anatomiques indiquaient que le metalback raidissait le polyéthylène, réduisait les pics de contraintes dans le ciment et l'os spongieux et diminuait ainsi le taux de descellement aseptique. Des descellements précoces ont été observés en raison vraisemblablement d'une trop grande différence entre les modules d'élasticité du métal-back et de l'os receveur.



**Figure II-5 :** cupule blindée à revêtement microporeux

Bien que des analyses de la survie à long-terme de ces implants n'aient pas démontré d'amélioration significative, la plupart des modèles d'implants acétabulaires actuels retiennent le métal-back comme moyen de fixation de la cupule à l'os sans ciment [5].

Le succès de l'arthroplastie totale de la hanche s'appuie essentiellement sur la création de surfaces portantes stables, avec un faible coefficient de frottement entre les deux composants solidement fixés dans l'os. L'amélioration de la conception des implants, des matériaux et des techniques continue, mais les concepts fondamentaux établis par Charnley demeurent valables. Certaines exigences pratiques doivent être prises en compte lors de la conception de nouveaux implants ou de nouvelles procédures chirurgicales. Elles sont exposées dans le paragraphe suivant.

#### **II.6. Les Exigences requises pour une articulation artificielle**

-La fonction d'une articulation artificielle doit s'approcher autant que possible de celle de l'articulation naturelle pendant toute la durée de vie postopératoire du patient, sans gêne et sans complications.

-Ni la prothèse ni les matériaux de fixation ne devraient induire de réactions tissulaires indésirables, telles que la nécrose ou la résorption osseuse. Ils devraient avoir des caractéristiques de frottement et d'usure acceptables et ne pas se corroder.

-La procédure chirurgicale devrait être relativement simple et rapide, standardisée et reproductible, avec un trauma chirurgical minimal.

-La géométrie de la prothèse, le choix des matériaux, et particulièrement les propriétés de résistance et de rigidité, devraient garantir les performances mécaniques adéquates de telle

manière que toute concentration de contraintes soit évitée et que l'implant, le ciment et l'os ainsi que leurs interfaces ne soient pas chargés au-delà de leurs limites de résistance ou de fatigue.

-L'implant devrait avoir un bon potentiel de « sauvetage » dans ce sens qu'en cas d'échec de la procédure, une autre solution reste possible.

-La mobilisation précoce, la stérilisation des composants et des coûts de production des implants raisonnables devraient être possibles.

Il est à noter que ces exigences concernent essentiellement la phase de service de la prothèse, alors que la plupart des problèmes qui peuvent conduire au descellement d'un implant acétabulaire prennent naissance pendant l'intervention, au moment de la construction de l'articulation prothétique.

## **II.7. Conclusion**

Si la prothèse totale de hanche est une solution idéale chez un patient retraité qui souffre intensément d'une coxarthrose, l'extension de l'indication à des patients jeunes pose des problèmes de choix d'implant. Il est impératif d'éviter de transformer ces patients en victimes de l'expérimentation technologique, et il faut au contraire s'assurer que les choix technologiques leur apportent la meilleure garantie d'un implant stable avec un taux d'usure le plus limite possible. Parfois le niveau des activités postopératoires envisagées est déraisonnable. L'indication opératoire doit rester un moyen de soulager la douleur et non de permettre la reprise d'activités extrêmes.

**REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES DU CHAPITRE II**

- [23] **PIERRE-YVES ZAMBELLI, BRIGITTE JOLLES**, L'arthroplastie de hanche au quotidien, Hôpital Orthopédique de la suisse Romande, Lausanne., 2006.
- [24] **AMEZIANE L., OUZZANI N., BERRADA M.S., EL YAACOUBI M., WAHBI S., EL BARDOUNI MAHFOUD M., HERMAS M., EL MANOUAR M.**, La prothèse totale de hanche dans les nécroses aseptiques de la tête fémorale.
- [25] **BYSTROM S. ESPEHAUG B, FURNES O, HAVELIN LI**; Norwegian Arthroplasty Register. Femoral head size is a risk factor for total hip luxation: a study of 42,987 primary hip Arthroplasty from the Norwegian arthroplasty register. Acta Orthop Scand 2003;74:514-24.
- [26] **DIDIER GEIGER ET TOUT LE LABORATOIRE DE BIOMECANIQUE ET BIOMATERIAUX OSTEO-ARTICULAIRES. BIOMECANIQUE ET BIOMATERIAUX**, Université Paris XII, Université Paris 7, C.N.R.S. France.
- [27] **PJ RUBIN, PF LEYVRAZ, LR RAKOTOMANANA.**, Intérêt de la modélisation numérique dans l'évaluation pré clinique d'une prothèse fémorale de la hanche. Le journal français de l'orthopédie., Service Universitaire d'Orthopédie et de Traumatologie de l'appareil locomoteur - Hôpital Orthopédique de la Suisse Romande.

**Chapitre III**

**LES COUPLES DE  
FROTTEMENT  
DES P.T.H**

## CHAPITRE III

### LES COUPLES DE FROTTEMENT DES P.T.H

#### III.1. Introduction

Le couple de frottement est un facteur important de la longévité d'une prothèse totale de hanche. Historiquement proposé par Charnley, le couple métal – polyéthylène est encore considéré comme la référence compte tenu du recul clinique de ce couple et de son taux de survie à 20 ans. Cependant de nombreux autres couples sont apparus qui semblent plus adaptés à des sujets plus jeunes et dont l'espérance de vie a augmenté, de même que les besoins fonctionnels. Outre la nature des biomatériaux en présence, le diamètre de la tête fémorale et le mode d'articulation tête – implant cotyloïdien sont également des éléments à prendre compte dans le choix d'une PTH. Le progrès en science des biomatériaux a multiplié les possibilités de couple avec leurs avantages inconvénients, leur logique ou paradoxale mécanique. [1].

#### III.2. Les différents biomatériaux utilisés pour le P.T.H.

##### III.2.1. Polyéthylène

Le polyéthylène fut introduit en Orthopédie par John Charnley en 1960 [2], qui le proposa comme deuxième composant du couple de frottement dans les prothèses totales de hanche. Le polyéthylène a donc fait son entrée en chirurgie orthopédique comme composant de la cupule cotyloïdienne cimentée opposée à la prothèse fémorale. Il succéda ainsi au Teflon, autre matériau doté d'un excellent coefficient de frottement, mais qui avait donné lieu à des usures précoces et massives.

En fait, le polyéthylène a été obtenu pour la première fois dans les années 40, fortuitement par polymérisation de monomères d'éthylène en Grande Bretagne (Imperial Chemical Industry). Les premières chaînes linéaires d'éthylène ont été obtenues à Dupont de Nemours dans les années 50 aux USA. Enfin, plusieurs compagnies aux USA ont réussi à produire du polyéthylène à haut poids moléculaire et à obtenir une polymérisation avec des catalyseurs à basse pression (Low Pressure Polyethylene) : Phillips Petroleum Company, Standard Oil Indiana. C'est ainsi que du polyéthylène à haut poids moléculaire a pu être produit, puis utilisé pour les implants prothétiques humains. Depuis maintenant plus de 30 ans, son emploi s'est généralisé aux différentes prothèses articulaires (genou, cheville), avec des résultats à moyen et long terme étonnants. Mais des inconvénients existent, avec la survenue d'une usure inéluctable du polymère au bout de quelques années. Cette usure est très variable et dépend de nombreux facteurs encore mal contrôlés. Elle peut dans certains cas

engendrer des réactions biologiques d'ostéolyse dans le corps humain, dévastatrices pour le support osseux. C'est ce qui a justifié la recherche de nouveaux couples de frottement, soit en conservant le polyéthylène, soit en le remplaçant par du métal ou de la céramique. Il est néanmoins trop tôt pour "enterrer" le polyéthylène qui reste un des meilleurs matériaux du couple de frottement des prothèses articulaires, à condition d'en connaître ses points faibles.

#### **III.2.1.1. Les modes de dégradation.**

##### **III.2.1.2. Définition.**

La dégradation survient lors de l'exposition à une énergie plus haute que celle de la liaison de Van der Waals liant les atomes de la chaîne polymérique entre eux. Cette énergie peut être mécanique, thermique. Elle peut provenir aussi d'énergie radiative (gamma irradiation, irradiation à haute énergie), utilisée pour la stérilisation. Il en résulte la libération de radicaux libres.

##### **III.2.1.3. L'oxydation.**

Elle survient lorsque la dégradation du polyéthylène s'effectue en présence d'oxygène. Il s'agit d'une réaction en chaîne, qui persiste tant qu'il persiste de l'oxygène. Elle donne lieu à des produits de dégradation : esters, acides, cétones, et aboutit à une détérioration des propriétés physico-chimiques du polymère avec diminution de sa masse moléculaire. Elle peut être limitée ou retardée par l'adjonction d'anti-oxydants (Vitamine E). Pour des raisons de toxicité, ces derniers ne sont pour le moment pas autorisés.

##### **III.2.1.4. Les propriétés mécaniques.**

Elles sont étudiées par la courbe contrainte/déformations (Figure III-1). Celle-ci isole une phase de déformation élastique, au cours de laquelle l'éprouvette se déforme sous une force de traction, puis retrouve sa forme initiale à l'arrêt de la force. Vient ensuite une phase de déformation plastique au cours de laquelle l'éprouvette soumise à une force de traction se déforme, mais elle ne retrouve pas exactement sa forme initiale à l'arrêt de la traction.

Finalement, lorsque la traction persiste survient une rupture de l'éprouvette au point de rupture. L'aire du schéma située sous la courbe représente l'énergie absorbée par l'éprouvette testée, et reflète sa dureté ou sa résistance mécanique.

Le polyéthylène de très haut poids moléculaire (Ultra High Molecular Weight Polyethylene) a une dureté très élevée et partant, une résistance mécanique élevée à la fatigue. Son point de déformation plastique et le point de rupture sont très élevés.

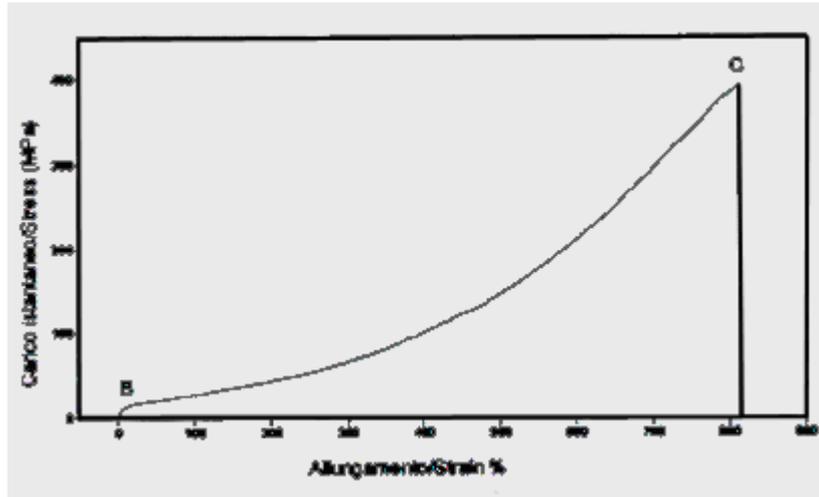


Figure III-1. : Courbe contraintes (en ordonnées)/ déformations (en abscisse) du polymère. [2]

### III.2.1.5. L'usure du polyéthylène.

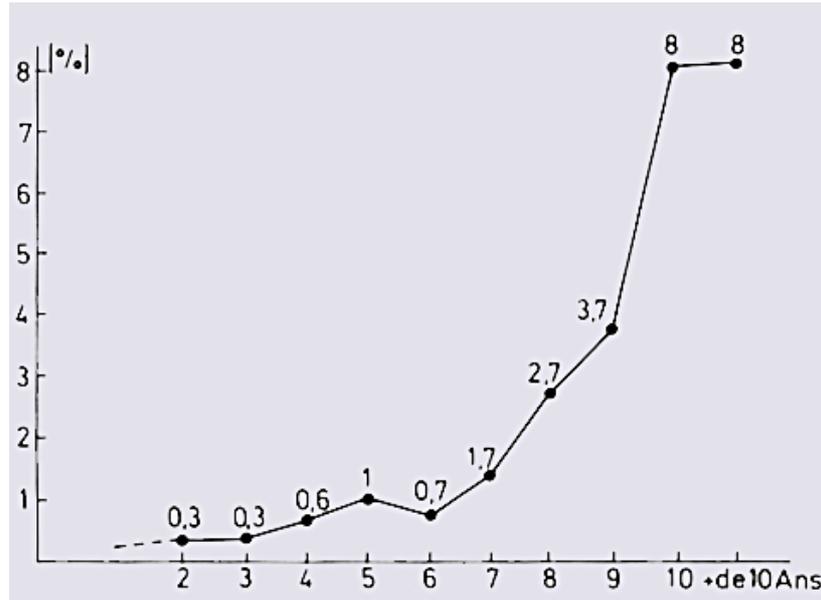
#### III.2.1.5.1. Mécanisme.

C'est un phénomène complexe défini comme une perte de substance au niveau de contact entre les deux matériaux du couple de frottement, relevant de deux mécanismes :

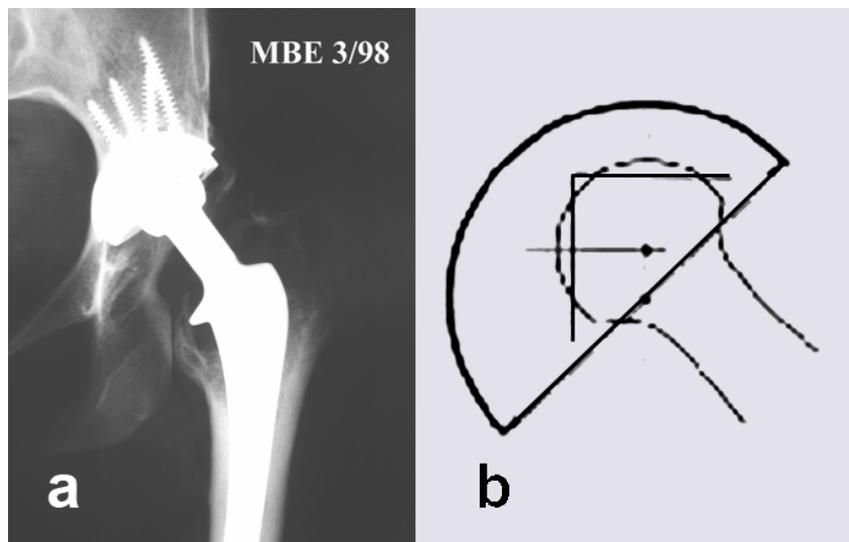
- la dégradation du polymère provoquant une altération de ses propriétés physico-chimiques, et donc une diminution de sa résistance mécanique au frottement. (Mode 1)
- une perte de substance par action mécanique sans altération des propriétés physico-chimiques. (Mode 2)

#### III.2.1.5.2. L'usure observée du polyéthylène.

L'usure des cupules cotyloïdiennes des arthroplasties totales de hanche est un phénomène constant, qui semble se développer à partir de la 7<sup>ème</sup> année après implantation (Figure III-2). Elle se manifeste par l'excentration de la bille fémorale dans la cupule cotyloïdienne sur la radiographie de face. Il s'agit donc d'une usure linéaire sur une incidence. Les mesures de l'usure volumétrique ont montré que l'usure linéaire donnait une bonne évaluation de l'usure globale [3] (Figure III-3). Elle a été chiffrée à 0,2 mm/an lorsque la bille fémorale est en acier inoxydable [4].



**Figure III-2.** Montre l'usure linéaire chiffrée sur la radiographie d'une cupule cotyloïdienne d'une prothèse totale de hanche (en ordonnée), en fonction des années postopératoires (en abscisse). [3]

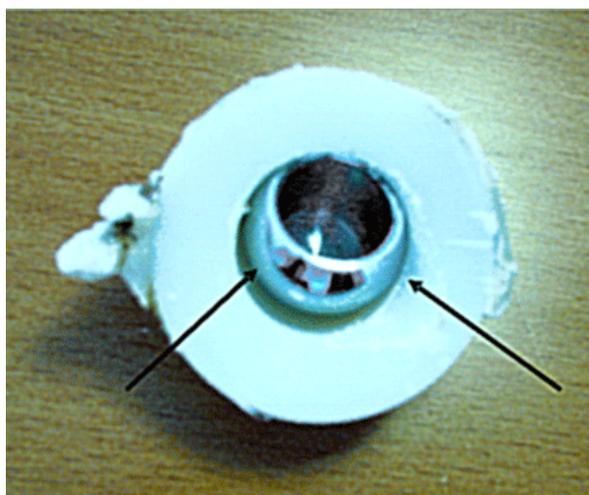


**Figure III-3.** Montre l'usure linéaire d'une prothèse totale de hanche telle qu'elle peut apparaître sur une radiographie de face.

L'observation des spécimens récupérés après fonctionnement "in vivo" (Figure III-4) a montré [5] que l'usure était :

- soit une abrasion (frottement d'une surface métallique éraillée sur le polyéthylène, interposition de fragments de ciment entre les 2 éléments du couple de frottement). Il s'agirait alors d'une usure de Mode 1.

- soit une délamination plus ou moins profonde, qui résulterait du frottement sur un polyéthylène ayant subi des phénomènes de dégradation. On en rapproche des fractures de fatigue. Dans ces deux derniers cas, l'usure se produirait selon le Mode 2, c'est-à-dire par action mécanique sur un polyéthylène ayant subi auparavant des phénomènes de dégradation.



**Figure III-4.** Cupule en polyéthylène provenant d'une PTH ayant fonctionné plus de 10 ans.

#### **III.2.1.5.3. Mécanismes de l'usure.**

L'usure est un phénomène multiparamétrique, complexe. Interviennent la nature des matériaux en contact, et l'environnement dans lequel ils travaillent.

#### **III.2.1.5.4. Le type des matériaux en présence**

Détermine des conditions de frottement, chiffrées par le coefficient de frottement.

Le coefficient de frottement du métal (acier inoxydable) sur l'UHMWPE est d'environ 0.05 à 0.10 selon les conditions de lubrification, alors qu'il n'est que de 0.01 dans une articulation normale. Le coefficient de friction du polyéthylène avec l'alumine ou la céramique de zircon est inférieur à celui du couple polyéthylène/métal.

Ce coefficient de friction dépend également du fini de surface et de la rugosité de la tête fémorale. Ceux-ci peuvent être altérés par une blessure instrumentale lors de l'implantation par exemple.

La résistance à l'usure d'un matériau dépend également de ses propriétés physico-chimiques.

L'observation « princeps » est l'amélioration de la résistance à l'usure du polyéthylène soumis à de fortes doses de radiations avec une proportionnalité entre la dose d'irradiation et la résistance à l'usure [6, 7] (Figure III-5).

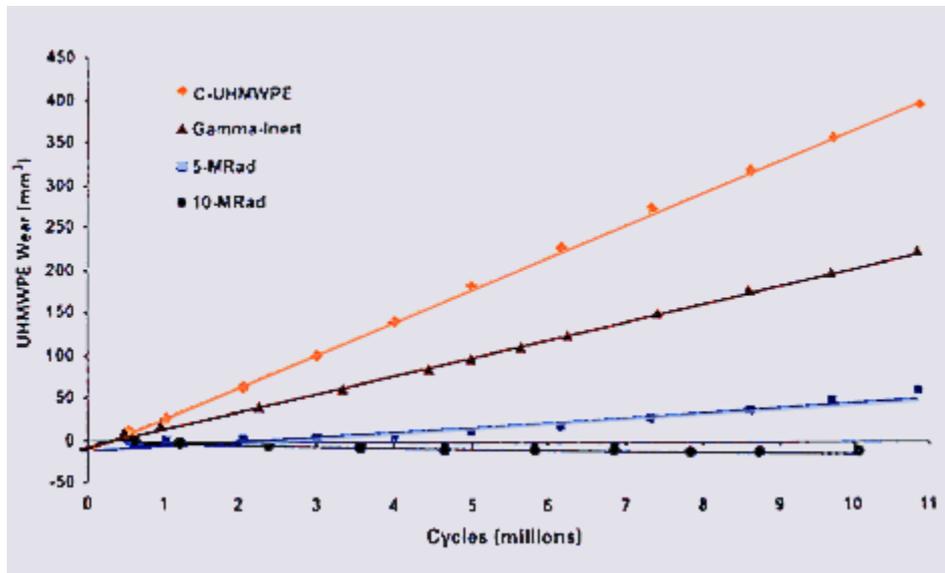


Figure III-5 . Amélioration de la résistance à l'usure gravimétrique du polyéthylène irradié en fonction de la dose d'irradiation.

#### III.2.1.5.5. Les conditions de fonctionnement

Sont également très importantes.

Le type de la charge et son rythme d'application doivent être prises en compte.

Par exemple, le glissement ou le pivotement de 2 surfaces sphériques l'une contre l'autre ne produit pas le même type d'usure que le roulement : dans le premier cas, on assiste à des phénomènes d'abrasion alors que dans le deuxième cas se produit plutôt une usure par adhésion [8]. C'est ce qui explique peut-être les différences constatées entre la taille des particules d'usure produites au niveau des prothèses de genou, et celle provenant de l'usure des cupules cotyloïdiennes dans les prothèses de hanche.

Les contraintes mécaniques supportées par l'implant peuvent être excessives si la congruence des pièces est mauvaise. Des zones d'hyperpression peuvent ainsi apparaître entre les condyles fémoraux et l'insert en polyéthylène d'une prothèse de genou mal dessinée.

### III.2.2. L'Acier inoxydable austénitique 316L

Les aciers inoxydables sont des alliages à base de fer et de chrome dont la teneur en chrome est supérieure à 11% (cette valeur est nominale). Leur résistance à la corrosion est due à la présence de Cr qui, dans un milieu oxydant, forme à la surface une couche complexe, invisible mais protectrice, qui rend le métal passif en l'isolant du milieu environnant. Cette résistance à la corrosion croît donc avec la teneur en Cr, mais est sensible aux effets des éléments d'alliages ajoutés à l'acier. C'est la résistance de la couche protectrice qui détermine les qualités d'inoxidabilité de l'acier. Enfin, en cas de destruction accidentelle (rayure), le film possède la propriété de se reformer spontanément dans un grand nombre de milieux.

L'acier inoxydable austénitique X2CrNiMo17-12-2 en norme européenne (EN) a aussi pour désignation en norme AFNOR NF Z3 CND 17-12-03, et AISI 316L selon la norme américaine. Nous avons choisi d'utiliser cette dernière appellation 316L pour l'ensemble du mémoire. Dans tous les cas, il correspond à la composition chimique suivante (Tableau III-1)

Elément (% en poids)	C	Mn	P	S	Si	Ni	Cr	Mo
X2CrNiMo17-12-2	≤0.03	< 2	0.04	0,03	0,75	10 à 12	16 à 18	2 à 2,5

**Tableau III-1:** Composition chimique de l'acier X2CrNiMo17-12-2 (316L) d'après [9]. .

Cet acier inoxydable se différencie de la nuance mère 304 (X5CrNi18-10) par un apport en molybdène Mo pour renforcer le film passif et par conséquent pour améliorer la résistance à la corrosion, une faible teneur en carbone pour réduire sa sensibilité à la corrosion intergranulaire, et d'un apport complémentaire en nickel pour compenser l'effet alphagène de Mo et conserver la structure austénitique à l'état hypertrempe, comme le montre le schéma suivant (Figure III-6).

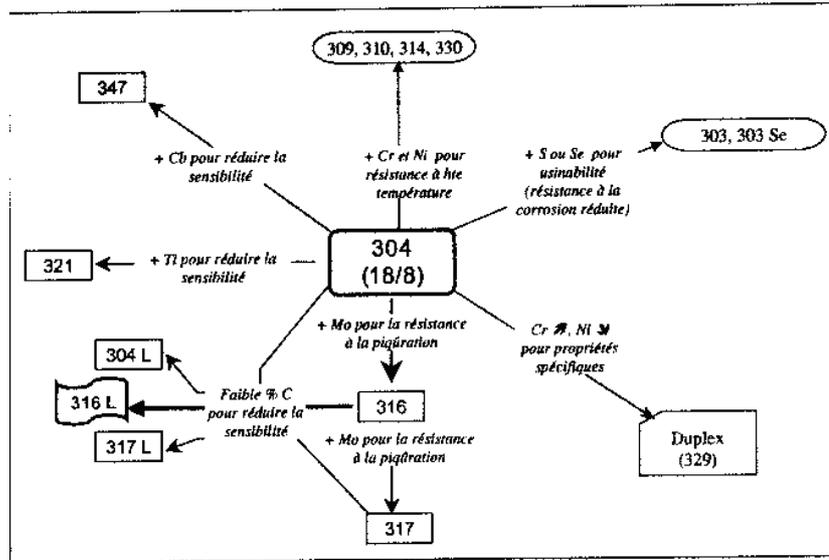


Figure III-6 : Filiation de l'acier AISI 304 (X5CrNi18-10)

### III.2.2.1. Structure et métallographie des aciers austénitiques

#### III.2.2.1.1. Structure

L'austénite est l'une des 3 structures principales des aciers inoxydables. Cette structure est compacte, cubique à faces centrées (cfc). Les principaux éléments d'alliage utilisés pour l'élaboration des aciers inoxydables austénitiques, sont le chrome, le nickel, le molybdène entre autres. Du fait de cette structure cristallographique, seuls les éléments de très petits diamètres atomiques comme le carbone ou l'azote, peuvent s'insérer en position interstitielle. Pour les aciers inoxydables en général et les aciers austénitiques en particulier, les teneurs en carbone et en azote, même faibles, jouent un rôle important. Ces deux éléments sont dits gamma gènes ( $\gamma$ -gènes) car ils favorisent la formation et la stabilité de la phase austénitique dite « phase  $\gamma$  ». Les effets des éléments de l'alliage peuvent être résumés ainsi :

- Le chrome de structure cubique centrée, favorise la formation d'une phase ferritique de même structure (cc), cet élément est dit alpha gène ( $\alpha$ -gène).

Le molybdène améliore la tenue à la corrosion, il est également  $\alpha$ -gène.

- Le nickel de structure cubique à faces centrées, favorise la formation de la phase austénitique, il est dit  $\gamma$ -gène comme le carbone et l'azote.

La structure cfc des aciers austénitiques est stable à haute température. À température ambiante ou lorsque la température diminue, la nature austénitique issue souvent d'une hypertrempe peut devenir instable ou métastable, et peut être ainsi le siège de transformation

martensitique ( $\gamma \rightarrow \alpha$  ou  $\varepsilon$ ). De faibles variations en éléments alliés (chute de la teneur en éléments  $\gamma$ -gènes C ou N ou augmentation des éléments  $\alpha$ -gènes) peuvent contribuer à déstabiliser la phase austénitique cfc. Le diagramme de Schaeffler[10] présente en figure III-7 illustre cette instabilité de phase dans le cas du soudage, c'est à dire pour une structure brute de solidification.

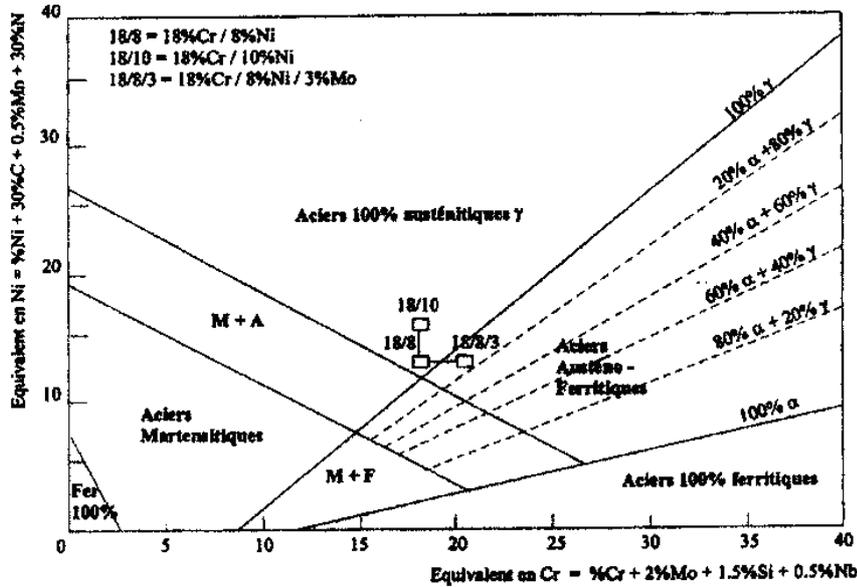


Figure III-7 : Diagramme de Schaeffler. [10]

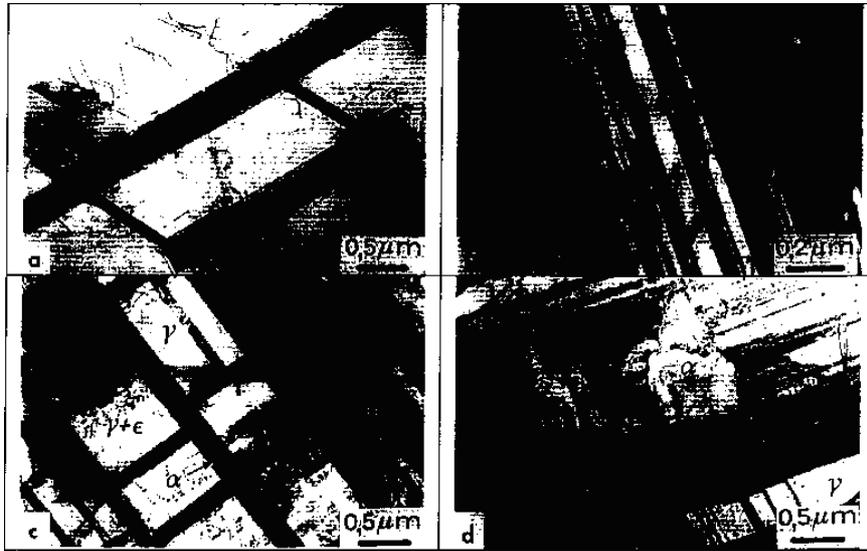
### III.2.2.1.2. Mécanismes de déformation

La déformation plastique des aciers inoxydables austénitiques dépend principalement de deux facteurs qui sont la température et l'E.D.E. Thomas et Henry [11] ont décrit les mécanismes de déformation pour trois nuances d'aciers en corrélant révolution des caractéristiques mécaniques en traction en fonction de la température d'essai et les examens de la microstructure au microscope électronique. Dans le domaine d'utilisation de ces aciers ( $T < 0,5 T_f$ ), plusieurs modes de déformation sont observés :

- Cas où l'énergie de faute d'empilement est faible :

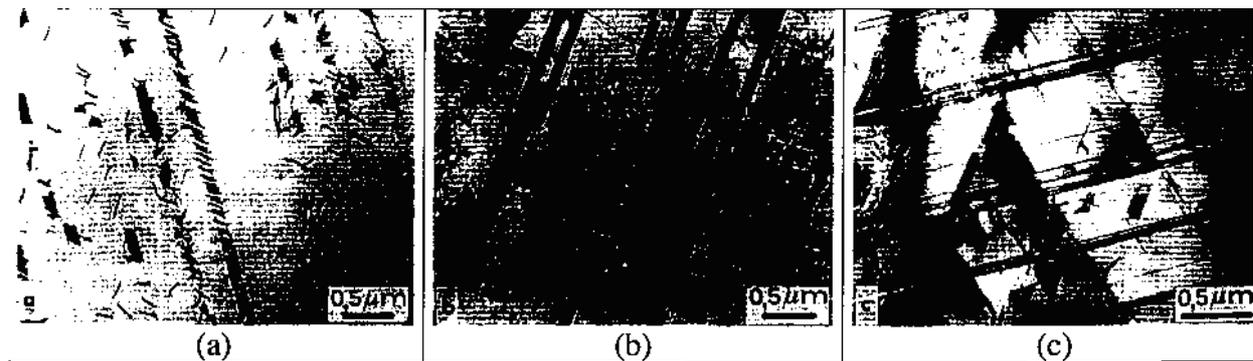
- A basse température la déformation plastique débute par l'apparition de nombreux défauts d'empilement formes par le glissement de dislocations partielles de type Shockley sur les plans  $\{111\}$  de l'austénite (Figure III-8a). Pour un taux de déformation plus élevé, la figure (III-8b) montre le rassemblement des défauts en bandes de glissement qui sont le siège d'une transformation martensitique  $\gamma \rightarrow \varepsilon$ . Lorsque le taux de déformation augmente encore un peu plus, les premières lattes de martensite  $\alpha$  sont observées à l'intérieur des plaquettes

de martensite  $\epsilon$  (Figure III-8c). Par la suite, la quantité de  $\alpha$  augmente avec le taux de déformation et devient la phase prépondérante.



**Figure III-8** : Acier inoxydable austénitique a basse énergie de faute d'empilement. Evolution de la structure en fonction du taux de déformation. a) défaut d'empilement, b) bande de phase  $\epsilon$ , c) et d) formation de la martensite  $\alpha$  à l'intérieur des bandes de phase  $\epsilon$ [11].

-Au dessus de la température critique  $M_d$ , aucune transformation de phase n'a lieu. La déformation plastique est caractérisée par le glissement de dislocations non dissociées (Figure III-9a). Lorsque le taux de déformation augmente, des défauts d'empilement apparaissent (Figure III-9b), puis des bandes de glissement sur les plans  $\{111\}$  (Figure III-9c). Ces bandes de glissement sont constituées d'un mélange de plaquettes de martensite  $\epsilon$  et de micromacles de structure cubique à faces centrées.



**Figure III-9** : Aciers inoxydables austénitiques : déformation aux températures voisines de  $M_d$ . a) Acier 18 Cr-14 Ni-4 Si déformé 2 % à 20 °C : déformation par glissement de dislocations peu dissociées. b) Même acier déformé 7 % à 20 °C : formation de défauts d'empilement étendus. c) Même acier déformé 10 % à 0 °C : présence de micromacles et de la martensite  $\epsilon$ [11].

- Cas où l'énergie de faute d'empilement est plus élevée :

-La phase austénitique est plus stable et la température  $M_d$  plus faible. Le mécanisme de déformation est alors le glissement de dislocations parfaites qui s'enchevêtrent progressivement pour former des cellules. L'augmentation du taux de déformation lie à celle de la température fait apparaître des micromacles traversant les cellules de dislocations parfaites.

-Pour des températures situées à 200 °C au-dessus de  $M_d$ , plus aucune trace de micromaclage n'est observée. Le seul mécanisme est le glissement de dislocations parfaites avec glissement dévié et arrangement en cellules de dislocations.

Le comportement mécanique des aciers inoxydables austénitiques peut donc se résumer de la façon suivante [11] :

➤ Lorsque l'E.D.E est élevée ( $> 45 \text{ mJ/m}^2$ ) et l'austénite stable, le principal mécanisme de déformation plastique est le glissement de dislocations parfaites suivis à fort taux de déformation de glissement dévié.

➤ Lorsque l'E.D.E et la stabilité de l'austénite diminuent, quatre nouveaux modes de déformation deviennent compétitifs avec le glissement de dislocations parfaites :

- 1) le glissement de dislocations partielles ou dissociées,
- 2) le micromaclage,
- 3) la transformation  $\gamma \rightarrow \epsilon$ ,
- 4) la transformation directe  $\gamma \rightarrow \alpha$  ou via le chemin  $\gamma \rightarrow \epsilon \rightarrow \alpha$ .

Tous ces mécanismes engendrent des variations des propriétés physiques et mécaniques des aciers inoxydables austénitiques avec la température et le taux de déformation.

### III.2.2.2. Propriétés mécaniques

De nombreux travaux ont été effectués sur les aciers austénitiques pour prédire leurs caractéristiques mécaniques à partir de leur composition chimique. Ainsi Pickering [12] et Breinlinger [13] ont établi chacun des formules différentes montrant l'influence de la composition chimique sur les paramètres mécaniques. Ainsi par exemple :

- Le nickel et le cuivre diminuent fortement la résistance à la rupture, et favorisent la stabilisation de l'austénite.
- Le chrome, le molybdène et le silicium augmentent la résistance soit par durcissement de solution solide, soit en diminuant l'énergie de faute d'empilement, donc en favorisant  $\gamma \rightarrow \alpha$ .

- Le carbone et l'azote en insertion octaédrique durcissent fortement les aciers inoxydables austénitiques, l'azote augmente aussi leur limite d'élasticité [14].

Mais, les mécanismes de déformations sont variés et leurs influences sur le comportement du matériau sont marquées par :

- un faible taux d'érouissage lorsque la déformation est provoquée par le glissement de dislocations parfaites avec du glissement dévié, le réarrangement en cellules de dislocations.
- un fort taux d'érouissage lorsque la déformation est provoquée par le glissement de dislocations dissociées, l'empilement de dislocations, la formation des phases martensitiques et la formation de macles mécaniques.

Or, tous ces modes de déformation dépendent de la température, de l'E.D.E. de l'acier et de la vitesse de déformation.

### III.2.2.2.1. Influence de la température

L'instabilité de la phase austénitique à faible E.D.E tend à favoriser la transformation martensitique et contribue donc à l'augmentation des caractéristiques mécaniques. En effet comme on peut le voir en figure (III-10) pour l'acier inoxydable austénitique 316, la limite d'élasticité conventionnelle  $R_{e0,2}$  et la résistance à la rupture  $R_m$  augmentent à basse température ( $< 0^\circ\text{C}$ ). Par contre, la ductilité du matériau est globalement plus élevée à basse température (pic de A (%) à  $-20^\circ\text{C}$ ) favorisant ainsi les applications cryogéniques de l'acier 316.

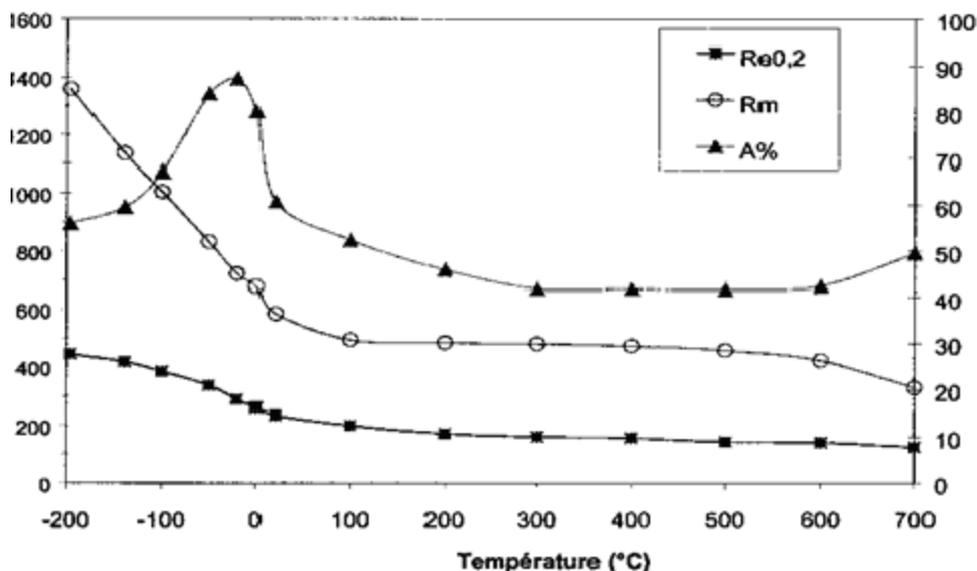


Figure III-10 : Evolution des propriétés mécaniques (limite d'élasticité  $R_{e0,2}$ , résistance à la rupture  $R_m$ , et allongement A (%)) en fonction de la température pour l'acier 316. [15]

Pour des températures supérieures à 0°C, les propriétés mécaniques sont peu sensibles à l'augmentation de température, malgré les risques de grossissement du grain austénitique à température élevée.

#### **III.2.2.2.2. Influence de la vitesse de déformation**

La déformation dans un matériau cristallin est considérée comme résultant du déplacement, de la formation et de l'annihilation de dislocations [16]. La vitesse de déformation  $\dot{\epsilon}$  dépend de la vitesse de déplacement des dislocations mobiles  $v$ , de leur densité  $N$  et du vecteur de Burgers  $b$ . La vitesse de déplacement des dislocations est une fonction de la contrainte  $\sigma$  et de la température  $T$ .

De façon générale, à des vitesses de déformation élevées et aux basses températures, un plus grand nombre de dislocations [16] peut être généré ainsi que des macles [17] avec des E.D.E relativement élevées. Ainsi, Murr et al [18] ont montré pour l'acier 304 sollicité en traction, que la quantité de martensite  $\alpha$  augmentait légèrement avec  $\dot{\epsilon}$  (entre  $10^3 \text{ s}^{-1}$  et  $10^{-3} \text{ s}^{-1}$ ). Toutefois, lorsque le taux de déformation appliqué est très élevé, une augmentation de  $\dot{\epsilon}$  fait baisser le taux de  $\alpha$  par chauffage adiabatique. Ansart et Dormeval [19] ont mis en évidence l'influence des conditions d'essais en faisant la synthèse de travaux sur le comportement sous choc d'aciers austénitiques. Ainsi, l'augmentation des propriétés mécaniques sur l'acier 316L (la limite d'élasticité double sous l'effet d'impact de 9,5 GPa générant 37% de déformation plastique) peut être due soit à la densité de dislocations induites, soit au taux de transformation martensitique. La microstructure résiduelle peut être constituée d'amas de dislocations, de macles ou de martensite et varie selon des paramètres tels que : la durée et l'amplitude du pulse de pression ou la taille de grains du métal.

### III.2.2.3. Propriétés physiques, thermiques et mécaniques de l'acier 316L

#### III.2.2.3.1. Propriétés physiques et thermiques de l'acier 316L

Température (°C)	Densité $\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )	Conductivité $\lambda$ (W/m/K)	Chaleur spécifique $C_p$ (J/kg/K)	Chaleur latente $AH$ (J/kg)
20	7.96	15.5	452	
400	7.7	20.5	561	
800	7.6	25.1	628	
1000	7.5	27	722	
1200		29	900	$2,7.10^5$
1450				$2,7.10^5$

Tableau III-2: Propriétés physiques et thermiques en fonction de la température de l'acier 316L.

#### III.2.2.3.2. Propriétés mécaniques de l'acier 316L

Acier 316	-196°C	-140°C	-100°C	-50°C	-20°C	0°C	20°C
Limite d'élasticité $R_{e0.2}$ (MPa)	444	417	383	336	287	261	234
Resistance $R_m$ . (MPa)	1360	1136	1005	832	722	679	584
Allongement $A$ (%)	56	59	67	84	87	80	60
Résilience (DaJ/cm <sup>2</sup> )	20	19	23	23	24	24	21

Tableau III-3: Caractéristiques mécaniques de l'acier austénitique 316L aux basses températures.

### III.2.3. Les Céramiques

Les céramiques se caractérisent par une température de fusion élevée et un comportement fragile, qui déterminent leurs domaines d'application. Elles incluent des oxydes, des sulfures, des borures, des nitrures, des carbures, des composés Inter métalliques.

Deux céramiques sont actuellement utilisées comme matériau des têtes fémorales: l'alumine Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> et la Zirconie ZrO<sub>2</sub>. Ils sont utilisés dans les têtes de prothèses de hanche, ainsi qu'en odontologie pour les implants dentaires. Il faut signaler tout particulièrement les

utilisations et les développements de deux céramiques à base de phosphate de calcium : l'hydroxyapatite (HAP) et le phosphate tricalcique (TCP). En effet, ces matériaux présentent l'avantage d'être ostéo-conducteurs, c'est-à-dire de favoriser la repousse osseuse au contact et la colonisation par l'os. [20]

L'une des différences essentielles entre les métaux et les céramiques est le caractère «fragile» des céramiques. Les céramiques ne peuvent pas s'adapter à une déformation de plus de quelques micromètres. Contrairement aux métaux, les céramiques ne présentent pas de plasticité (aptitude à la déformation). Elles se caractérisent par un comportement purement élastique, avec un module de Young élevé, et ce jusqu'à ce que la contrainte à rupture soit atteinte. Bien que les céramiques présentent une rupture de type «fragile», certaines d'entre elles peuvent résister à des contraintes très élevées et on ne peut plus alors les considérer comme des matériaux fragiles, même si leur absence totale de plasticité ne leur permet pas d'accommoder par déformation les concentrations de contraintes. [21]

### **III.2.3.1. L'Alumine**

C'est Boutin qui, dès 1970, a développé cette idée originale. La première céramique monocristalline massive utilisée a été l'alumine. D'abord associée au polyéthylène puis associée dans un couple alumine – alumine. Il s'agit d'une alumine obtenue par HIP à 1600°, dont les grains de 3 à 5 microns assurent une densité supérieure à 3,94, d'une pureté initiale de 95 %, atteignant ce jour plus de 99 %. L'alumine est une céramique très dure dont la nano dureté est très proche de 23 giga pascal. La résistance en compression est égale à 4500 méga pascal, avec un coefficient de frottement de 0,07 et les premiers essais tribologiques ont montré un taux d'usure 50 fois meilleur que l'acier, néanmoins, ce type de céramique comporte les défauts de ses qualités, à savoir :

un module de Young à 400 GPa, qui ramène sa résistance à la flexion à 380 méga pascal et crée une fragilité non négligeable;

par contre, l'alumine possède une très bonne mouillabilité puisque son angle thêta est de 45° et qu'elle est hyper saturée, ce qui peut apparaître intéressant dans le milieu biologique saturé en ions calcium.

Plusieurs études ont clairement démontré que le taux d'usure du polyéthylène face aux têtes alumine était nettement inférieur au taux d'usure observé face à l'acier inoxydable ou aux alliages Co-Cr. Semlisch et al ont démontré que l'usure du polyéthylène était 20 fois inférieure pour des têtes en alumine comparé aux têtes en alliage Co-Cr. Ce résultat a été confirmé par plusieurs résultats cliniques.

Les couples céramiques – céramiques ont conduit à de nombreux problèmes tels que des fractures de cupules ou une usure inexplicable rapidement évolutive dès la libération des premiers débris de céramique. Par ailleurs, la pureté de l'alumine doit être maximale pour éviter les fissures entre les grains et la sphéricité de la tête doit être parfaite au micromètre près. Dans quelques cas, la qualité de la céramique d'alumine a été considérée comme origine de la fracture. La céramique d'alumine n'était pas conforme à la norme ISO 6474 (1979), en particulier concernant la taille des grains trop importante. Plusieurs articles de synthèse existent sur les fractures de têtes en céramique. Ces études sont intéressantes pour une estimation statistique du taux de fracture en raison du plus grand nombre de PTH considéré dans ces études. Une de ces études, réalisée par F.P. Castro et al. [22], est basée sur les rapports médicaux à la FDA et analyse le taux de fracture aux USA. Sur un total de 1 717 rapports médicaux sur les prothèses de hanche entre 1984 et 1993, 1 327 concernaient les PTH et 18 traitaient d'une fracture de tête céramique, soit un taux de fracture de 1,35%. Deux fractures ont été observées pendant l'implantation, lors de l'impaction, les autres fractures étant observées en moyenne au bout de 26 mois, avec une étendue de 1 à 115 mois. Aucune information n'est fournie sur le type de céramique utilisée, mais compte tenu de la période analysée, il s'agit probablement d'alumine.

E.W. Fritsch et M. Gleitz ont publié une étude plus large sur les fractures des têtes céramique dans les PTH, en analysant 4 341 têtes en alumine associées, soit à des cotyles en polyéthylène (1 464 cas) ou à des inserts en alumine (2 693 cas). L'analyse couvre une période de 20 ans entre 1974 et 1994 et est résumée dans le Tableau III.4.

	Période d'implantation	Nombre d'implants	Nombre de fractures	Taux de fracture	Etendue
CERAMIQUE CERAMIQUE	1974-1994	5530	40	0,7 %	0-13%
CERAMIQUE UHMWPE	1974-1994	5170	12	0,2 %	0-1.6%

**Tableau III-4:** Taux de fracture des couples céramique-céramique et céramique-polyéthylène. [22]

Ces données montrent clairement que, pour les séries considérées, le taux de fracture est nettement supérieur pour les couples céramique-céramique à celui des couples céramique-

polyéthylène. L'une des raisons de cette différence pourrait être la forte réduction de la surface de contact tête/cupule dans le cas d'une cupule en céramique, entraînant des contraintes de traction plus importantes dans la tête céramique. Une modélisation par Analyse par Eléments Finis (FEA) a confirmé que les contraintes de traction dans les têtes céramique étaient plus élevées pour les couples céramique-céramique que celles observées pour les couples céramique-polyéthylène, conduisant ainsi à une probabilité de rupture plus élevée. Toutefois, il faut aujourd'hui promouvoir les couples céramique-céramique, en raison de la durée de vie potentielle plus élevée, en particulier chez les patients jeunes. Cet avantage contrebalance considérablement le risque de fracture plus élevé par rapport aux couples céramique-polyéthylène. [20]

Ces données montrent également que le taux de fracture pour les systèmes céramique-céramique comme pour les systèmes céramique-polyéthylène varie dans une très large étendue (0 à 13%). Il dépend en effet de facteurs tels que : l'hôpital, l'origine de la céramique, le design et les caractéristiques physiques de la céramique. Dans le cas des couples céramique-céramique, les niveaux de fracture les plus élevés ont été plus fréquemment observés avec des têtes en céramique dites «à jupe» avec un col en céramique, plutôt qu'avec des têtes de type «boule». Le seuil de rupture a été considérablement abaissé grâce à l'amélioration de la qualité de l'alumine. Ainsi, les têtes implantées après 1987 présentent des niveaux de rupture plus faibles. Sur une base de plus de 4 000 têtes en céramique, E.W. Fritsch et M. Gleitz ont observé un taux de fracture de 0,07% seulement après un suivi moyen de 6 ans pour le couple céramique-céramique, et de 11 ans pour le couple céramique-polyéthylène.

Un article récent de L. Sedel, R. Nizard, P. Bizot et A. Meunier confirme, pour le couple alumine/alumine, la forte réduction du niveau de rupture après optimisation de la céramique et du design. Avec une expérience de plus de 20 ans, ils ont rapporté un taux de fracture très faible de 0,07% (2 pour 3 000), en accord avec les résultats d'E.W. Fritsch et M. Gleitz.

L'alumine, même avec une microstructure fine et une grande pureté chimique, présente une résistance à la rupture modeste, bien inférieure à celle des métaux. Elle est donc sensible aux défauts et présente une faible résistance aux concentrations de contraintes. Pour cette raison, afin de conserver un niveau de fiabilité élevé, les têtes fémorales en alumine sont réalisées essentiellement avec un diamètre égal ou supérieur à 28 mm et avec un nombre limité de designs de cône. Malgré ces restrictions, de nombreuses fractures de têtes alumine

ont été rapportées au cours de ces 20 dernières années. Ces ruptures constituent un problème majeur, qui a limité l'utilisation des têtes alumine.

Afin de palier ce problème, la céramique de zirconium a été introduite avec succès en orthopédie, d'abord en Europe à partir de 1985, puis aux USA à partir de 1989

### III.2.3.2. La Zirconium

. Nous nous sommes intéressés très tôt à une autre céramique massive : la zirconium, et avons débuté, dès 1993, l'implantation de billes 22.2 mm, associées à des cotyles polyéthylène type Charnley.

Propriétés mécaniques :

La zirconium a une dureté inférieure à l'alumine mais ses grains sont inférieurs à un micron, elle possède une résilience à 9 et une résistance bien supérieure à l'alumine, ce qui a permis la production de têtes diamètre 22,2 mm permettant de pouvoir comparer les séries de low-friction acier et céramique de même diamètre de tête.

Lorsque l'on examine les différentes propriétés inhérentes à l'alumine et à la zirconium (Tableau III-5), on s'aperçoit que l'intérêt fondamental de la zirconium est certainement un module de Young deux fois moins important, avec une très bonne résistance à la flexion et une ténacité largement supérieure à l'alumine, ce qui apparaît incompatible avec les propriétés de l'alumine. Par contre, la zirconium possède une très mauvaise conductivité thermique, ce qui en fait un très bon isolant mais ce qui n'est pas obligatoirement une qualité pour un couple de frottement. Les tests tribologiques ont montré que les têtes 22,2 et 28 en zirconium, induisaient une usure 2,4 fois moins importante que les meilleures têtes cobalt [21].

Propriétés	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Zr O <sub>2</sub>
Masse volumique (g/cm <sup>3</sup> )	3,9	5,9
Module de Young (G. Pascal)	400	200
Résistance à la flexion (M. Pascal)	380	800-1500
Ténacité (M. Pascal)	2 à 3	7 à 13
Conductivité thermique	25-35	1,2-3

Tableau III-5. Principales propriétés de l'alumine et de la zirconium. [20]

La céramique de zirconium se caractérise par un mécanisme de renforcement par transformation de phase, qui est à l'origine de ses propriétés mécaniques exceptionnelles. La résistance à la rupture peut atteindre quatre fois celle de l'alumine. La zirconium est considérée comme le meilleur matériau céramique pour la résistance à la rupture. Ainsi, les propriétés

mécaniques de la zircone, associées à une excellente biocompatibilité et résistance à l'usure, font de ce matériau le meilleur candidat pour les PTH de nouvelle génération. Les têtes fémorales en zircone sont maintenant couramment utilisées en orthopédie pour remplacer les têtes alumine et, surtout, les têtes métalliques. Sur la base des diverses fabrications de têtes en zircone, on estime à plus de 350 000 le nombre de prothèse de hanche utilisant des têtes en zircone qui ont été implantées dans le monde à ce jour, principalement en Europe et aux Etats-Unis. Grâce à leurs performances mécaniques élevées, on s'attend à un très faible niveau de rupture, mais aucune analyse n'a encore été publiée à ce jour.

Elle semble avoir une bonne biotolérance massive et sous forme de fines particules, qui reste cependant à confirmer. Des cas de rupture fragile de têtes fémorales ont été rapportés. Des phénomènes de rupture de têtes en zircone par instabilité au cours du temps ont également été observés. [21]

L'introduction, en 1993, d'une opération de compaction isostatique à haute température (HIP) a constitué une amélioration majeure du processus de fabrication des têtes zircone. Cette opération élimine totalement les défauts résiduels ou en réduit fortement la taille. D'autres améliorations du processus de fabrication ont également été apportées et, en particulier, un test d'épreuve unitaire à partir de 1990. Une conséquence directe de la mise en place du test d'épreuve unitaire est la forte diminution du taux de rupture à partir de 1990. Le niveau de rupture de 1990 à 1996, soit pour 233 000 têtes, a considérablement diminué pour passer à 0,002% (2 pour 100 000 têtes). Il est probablement encore inférieur ces dernières années, puisque aucune fracture de tête ayant subi l'opération de HIP et fabriquées après 1994 n'a été signalée à ce jour.

### **III.3. Possibilités actuelles**

Plusieurs couples de frottement ont été utilisés et analysés [1] :

Le couple métal – polyéthylène reste le couple de référence compte tenu de son recul clinique et de son taux de survie. Le maillon faible est le polyéthylène dont le taux d'usure linéaire est de l'ordre de 0,1 mm par an et est à l'origine de libération de particules qui favorisent l'ostéolyse.

Le couple céramique-polyéthylène permet de diminuer le taux d'usure du polyéthylène.

Le couple céramique – céramique a été développé par Boutin en 1970. Il connaît actuellement un succès grandissant avec l'augmentation de diamètre des têtes qui peut

atteindre 36 mm, augmentant ainsi la stabilité. L'usure est très limitée. L'introduction de céramique biphasée doit permettre d'améliorer la longévité de ce couple.

Le couple métal – métal connaît un regain d'intérêt depuis quelques années qu'il s'agisse de prothèses traditionnelles ou de prothèses de resurfaçage. Le taux d'usure est également extrêmement faible. Le diamètre des têtes limite le risque de luxation. Le relargage d'ions métalliques est l'objet de beaucoup d'attention voire de polémiques. Cependant il n'existe aucune pathologie démontrée liée au relargage ionique.

Le tableau III-6 montre les principaux couples utilisés actuellement et met en évidence les problèmes liés à ces couples.

Couple	Avantages	Problèmes liés
Métal-Métal (1956 :1 <sup>ère</sup> génération; 1987 :seconde génération, alliages Co/Cr)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Usure très faible pour la seconde génération</li> <li>- Résistance à la fracture très élevée</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- réactions allergiques type métallos</li> <li>- Ostéolyse induite par les débris d'usure</li> </ul>
Métal-UHMWPE (polyéthylène ultra haute densité) (1962)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- bonne fiabilité jusqu'à 10 ans</li> <li>- peu coûteux</li> <li>- couple le plus utilisé historiquement</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- usure importante et délamination du polyéthylène (limite la durée de vie de l'implant)</li> <li>- particules induisent de l'ostéolyse</li> </ul>
Alumine/Alumine (1970)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- usure très faible</li> <li>- Durée de vie importante</li> <li>- Pas ou peu d'ostéolyse : révisions aisées car conservation du stock osseux</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- risque de ruptures fragiles</li> <li>- prix élevé</li> </ul>
Alumine/UHMWPE (1976)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- moins d'usure que les têtes métalliques</li> <li>- bonne fiabilité jusqu'à 10 ans</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- (faible) risque de ruptures fragiles</li> <li>- particules de PE induisant l'ostéolyse</li> <li>- limites en terme de designs proposés (exemple : pas de têtes de 22.2 mm).</li> </ul>
Zircone/UHMWPE (1986)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- moins d'usure que les têtes métalliques</li> <li>- meilleure résistance à la rupture que l'alumine</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- vieillissement de la zircone pouvant conduire à des ruptures prématurées des têtes et à des dégradations de surface</li> </ul>

Tableau III-6: couples têtes/insert actuellement utilisés et avantages et inconvénients. [1]

#### III.4. Choix des combinaisons de matériaux des surfaces articulaires

La très grande majorité des débris d'usure retrouvés autour d'une prothèse articulaire fonctionnelle est produite par le couple tête – cupule. L'usure des surfaces articulaires est un facteur important du descellement acétabulaire, la permanence du scellement étant liée à

l'équilibre entre la création des débris d'usure et leur neutralisation par les tissus péri-prothétiques. Le coefficient de frottement des surfaces articulaires en contact doit être le plus faible possible.

Parmi les alliages, seul le Protasul 2 a été utilisé face à lui-même. L'acier inoxydable est trop sensible à la corrosion et la dureté médiocre des alliages de titane les rend inadaptés à cet usage. La combinaison alumine – alumine n'a pas confirmé, lors de son utilisation clinique, les bons résultats expérimentaux retrouvés par certains auteurs.

Le Tableau III-7 donne quelques valeurs de coefficients de frottement à sec ou en présence d'un film liquide (eau ou liquide synovial) résultant des travaux expérimentaux de Semlitsch et al. :

Couple de frottement	Coefficient de frottement	
	A sec	En présence d'eau ou de liquide synovial
<b>Protasul 2 / Protasul 2</b>	0,4	0,35
<b>Protasul 2 / Polyéthylène</b>	0,13	0,21
<b>Alumine / Polyéthylène</b>	0,16	0,05
<b>Alumine / Alumine</b>	0,71	0,09

**Tableau III-7:** Coefficient de frottement de différents couples articulaires.

### III.5. Conclusion

Le couple de frottement est un élément important de la longévité d'une prothèse. Quatre grands groupes sont actuellement validés. Leurs choix dépendent de multiples facteurs liés au contexte chirurgical, au patient mais également aux convictions et aux connaissances scientifiques personnelles du chirurgien.

Le polyéthylène qui constitue la pièce cotyloïdienne ou l'insert est le plus souvent un polyéthylène de très haut poids moléculaire. Le développement d'un polyéthylène réticulé semble apporter une amélioration sur l'usure mais aux dépens d'autres propriétés.

L'acier de qualité médicale 316L est également un constituant historique toujours utilisé pour les têtes prothétiques. L'alliage chrome – cobalt connaît actuellement un regain d'intérêt en particulier pour les prothèses de resurfacage. Le titane ou les alliages de titane sont peu usités et doivent bénéficier d'un traitement de surface car ils offrent une faible résistance aux frottements.

La céramique de zirconium a été abandonnée à la suite de fractures liées à une instabilité du matériau favorisée par des erreurs dans le processus de fabrication.

Les céramiques d'alumine qui peuvent constituer la tête ou l'insert d'une prothèse offrent une excellente stabilité et résistance à l'usure. Le matériau est fragile mécaniquement mais le risque fracturaire est faible.

Les différents articles traitant des cas de fractures de têtes céramiques ont analysé toutes les causes possibles de rupture. En plus des conditions de vie du patient, les fractures des têtes en céramique peuvent aussi résulter directement de la qualité de la céramique, de défauts de fabrication, de défauts de conception ou d'une mauvaise fixation entre la tête et le cône métallique. Pour réduire ce risque, le fabricant de têtes céramiques doit éliminer autant que faire se peut toutes les causes potentielles précédemment citées.

Concernant la qualité de la céramique, plusieurs normes sur les céramiques de zirconium pour applications chirurgicales ont été développées ces dernières années, ISO 13356 et ASTM F 1873 par exemple. L'objectif de ces normes est d'éviter l'utilisation de céramiques de qualité médiocre, en particulier en ce qui concerne la composition chimique, la densité, la microstructure et les propriétés mécaniques. Cependant, les fabricants de têtes en céramique doivent aussi optimiser leur processus de fabrication en respectant des procédures de qualité, telles celles des Good Manufacturing Practice (GMP) ou d'autres normes en vigueur (ISO 9001/2, EN 46001/2).

De plus, la fiabilité des têtes céramiques peut aussi résulter d'améliorations du processus de fabrication telles que l'opération de compaction isostatique à haute température (HIP), des techniques de marquage appropriées par Laser et une traçabilité complète des paramètres de fabrication. Enfin, le test d'épreuve à 100% de toute production réduit considérablement le risque de défauts résiduels dans les têtes céramiques et par conséquent le risque de rupture.

## **REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES DU CHAPITRE III**

- [28] **MAINARD D.**, Les couples de frottement des prothèses totales de hanche, Service de chirurgie Orthopédique, Traumatologique et Arthroscopie, Hôpital Central ; CHU de NANCY., 2008
- [29] **CHARNLEY J:** Low friction principle. Springer Verlag. Low friction arthroplasty of the hip. Theory and practice. Berlin, Heidelberg, New York: 1979, 3-15.
- [30] **KABO JM, GEBHARD JS, LOREN G AND AMSTUTZ HC:** In vivo wear of polyethylene acetabular components. J Bone Joint Surg 75-B: 254-58, 1993.
- [31] **CHARNLEY J AND HALLEY DK:** Rate of wear in total hip replacement. Clin Orthop 112: 170-79, 1975.
- [32] **BANKSTON AB, CATES H, RITTER MA, KEATING EM AND FARIS PM:** PE wear in total hip arthroplasty. Clin Orthop 317: 7-13, 1995.
- [33] **MCKELLOP H, SHEN FW, LU B, CAMPBELL P AND SALOVEY R:** Development of an extremely wear-resistant ultra high molecular weight polyethylene for total hip replacements. J Orthop Res 17: 157-67, 1999.
- [34] **BAKER DA, HASTINGS RS AND PRUITT L:** Study of fatigue resistance of chemical and radiation crosslinked medical grade ultrahigh molecular weight polyethylene. J Biomed Mater Res 46: 573-81, 1999.
- [35] **DOWLING JM, ATKINSON JR, DOWSON D AND CHARNLEY J:** The characteristics of acetabular cups worn in the human body. J Bone Joint Surg 60-B: 375-82, 1978
- [36] **P. BOURGAIN ET M. GIAUQUE,** "Les aciers inoxydables", P. Lacombe, B.Baroux, G. Beranger, Eds. de Physique, Les Ulis, France, p 1003, (1990),
- [37] **A. SCHAEFFLER,** Met. Prog., 56, B, 680, (1949),
- [38] **G. BLANC, R. TRICOT, R. CASTRO,** Mémoires scientifiques Revue Métallurgique, LXX, 7-8, pp 527-540, (1973),
- [39] **F. PICKERING,** Physical metallurgy and the design of steel, Applied Science Publishers LTd-London, (1978),

- [40] **G. BREINLINGER**, These de Doctorat, CNAM, Paris, (1975),
- [41] **P. LACOMBE ET G BERANGER**, Les aciers inoxydables, Ref. [1], pp 11-58,
- [42] **M ROUBY ET P. BLANCHARD**, Les aciers inoxydables, Ref. [1], pp 137-160,
- [43] **R. DORMEVAL**, Relations microstructure/ proprietes, DYMAT- M10, (1989),
- [44] **G. LIARD**, These de Doctorat, CEA, (1982),
- [45] **L. MURR, K. STAUDHAMMER, S. HECKER**, Metal. transactions A, 13A, 627-635, (1982),
- [46] **LP. ANSART, R. DORMEVAL**, Effets metallurgiques dus au passage d'une onde de choc, DYMAT- M10, (1987),
- [47] **A. DAMBREVILLE, M. PHILIPPE, A. RAYCLINIQUE ST MICHEL.**, La céramique de zirconie ou «la nuit tous les chats sont gris». Le journal français de l'orthopédie.
- [48] **B. CALES**, Fractures des têtes de prothèses de hanche en Zirconie. Journal français de l'orthopédie.
- [49] **C. DELAUNAY**, Couple de frottement des prothèses totales de hanche. Ce qu'un chirurgien orthopédiste devrait savoir.

**Chapitre IV**

**FIXATION DES**

**P.T.H.**

## **CHAPITRE IV**

### **FIXATION DES P.T.H.**

#### **IV.1. Introduction**

La réussite d'une arthroplastie de la hanche repose en grande partie sur la technique de fixation choisie. Cimenté ou non cimenté, ce choix peut être décisif dans la détermination de la longévité de la P.T.H.

Au cours de ce chapitre, nous essayerons de mettre la lumière sur ces deux techniques (sans ciment et avec ciment) en nous basant sur différentes études parues dans ce domaine. Le but restant de mieux comprendre l'impact de ce choix dans la détermination de la qualité de vie des patients ainsi que dans le taux de reprise des P.T.H.

#### **IV.2. Les Prothèses sans ciment**

La fixation de genre de prothèses est assurée par le remplissage optimum de la cavité osseuse par l'implant tant au niveau du cotyle que du fémur. Les prothèses (tige ou cupule) sans ciment, se stabilisent dans un délai de 6 à 12 semaines par un phénomène de repousse osseuse, ce modèle convient aux patients plus jeunes qui auront probablement besoin d'une chirurgie de révision. Le modèle non cimenté permet de fixer plus solidement la prothèse. Leur zone de contact avec l'os font l'objet de traitement de surface pour favoriser cette repousse osseuse (rugosité, couche de cristaux de calcium...) et l'os a des affinités plus ou moins fortes avec certains métaux (alliage de Titane) (Figure IV-1). Par ailleurs les implants présentent un traitement de surface qui favorise l'ostéogénèse endostale. Celle ci assure une véritable fixation biologique de l'implant assurant une liaison intime avec l'os receveur. Lorsque cette ostéogénèse est imparfaite, la fixation des implants est mauvaise, les implants présentent une micro-mobilité qui entraîne des douleurs à l'appui et à la mobilisation. Parfois la prothèse se recale et finit par se fixer, parfois une reprise chirurgicale est nécessaire. A l'inverse, la qualité de cette fixation peut rendre l'ablation des pièces prothétiques difficile voire périlleuse lorsqu'une reprise est envisagée pour un autre motif que le descellement.



Figure IV-1 : PTH non cimentée. [1]

### IV.3. Les Prothèses totales de hanche cimentées

La majorité des prothèses posées sont cimentées, c'est à dire que la fixation de la prothèse fémorale et cotyloïdienne est assurée par du ciment (Figure IV-2). [1]



Figure IV-2 : PTH cimentées [1]

Le ciment chirurgical est un polymère acrylique. Il est introduit dans les cavités osseuses à l'état pâteux avant l'insertion des prothèses (Figure IV-3). Il durcira par polymérisation en 10 minutes environ, ancrant ainsi les composants prothétiques au squelette. Ce moyen de fixation immédiatement solide, autorise rapidement la marche sans limitation de charge.

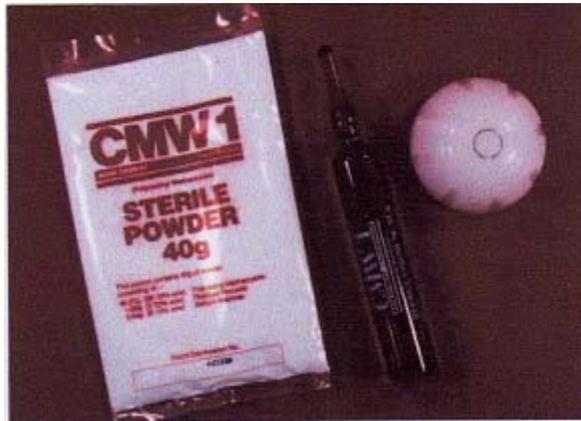


Figure IV-3: Ciment acrylique. [6]

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

La technique de cimentation est plus déterminante pour le résultat que ne l'est le choix de l'implant. Ces techniques modernes de cimentation visent à améliorer la fixation mécanique entre l'os et le ciment de façon à créer une interface durable dès le temps opératoire. L'augmentation de la profondeur de pénétration du ciment accroît la résistance de l'interface os-ciment. Cette interpénétration du ciment ne dépend pas seulement d'une préparation méticuleuse de l'os en préservant notamment du spongieux solide, mais aussi du lavage et du mode d'injection du ciment. Une préparation rigoureuse du lit osseux par un matériel de lavage pulsé, l'utilisation d'un obturateur centromédullaire et d'un pressurisateur proximal (pressurisation du ciment) réduisent chacun approximativement la probabilité de révision de 20%. Le recours à un système de lavage pulsé est considéré comme de première importance pour optimiser la pénétration osseuse du ciment, et pour réduire le risque d'embolie graisseuse. Son utilisation devrait être rendue obligatoire pour toute arthroplastie totale de hanche. [2]

#### **IV.4. Ciment chirurgical**

Les ciments à base de résine acrylique pour os actuellement utilisés en chirurgie orthopédique sont du type PMMA (polyméthylméthacrylate) auto-durcissant à polymérisation rapide. Ils sont indiqués pour le scellement de prothèses dans l'os vivant au cours d'arthroplasties partielles ou totales de la hanche, du genou ou d'autres articulations. Ces ciments n'ont pas de propriétés adhésives. Leur utilisation repose sur un verrouillage mécanique étroit entre la surface irrégulière de l'os et du ciment, de même qu'entre celle de la prothèse et du PMMA. [3]

Le succès d'une arthroplastie dépend en grande partie de la manière dont le ciment acrylique de qualité chirurgicale PMMA est préparé et utilisé pour fixer les composants de la prothèse. La préparation du ciment est aussi importante que celle de l'os receveur ou que le choix de l'implant. [4]

##### **IV.4.1. Conditionnement du ciment**

Les ciments sont proposés sous la forme de deux composants individuels, stériles et pré-mesurés, fournis en emballages unitaires, à mélanger au bloc opératoire au moment de l'implantation de chaque pièce prothétique : [5]

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

La présentation sous cette forme, permet de réduire les effets négatifs, liés au seul monomère liquide, accompagnant la polymérisation in vivo du ciment acrylique qui sont:

- Une forte élévation de la température du ciment,
- Des variations de volume du ciment,
- La libération du monomère, toxique et volatil, n'ayant pas réagi. La polymérisation n'est jamais complète. Il a été montré qu'il subsiste 2 à 5 % de monomère résiduel dans le ciment et que 1 à 2 % pénètrent progressivement dans les tissus. Le re-largage du monomère résiduel se produit pendant la préparation du ciment, sa prise et jusqu'à la fin de la polymérisation, soit environ 30 jours après sa mise en place in vivo.

#### IV.4.2. Composition du ciment

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

-La poudre :

- Poly-méthyle-méthacrylate (PMMA) 90%
- Peroxyde de benzoyle (initiateur ou catalyseur) 2 à 3%
- BaSO<sub>4</sub> ou ZrO<sub>2</sub> (produit de contraste) 4 à 8%

-Le liquide :

- Méthyle-méthacrylate MMA (monomère) 83% (ou 98% en l'absence d'agent de liaison)
- Co-monomère : butyle-méthacrylate (agent de liaison) 15%
- Diméthyle- para-toluidine (activateur) 2 à 3%
- Hydroquinone (stabilisant ou inhibiteur) 50-100 ppm

L'hydroquinone agit comme stabilisant du monomère qui, en son absence, polymériserait à la lumière ou à la chaleur. Peu de temps après le mélange des deux composants, l'activateur (di-méthyle-para-toluidine) décompose le catalyseur (peroxyde de benzoyle) et initie des radicaux libres qui déclenchent la polymérisation du monomère. La masse pâteuse qui se forme progressivement enrobe les billes pré-polymérisées dans une matrice de PMMA. La dureté du composé obtenu devient maximale un peu avant que la température maximale de polymérisation soit atteinte.

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

Les ciments chirurgicaux peuvent contenir des adjuvants :

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

#### IV.4.3. Stérilisation du ciment

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

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

#### IV.4.4. Propriétés physiques [6]

##### IV.4.4.1. Temps de prise ou de durcissement

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

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

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

##### IV.4.4.2. Chaleur dégagée

Le processus de polymérisation s'accompagne d'un fort dégagement de chaleur (13,28 Kcal/mole, soit approximativement 132,8 cal/g) proportionnel à la masse de monomère engagée dans la réaction. L'exo-thermicité de la réaction présente un double risque : biologique, par la nécrose des tissus avoisinants, et mécanique par la dilatation des bulles éventuellement incluses dans le ciment qui en augmente ainsi la porosité.

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

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

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

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

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

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

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

#### **IV.4.4.3. Viscosité**

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

1. Ciments à basse viscosité.
2. Ciments à viscosité standard (ou moyenne).
3. Ciments à haute viscosité.

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

Plus un ciment est fluide, mieux il pénétrera dans les interstices de l'os, améliorant ainsi la fixation. Une pénétration profonde du ciment dans les cavités osseuses peut être obtenue par une faible viscosité du ciment. Les scientifiques préconisent d'utiliser un ciment fluide, et de viscosité inférieure à 100 N/s.m

Le ciment acrylique pour os se comporte avant prise comme un fluide non newtonien pseudo-plastique, c'est-à-dire que sa viscosité diminue lorsque la vitesse de cisaillement augmente.

#### IV.4.4.4. Porosité

On distingue trois types de porosités :

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

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

Le Plexiglas (PMMA fabriqué industriellement) est préparé sans la moindre porosité. Pourtant, ce matériau est beaucoup moins performant lors des tests de fatigue que le PMMA de qualité chirurgicale.

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

#### IV.4.4.5. Fissures

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

- Les fissures initiées sur des vides qui sont pratiquement toujours des cavités à surface intérieure boursouflée. Il est probable que, de ce fait, elles se forment en même temps que ces cavités lors du retrait. Elles ont tendance à relier entre elles plusieurs cavités, comme si la fissure s'arrêtait dans une cavité ;

- Les fissures ouvertes en arc de cercle initiées à partir d'une bille prépolymérisée. La fréquence de ces fissures augmente lorsque l'on modifie les proportions du mélange par excès de monomère par rapport au polymère, certaines billes prépolymérisées restant ainsi non collées au reste du ciment ;
- Les fissures ouvertes en arc de cercle totalement indépendantes des vides et des billes se terminant par une entaille à grand rayon de courbure. Elles sont présentes en l'absence de toute contrainte. Pernod et Hernigou affirment qu'étant donné leur forme, elles proviennent sans doute d'un déchirement dû au retrait et aux contraintes internes lors de la polymérisation du ciment, alors que celui-ci n'a pas encore durci.

#### IV.4.5. Propriétés mécaniques

Les ciments actuellement commercialisés ont sensiblement les mêmes performances mécaniques. Les différences qui peuvent apparaître dans la littérature sont surtout le fait de variations dans les techniques de mesure. Malgré les efforts de normalisation réalisés depuis quelques années, ceux-ci concernent surtout les fabricants. [7] Les équipes de recherche proposent souvent des tests adaptés à l'amélioration qu'elles souhaitent apporter au ciment, rendant ainsi la comparaison des résultats difficile. Parfois, des détails importants concernant la préparation des éprouvettes et la procédure d'essai ne sont pas rapportés. Par ailleurs, les tests réalisés en laboratoire reflètent plus l'effet d'un type de sollicitation (compression, flexion) qu'une combinaison d'actions à laquelle le ciment est soumis lors des activités du patient, comme la marche par exemple.

Les valeurs moyennes habituellement publiées sont de l'ordre de :

- Module d'Young 2 000 à 2 300 MPa
- Résistance à la rupture :
  - en traction 25 MPa
  - au cisaillement 40 MPa
  - en flexion 50 MPa
  - en compression 80 MPa
- Allongement à la rupture 5%
- Résistance à la fatigue à 10 cycles 14 MPa [3]

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

vitesses de déformation et différents cas de charge a été peu étudié. Dans la suite de ce mémoire, nous n'en tiendrons pas compte mais ce thème pourrait faire l'objet d'un développement futur.

#### **IV.4.6. Effets de l'environnement in Vivo sur le ciment acrylique**

Il est possible que des réactions entre les tissus environnants et les constituants du ciment empêchent une liaison complète des billes pré-polymérisées avec le monomère. Il existe en effet une grande affinité entre le MMA et les graisses de la moelle osseuse qui «extraient» le monomère qui ne s'est pas encore lié aux billes pré-polymérisées à la surface du ciment, privant ainsi celle-ci d'une partie de sa matrice. Des billes isolées peuvent être observées sur une épaisseur d'environ 50 à 120  $\mu\text{m}$ . L'oxygène, les acides aminés et le sucre sont connus pour être des inhibiteurs de la polymérisation du MMA. Ces substances réduisent la vitesse de polymérisation ainsi que le poids moléculaire moyen du polymère résultant, parce qu'elles interrompent la croissance des chaînes de polymère et diminuent ainsi le taux de polymérisation.

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

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

sur le PMMA. A 37°C, la mobilité plus grande du monomère a un effet général plus important sur le WOF que la mobilité accrue du milieu de conservation.

#### **IV.4.7. Caractéristiques du ciment chirurgical**

##### **IV.4.7.1. Température de polymérisation**

La polymérisation du MMA est une réaction exothermique. Ce qui signifie qu'il se dégage une chaleur équivalente à 57 kJ par mole de MMA (une mole de MMA correspondant à approximativement 100 g) et qu'il en résulte un accroissement de température dans le ciment pendant sa phase de durcissement. Cette exothermie varie en fonction de la composition chimique du ciment, du ratio poudre/liquide, et du radio-opacifiant [8].

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

##### **IV.4.7.2. Contraction de volume**

La phase de polymérisation supposant la conversion d'un nombre important de molécules de monomère en un nombre plus réduit de molécules de polymère, il apparaît un phénomène de contraction du volume de ciment pendant le durcissement. L'explication de ce phénomène provient de la distance moléculaire qui tend à se réduire entre les molécules de monomère libres avant polymérisation, et la distance moléculaire des molécules reliées aux chaînes de polymères. Le méthylmétacrylate (MMA) pur présente un rapport de contraction d'à peu près 21%. Ce qui signifie que la polymérisation de 100ml de MMA se transforme en 79ml de polyméthylmétacrylate (PMMA) solide. En utilisant une poudre pré-polymérisée, le MMA contenu dans les ciments normalement disponibles se réduit d'environ un tiers de sa masse totale. De sorte que la contraction théorique de volume des ciments osseux varie entre

6 et 7%. Mais en pratique la contraction réelle est inférieure en raison des inclusions d'air dans la pâte en préparation. Ceci est très compréhensible puisque les bulles d'air ne se contracteront pas sous l'effet de la polymérisation. En conséquence le rapport de contraction d'un ciment préparé manuellement sera inférieur au rapport de compression d'un ciment préparé sous vide, puisque ce dernier ne devrait pas contenir de bulles d'air.

En raison de la caractéristique légèrement hydrophile du ciment, la contraction sera compensée in vivo par la dilatation due à l'absorption de liquide. Et de plus, la contraction du matériau à l'interface ciment-os favorisera le comblement par de l'os néo-formé.

#### **IV.4.7.3. Viscosité**

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

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

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

ou de la « basse » viscosité, aussi certains ciments sont parfois présentés comme étant de viscosité « moyenne ».

Quand les ciments ont été introduits en chirurgie orthopédique par Sir John Charnley, le ciment était appliqué manuellement ("finger packing"). Cette méthode requérait des ciments à haute viscosité. Les ciments à basse viscosité, qui ont été développés plus tard, présentent le principal avantage de pouvoir être injectés avec une seringue. Il faut cependant mentionner que les résultats cliniques démontrent de meilleurs taux de survie pour les implants fixés avec des ciments à haute viscosité par rapport à ceux fixés avec des ciments à basse viscosité. Ces résultats sont issus des Registres Nationaux Suédois et Norvégien d'Arthroplastie de Hanche. Sur la base de ces résultats probants, les ciments à basse viscosité ne sont plus utilisés en Suède dans la chirurgie de hanche standard. La différence de résultat entre ces ciments n'est pas encore bien comprise. Une des raisons pourrait être le non respect des consignes de manipulation, particulièrement le respect du timing de la phase de travail. Alors que les ciments à basse viscosité réclament d'être utilisés dans un timing précis, les ciments à haute viscosité sont beaucoup plus "tolérants".

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

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

D'un point de vue scientifique il n'est pas correct de décrire le comportement d'un ciment en fonction de sa viscosité. Les ciments osseux doivent être présentés comme des substances visco-élastiques. Car au delà du comportement visqueux comme un liquide- les ciments osseux présentent des propriétés élastiques comme un matériau solide et élastique-

---

même à l'état pâteux. Durant le processus de polymérisation la portion visqueuse diminue tandis que la portion élastique augmente. Ce processus a quelques conséquences pratiques : le ciment osseux est lent à « couler ». Afin d'obtenir une bonne pénétration du ciment dans l'os spongieux, condition nécessaire à la fixation durable de l'implant, il faut appliquer une pression constante (phase de pressurisation selon les techniques modernes de cimentation). Un impact de courte durée sur le ciment n'est pas suffisant en raison de la « re-déformation » élastique obtenue plutôt que le coulage progressif recherché.

La mesure de la viscosité réelle est plutôt complexe. La norme ISO 5833 établit un critère de mesure assez imprécis : la pénétration du ciment dans des pores standardisés.

#### **IV.4.8. Caractéristiques de manipulation**

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

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

Les caractéristiques de manipulation sont généralement divisées en quatre temps :

- La phase de mélange
- La phase de repos
- La phase d'injection (phase de travail)
- La phase de durcissement

##### **IV.4.8.1. La Phase de mélange**

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

Les différences de composition de chaque ciment expliquent aussi les différences de comportement lors de la phase de mélange. Certains ciments sont immédiatement lisses et liquides alors que d'autres se comportent d'abord comme du sable mouillé, puis prennent une

texture lisse et liquide après un certain temps. Pour éviter tout problème pendant la manipulation, le chirurgien doit être familiarisé avec le comportement du ciment utilisé.

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

Plusieurs études ont été réalisées afin de déterminer une procédure optimale de mélange : mélange mécanique, vibration, centrifugation... Mais c'est finalement la mise au point de système de préparation sous vide qui a permis d'obtenir une qualité constante et reproductible, en même temps qu'une réduction significative de l'exposition au monomère. Mais le point le plus critique reste la porosité du matériau. Un nombre important d'études in vitro ont mis en évidence une corrélation directe entre une porosité réduite et l'accroissement de la stabilité mécanique.

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

#### **IV.4.8.2. La Phase de repos**

Après avoir mis en contact la poudre de polymère et le liquide de monomère, il se produit habituellement une dissolution partielle de la poudre acrylique dans le liquide et un gonflement de ces particules. A cet instant le ciment colle encore au gant du manipulateur, et

le ciment ne peut pas encore être manipulé par l'opérateur si la préparation et l'injection sont faites manuellement.

Pour cette raison une méthode de détermination de la phase collante a été fixée par la norme ISO 5833 : cette phase est considérée comme terminée quand le ciment n'adhère plus à un gant latex non poudré. Cette méthode reste cependant peu précise et sujette à variations.

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

#### **IV.4.8.3. La Phase d'injection**

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

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

- L'Injection Rétrograde du ciment à l'aide d'une canule longue a démontré nettement ses avantages,
- Il est recommandé d'utiliser des obturateurs diaphysaires et des dispositifs de pressurisation,
- Il est recommandé de nettoyer méticuleusement le lit osseux à l'aide de dispositifs de lavage pulsé, afin d'améliorer l'inter-pénétration du ciment dans l'os, et de réduire les risques d'embolie graisseuse.

#### **IV.4.8.4. La Phase de durcissement**

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

#### **IV.4.9. Technique opératoire**

##### **IV.4.9.1. Techniques de mise en œuvre du ciment**

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

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

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

- D'un système de lavage sous pression des surfaces osseuses permettant d'éliminer les débris organiques résultant du fraisage et du râpage.
- D'un système d'irrigation permettant de maintenir asséché le site receveur et d'améliorer ainsi l'ancrage du ciment dans l'os.
- D'un bouchon à l'extrémité distale du canal fémoral permettant d'augmenter la pression du ciment dans la cavité osseuse lors de son injection.

La mise en application clinique des ciments de deuxième génération a permis d'augmenter considérablement la survie des implants fémoraux chez les jeunes patients, mais

pas celle des implants acétabulaires. Certains auteurs ont suggéré d'améliorer la résistance à long terme des ciments acryliques en diminuant leur porosité.

Dans le cimentage de troisième génération, la diminution de la porosité est recherchée par :

- Le mélange sous vide du ciment,
- La centrifugation du ciment avant son application,
- La diminution de la température par refroidissement préalable des constituants du ciment.

La pressurisation du ciment peut être obtenue en pratique clinique par :

- L'utilisation d'un obturateur distal et proximal au niveau fémoral,
- L'injection fémorale rétrograde du ciment à l'aide d'un pistolet,
- L'application d'une pression sur le ciment au droit de l'acetabulum avant mise en place de la cupule.

#### **IV.4.9.2. Inconvénients du ciment**

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

- Le ciment est supposé jouer un rôle dans la nécrose thermique osseuse et affecter localement la circulation sanguine, avoir une prédisposition à la formation d'une membrane fibreuse à l'interface os - ciment. Ces phénomènes ont été attribués à la température de polymérisation élevée au centre du manteau de ciment in vivo. Cette température dépend de la formulation ;
- Le ciment est supposé prendre part à la nécrose chimique de l'os attribuée au relargage du monomère liquide MMA n'ayant pas réagi avant la polymérisation du ciment dans le lit osseux ;
- Le troisième problème est le retrait du ciment au cours de la polymérisation.
- Il existe un contraste important entre la rigidité du ciment et l'élasticité de l'acétabulum.
- Le manteau de ciment ainsi que les interfaces os – ciment et implant - ciment ont été identifiés comme étant les 3 zones de faiblesse du système os – ciment – prothèse.
- Les particules de ciment produites peuvent interagir avec les tissus environnants, suscitant en réponse la formation de tissus inflammatoires péri-prothétiques avec constitution de granulomes et augmentant la destruction osseuse.

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

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

#### **IV.5. Conclusion**

Les ciments osseux sont utilisés en orthopédie depuis plus de 40 ans. Son utilisation pour la fixation des endo-prothèses est devenu routinier dans nombre d'hôpitaux de par le monde, et un nombre non mesuré, mais conséquent de patients ont retrouvé une mobilité et une qualité de vie au quotidien grâce à l'utilisation de ciments osseux. Les ciments disponibles commercialement sont généralement de bonne qualité, mais il appartient au chirurgien et à son équipe chirurgicale de le manipuler efficacement de façon à en obtenir le résultat optimum pour son patient.

## **REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES DU CHAPITRE IV**

- [50] **MILLES AHMED. INGENIEUR**, encadré par **DR. MADANI SALAH**, Les Biomatériaux Propriétés, Applications et perspectives. Mémoire de fin d'études ; 2007
- [51] **AMEZIANE L., OUAZZANI N., BERRADA M.S., EL YAACOUBI M., WAHBI S., EL BARDOUNI MAHFOUD M., HERMAS M., EL MANOUAR M.**, La prothèse totale de hanche dans les nécroses aseptiques de la tête fémorale
- [52] **STEFFEN BREUSCH**, Les conditions de la bonne cimentation pour les PTH. Le journal français de l'orthopédie.
- [53] **CHAVADE CHAVADE D, CARRE E.**, Les ciments acryliques. Le Moniteur Hospitalier 2006.
- [54] **E.CARRE E.CARRE**, Les ciments acryliques, Pharmacie centrale, Hospices Civils de Lyon.
- [55] **KÜHN KÜHN KD, KD, SPECHT SPECHT R.**, Le ciment acrylique osseux: historique, caractéristiques chimiques et propriétés physiques. Maîtrise orthopédique 2003 ; 126 : 6 - 13.
- [56] **BREUSCH BREUSCH S.** Les conditions de la bonne cimentation pour les PTH. Maîtrise orthopédique 2003 ; 126 : 18-26.
- [57] **C. DELAUNAY**, Couple de frottement des prothèses totales de hanche. Ce qu'un chirurgien orthopédiste devrait savoir.

**Chapitre V**

**COMPORTEMENT  
MECANIQUE ET  
TRIBOLOGIQUES  
DES P.T.H.**

## **CHAPITRE V**

### **COMPORTEMENT MECANIQUE ET TRIBOLOGIQUES**

#### **DES P.T.H.**

##### **V.1. Introduction**

Afin de comprendre le principe de fonctionnement des Prothèses totales de hanche, nous prendrons le système d'articulation prothétique le plus utilisé, en l'occurrence le système métal-polyéthylène avec deux faces de mobilité qui se répandent à l'heure actuelle dans la conception des implants prothétiques tant au niveau de la hanche que du genou. Comme pour tout type d'articulation, les objectifs de conception peuvent être résumés en ces quelques points :

- Diminution de l'usure.
- Diminution des contraintes de descellement.
- Conception aussi proche que possible de la physiologie
- Augmentation de la stabilité intra-prothétique

##### **V.2. La Cupule à double mobilité**

Au niveau de la hanche, la cupule double mobilité a été imaginée par un scientifique nommé Gilles Bousquet en 1975 (Figure V-1). Elle obéit à un principe tout à fait original et trouve sa place dans la gamme des prothèses de hanche actuellement présentes sur le marché. L'idée de base de la cupule de Bousquet était d'associer les avantages de deux systèmes différents et difficilement superposables : bénéficier d'une usure réduite de l'insert polyéthylène dans un principe de " low friction " telle que l'avait décrit Charnley, et procurer une stabilité intrinsèque de l'articulation en réimplantant une "tête fémorale" aux dimensions proches de l'anatomie originelle du patient, principe de McKee-Farrar.



**Figure V-1.** : Cupule à double mobilité.

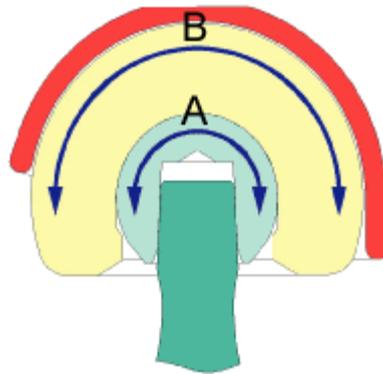
De fait, chaque niveau d'articulation de la cupule de Bousquet assume l'avantage d'un de ces deux systèmes en combinant réduction des contraintes intra-articulaires et stabilité mécanique de la hanche.

En pratique la cupule de Bousquet dissocie deux interfaces en articulant d'abord une tête métallique, préférentiellement de diamètre 22,2mm, dans un insert polyéthylène articulé lui-même dans la concavité polie de la cupule métallique. Ce type de cupule a pour principaux avantages :

- Un nombre très réduit de luxations précoces
- Une qualité du scellement cotyloïdien avec une interface généralement neutre sans aucune interposition fibreuse alors qu'il s'agit d'un implant inox revêtu céramique d'alumine.
- Une absence d'usure macroscopique de l'insert polyéthylène dans sa convexité associée à une usure "normale" dans la concavité.

### **V.2.1. Principes et techniques de fonctionnement**

Le système à double mobilité se compose d'une cupule en acier inoxydable à fixation sans ciment et d'un insert polyéthylène mobile dans la cupule. On se trouve donc en présence de deux articulations concentriques (Figure V-2):

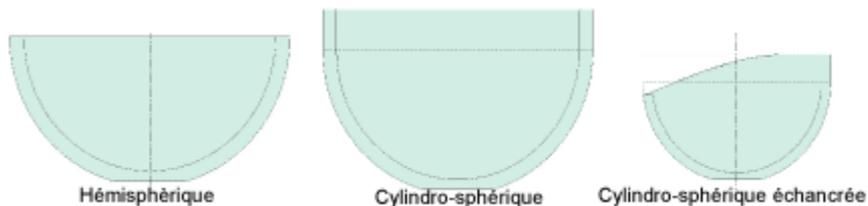


**Figure V-2**  
A : articulation tête-insert  
B : articulation insert-cupule

- articulation de la tête fémorale dans la concavité de l'insert polyéthylène : la "petite" articulation,
- articulation de la convexité de l'insert dans la cupule métallique : la "grande" articulation.

### V.3. Insert à double mobilité

Physiquement, le système se compose d'une cupule métallique cylindro-sphérique, d'un insert en polyéthylène, et d'accessoires de fixation. La cupule métallique est généralement de forme cylindro-sphérique. Bien que des versions uniquement sphériques soient également disponibles, pour notre exemple, nous prendrons la forme cylindro-sphérique "échancrée" : il s'agit d'une cupule hémisphérique complétée par une partie cylindrique de 7 à 8 mm de hauteur (Figure V-3), puis ouverte largement dans toute la zone distale comprise entre les cornes antérieure et postérieure. [1]



**Figure V-3** : Formes de double mobilité

Le matériau utilisé pour la cupule est généralement un acier inoxydable, parfois un alliage de chrome-cobalt. Le choix entre l'un ou l'autre est dépendant du procédé de fabrication choisi par le fabricant.

Initialement les cupules à double mobilité étaient revêtues de céramique d'alumine. Ce matériau, excellent en matière de bio-tolérance, est par contre un mauvais ostéo-conducteur.

L'insert polyéthylène représente, selon les tailles, approximativement 5/8 de la sphère. Il dispose toujours d'un dispositif de retenue de la tête fémorale. Certains inserts sont monoblocs, et il faut donc recourir à une presse (Figure V-4) pour impacter en force la tête prothétique dans l'insert, d'autres utilisent un système de bague à clipper, plus facile à mettre en œuvre mais à la longévité moins évidente (mobilité et risque de rupture de la bague, discontinuité de l'anneau avec des angles vifs...).



**Figure V-4** : Presse à insert

La cupule originelle imaginée par Bousquet est dite tripode. Elle comporte trois points d'ancrages (Figure V-5 et V-6).



**Figure V-5** : Cupule à trois points d'ancrage



**Figure V-6 :** Cliché radiologique de la cupule à trois points d'ancrage

- Le premier point d'ancrage est constitué par une patte supérieure dans laquelle va se loger une vis corticale de diamètre 4,5mm,
- Les deux autres points d'ancrage par l'intermédiaire de pions coniques orientés vers les branches ischio-pubienne et sacrée.

Le principe des trois points d'ancrage a été imaginé pour assurer une stabilité primaire immédiate en rotation et en arrachement. Il s'agit d'abord de mettre en place les deux pions ischiatiques, et de les solidariser sur la cupule par une fixation de type cône morse, tout en vérifiant qu'ils ne débordent pas dans la concavité de la cupule. [1]

La vis corticale de diamètre 4,5mm orientée à 30°, et mise en place dans la patte supérieure préalablement modelée sur l'os iliaque, doit trouver une prise bi-corticale. Lors des derniers tours de vis, sous l'effet de la traction, la cupule doit légèrement être en verticale, en induisant un effet de compression au fond du cotyle. Le montage ainsi obtenu se montre immédiatement stable.

Le système se compose de deux articulations mettant en présence des matériaux de même nature : inox-polyéthylène le plus généralement. Sur cette base, les deux articulations sont égales en termes de friction, et dans le cas d'une tête céramique, l'articulation tête-insert présente une meilleure friction en raison du meilleur état de surface de la céramique. Il n'y a donc a priori jamais de prévalence en faveur de l'articulation insert-cupule de nature à justifier une mobilité plus importante à ce niveau.

#### **V.4. Insert mobile en polyéthylène**

L'insert mobile en polyéthylène mesure plus de 10mm d'épaisseur, permet un débattement de 65° dans chaque direction, a un bord libre parfaitement congruent avec le col de la prothèse fémorale monobloc.

Il est assemblé avec une presse sur la tête fémorale car son diamètre d'entrée est légèrement inférieur au diamètre équatorial de la tête.

Il n'y a aucun dispositif mécanique à type de bague au autre pour assurer la rétention de l'insert sur la tête.

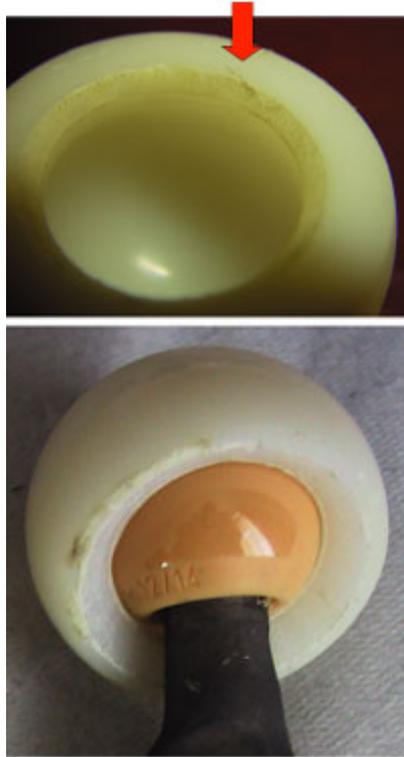
Le couple de frottement est le résultat d'un indice de friction rapporté à une surface de contact articulaire. Plus ce couple de frottement est élevé et plus il requiert d'énergie pour le mobiliser. Dans le cas qui nous intéresse avec une "grande" articulation et une "petite", à friction égale, le couple de frottement est donc plus important dans la "grande" articulation. Comme le système est basé sur la concentricité des 2 articulations, on peut comprendre que la "petite" articulation est toujours la première à se mobiliser. La seconde articulation n'est sollicitée dans ce principe qu'à partir du moment où le col de tige vient en butée sur la collerette de l'insert. La survenue de ce contact est variable en fonction du diamètre du col utilisé et de celui de la collerette de l'insert (plus large avec une tête 28mm). En pratique cette "grande" interface est donc très peu sollicitée, ce qui explique la faible usure à ce niveau.

#### **V.5. La réduction des contraintes**

Le principe de double mobilité réduit de façon très importante les contraintes en cisaillement induites par le couple de frottement, puisque le couple de frottement prioritaire est celui de la "petite" articulation, et que le couple résiduel est ensuite absorbé en partie dans la "grande" articulation pour ne laisser subsister qu'un très faible couple au niveau de l'interface os cupule.

Ce mécanisme, en plus du caractère plus qu'hémisphérique de la cupule, explique sans doute l'excellente répartition des contraintes entre la cupule et l'acétabulum. Ceci confirme l'excellence du fonctionnement physiologique de la cupule, mais met en exergue une ostéointégration limitée : rare au niveau de la cupule, plus fréquente au niveau de plots lorsque ceux-ci sont revêtus. C'est la raison pour beaucoup de chercheurs préfèrent utiliser un implant revêtu d'hydroxyapatite plutôt que recouvert d'alumine, matériau surtout reconnu pour son caractère bio-inerte.

Au niveau du polyéthylène l'analyse des explants montre que dans tous les cas un chanfrein s'est constitué au niveau de la collerette (Figure V-7), et que dans certains cas il existe une importante modification de l'état de surface du polyéthylène à ce niveau.



**Figure V-7** : Chanfreinage spontané de la collerette : générateur de débris d'usure

Cette usure est fonction de plusieurs facteurs :

- La qualité du polyéthylène
- La forme de la collerette. Si l'insert polyéthylène avait été conçu au départ avec une collerette cylindrique, il paraît logique d'utiliser une collerette chanfreinée afin de permettre le débattement du col sans frottement
- La taille et la forme du col. Le col doit être considéré comme faisant partie des surfaces de contact de l'implant, donc ce type d'implant doit être utilisé avec un col de petite taille et suffisamment long pour ne pas permettre de conflit entre polyéthylène et l'embase prothétique
- La rugosité du col. Dans ce type d'implant il existe une articulation entre col et insert polyéthylène. Le col doit donc être traité comme toutes les autres surfaces articulaires métalliques, c'est à dire poli brillant et de préférence inox ou chrome cobalt.

## V.6. Conditions de mesures réalisées selon plusieurs travaux

En tenant compte de la capacité statique et dynamique de chargement dans différents tribomètres (simulateurs), nous avons relevés que l'effet du pH et l'effet du procédé de stérilisation joue un rôle important dans le comportement mécanique et tribologique des P.T.H., dont nous reportons les résultats escomptes dans l'étude présentée par un groupe de travail : [2]

### V.6.1. Effet du pH

Pour s'approcher au mieux des conditions du milieu biologique, une solution Ringer est élaborée pour jouer le rôle du liquide synovial. [3].

La solution choisie est caractérisée par sa composition chimique et son pH égal à 5,7. Un pH inférieur à ce seuil correspond à un milieu plus acide. Dans la littérature clinique [4], l'acidité peut se traduire par la présence d'un pourcentage d'éléments alcoolisés dans l'organisme humain.

Outre les problèmes de nécroses qui peuvent affecter l'os, il a été montré [4], que les PTH sont d'autant plus exposées à l'usure quand le pH est faible. En effet, les métaux ne sont pas neutres vis-à-vis des liquides avec lesquels ils sont en contact. Des phénomènes électrochimiques se produisent, à moins qu'il ne se forme très rapidement, à la surface des pièces, une couche passive faisant écran. La stabilité de cette couche protectrice est en fonction de nombreux paramètres : pH, teneur en ions chlorures, pouvoir oxydant du milieu et contraintes d'origine mécanique.

Si les matériaux employés en orthopédie sont à l'abri d'une corrosion généralisée, ils peuvent subir une corrosion localisée sous forme de corrosion par piqûres, etc....

	<b>pH</b>	<b>Taux d'usure (mg/10<sup>6</sup> cycles)</b>
Essai 1	5,7	42,82
Essai 2	5,4	61,92

**Tableau V-1.** Taux d'usure sous l'effet du pH [3]

Dans notre cas, nous avons caractérisé le milieu acide par une solution Ringer de pH =5,4. Nous constatons qu'une diminution de pH de 0,3 correspond à une augmentation du taux de l'usure de 40mg au bout de 3,5 millions de cycle. Cette différence

est d'autant plus significative au fur et à mesure qu'on s'approche de la fin du stade 2 de l'usure (Tableau V-1).

### V.6.2. Effet du procédé de stérilisation

Actuellement la stérilisation des implants orthopédiques fait appel à trois méthodes: autoclave, oxyde d'éthyle et irradiations par rayons gamma [5]. Des études [6] montrent, que le procédé de stérilisation imposé aux implants articulaires joue un rôle important dans la tenue à l'usure de PTH. En comparant deux couples de matériaux testés à des conditions expérimentales semblables, et en utilisant deux procédés de stérilisation différents, le polyéthylène stérilisé à l'oxyde d'éthyle s'use plus rapidement que le polyéthylène stérilisé aux rayons gamma.

Notre choix s'est fixé aux effets de la stérilisation par autoclave et irradiation gamma. Deux séries d'usure sur PTH de diamètre 28mm sont faites sur le même couple de matériaux (inox/polyéthylène) : la première série de prothèses est stérilisée à l'autoclave et la seconde aux rayons gamma (tableau V-2).

	<b>Procédé de stérilisation</b>	<b>Taux d'usure (mg/10<sup>6</sup> cycles)</b>
Essai 1	Rayons gamma	42,82
Essai 2	Autoclave	75,56

**Tableau V-2.** Taux d'usure sous l'effet du procédé de stérilisation [3]

La perte de masse enregistrée sur le simulateur pour les deux procédés de stérilisation montre la même tendance d'évolution en fonction du nombre de cycles (deux stades rapide et lent).

Cependant, comparativement à la prothèse stérilisée à l'autoclave, on enregistre une réduction de la perte de masse sur la prothèse stérilisée aux rayons gamma, et une stabilisation de l'usure sur celle-ci pour une durée pouvant dépasser les 5 millions cycles.

La prothèse stérilisée à l'autoclave subit une perte de masse plus rapide et donne tendance, à partir des 1,5 à 2 millions de cycles, à ce que l'usure devienne plus active, conduisant ainsi à une dégénérescence plus rapide des surfaces de contact entre tête et cotyle de P.T.H.

### V.7. Commentaires et interprétation des résultats

Les biomatériaux ont fait leur apparition pour apporter un nouvel élan dans le domaine de la biomécanique, c'est dans ce sens que le travail présenté se focalise sur la stabilité des inserts et leur utilisations, on note que diminuer le risque de fixation est une très bonne formule pour le fonctionnement des P.T.H.

On commence pour l'influence du diamètre de la tête sur le taux de luxation, des recherches sont réalisées dans le sens de remédier à cet influence. Le diamètre de la tête agit de manière indiscutable sur la stabilité prothétique : la décoaptation nécessaire à une luxation est d'autant plus importante que la tête est plus volumique 11mm pour une tête de 22mm et 14mm pour une tête de 28mm.

Le risque de luxation dépend aussi de la profondeur de la cupule et de son inclinaison le débattement dépend du rapport entre le diamètre de la tête et le diamètre du col.

En réalité, c'est de nombreux facteurs interviennent : Voie d'abord, orientation des pièces, tension des parties molles, bras de levier, bras de levier fessier et le profil de la cupule.

Nous remarquons aussi dans cette étude que l'influence du diamètre de la tête sur le volume de débris d'usure libérés est considérable surtout lors du passage de 22mm à 32mm, le souci actuel concerne le devenir des débris d'usure (chrome et de cobalt) à l'utilisation du métal/métal une telle intégration ne peut que nous interpeller.

Pour les céramiques, la question est moins aigüe car leur débris sont mieux tolérés, cependant il existe à long terme.

Les différents couples se distinguent de la manière suivante :

Le couple métal/polyéthylène reste le couple de référence compte tenu de son recul clinique et de son taux de survie. Le maillon faible est le polyéthylène dont le taux d'usure linéaire est de l'ordre 0.1mm par an et est à l'origine de libération de particules qui favorise l'ostéolyse. [7].

Le couple céramique/polyéthylène permet de diminuer le taux d'usure de polyéthylène.

Le couple céramique/céramique a été développé dans les années 1970. Il connaît actuellement un succès grandissant avec l'augmentation de diamètre des têtes qui peut atteindre 36mm, augmentant ainsi la stabilité. L'usure est très limitée. L'introduction de la céramique biphasée (Zircone) doit permettre d'améliorer la durée de ce couple (la longévité de ce couple).

Le couple métal/métal connaît un regain d'intérêt depuis quelques années qu'il s'agisse de prothèses traditionnelles ou de prothèses de surfaçage. Le taux d'usure est également extrêmement faible.

Le diamètre des têtes limite le risque de luxation. Le relarguage (l'émission) d'ions métalliques est l'objet de beaucoup d'attention voire de polémiques.

Cependant il n'existe aucune pathologie démontrée liée au relarguage d'ions (relarguage ionique).

Le couple de frottement des têtes prothétiques est un élément important de la longévité d'une prothèse totale de hanche.

Un groupe de prothèses est actuellement validé. Son choix dépend de multiples facteurs liés au contexte chirurgical au patient mais également aux convictions et aux connaissances scientifiques personnelles du chirurgien et en outre de ces facteurs, il existe aussi des contraintes liées à la tige de fixation, ce qui implique l'ancrage et le problème de descellement.

Lors de notre étude nous avons constaté qu'il existe d'autres facteurs qui influent négativement sur l'usure des têtes prothétiques, on observe l'effet du pH, pour s'approcher aux conditions réelles de lubrification, nous avons remarqué avec l'utilisation du liquide de Ringer lors des essais expérimentaux que nous avons lu dans la littérature et sur le plan expérimental, on constate que la composition du liquide de Ringer qui est la suivante :

La composition du liquide de Ringer (liquide pour mammifères) selon le tableau suivant, le pH est d'environ 7. [8].

Désignation	Quantité
Chlorure de Sodium	9 gr
Chlorure de potassium	0.42 gr
Chlorure de calcium	0.24 gr
Hydrogénocarbonate de sodium	0.15 gr
Di hydrogénocarbonate de Sodium	0.20 gr
Glucose	1 gr
Eau distillée	1000 ml

Donc le pH possède une certaine influence sur l'usure et qui se manifeste sous forme de corrosion localisée (appelée corrosion par piqûres).

Cette forme d'usure se développe progressivement et se caractérise à moyen ou à long terme.

En rajoutant à cela, il existe aussi un autre procédé qui influe négativement en l'occurrence l'effet du procédé de stérilisation imposé aux implants articulaires qui joue un rôle important dans le tenue à l'usure des P.T.H. notamment les têtes prothétiques.

Lors des expériences des chercheurs ont relevé dans différents conditions et par comparaison deux couples de matériaux testés à des conditions expérimentales semblables, et en utilisant deux procédés de stérilisation différents, le polyéthylène stérilisé à l'oxyde de l'éthyle s'use rapidement que le polyéthylène stérilisé aux rayons gamma.

En définitive, on peut mentionné dans ce commentaire et les résultats des différentes études réalisées expérimentalement dans de différents laboratoires de recherche que notre étude s'inscrit dans la même optique de raisonnement qui converge vers les mêmes remarques et on rajoute dans notre étude une constatation personnelle qu'il faut joindre à ce travail l'influence des contraintes que nous avons abordé tout à la fin de notre étude.

En conclusion, les contraintes jouent un rôle important au niveau des têtes prothétiques ce qui est validé numériquement par d'autres travaux qui s'inscrivent dans le cadre des thèmes et les objectifs et les perspectives de notre laboratoire.

## **REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES DU CHAPITRE V**

- [58] **C. DELAUNAY**, Couple de frottement des prothèses totales de hanche. Ce qu'un chirurgien orthopédiste devrait savoir.
- [59] **A.Boulila, K.Jendoubi, A.Zghal, M.Mzougui, P.Chabrand, M.Khadhraoui, M.Trabelsi**, Simulation de l'effet des surcharges sur le comportement mécanique des P.T.H à couples de matériaux différents, 2007.
- [60] **ATEF BOULILA\*, KHEMAÏES JENDOUBI\*, PATRICK CHABRAND\*\***, Etude de l'usure des implants articulaires de hanche- Validation sur un simulateur de fabrication locale, \*Laboratoire de Biomécanique Orthopédique (LBO) INO. M.T. Kassab, Ksar Saïd, 2010 Manouba Tunisie, \*\*Laboratoire LABM UMSR, Université de la Méditerranée, Campus de Luminy, France, 2008
- [61] **RICHARD SKALAK, SHU CHIEN**, « Handbook of bioengineering », ISBN 0-07-057783-8, McGraw, USA, 1987
- [62] **RICHARD KIOK, SIDDHARTH FERNANDES, SUMMIT KUPTA, ANDREW JAMES** « Sterilization methods of artificial joint prostheses », Group R2, April 23, 1997
- [63] **S.AFFATATO, G.BERSAGLIA, D.EMILIANI,I.FOLTRAN, P.TADDEI, M.REGGIANI, P.FERRIERI, A.TONI**, The performance of gamma-and EtO-sterilised UHMWPE acetabular cups tested under severe simulator conditions, Part 1: role of the third-body wear process, *Biomaterials* 23(2002) 4839–4846.
- [64] **PROFESSEUR PHILIPPE MASSIN**, polyéthylène en orthopédie, (Chirurgie Orthopédique, CHU Angers), 2007.
- [65] **H. MAZOUZ**, Thèse de doctorat de l'Université de technologie de Compiègne France, 2003.

# **CONCLUSION**

## **GENERALE**

## **CONCLUSION GENERALE**

Les potentialités des biomatériaux demeurent très grandes dans les applications tribologiques.

Dans tous les cas, il faut bien connaître les matériaux pour définir concrètement leurs domaines d'applications et donc disposer des moyens fiables et significatifs de caractérisation.

Ceci est d'autant plus vrai que le comportement tribologique n'est pas une propriété intrinsèque des matériaux, il dépend, en effet, d'un certain nombre de paramètres: les conditions nominales d'essai, les propriétés et les structures des couples des biomatériaux en contact ainsi que les caractéristiques propres du dispositif d'essai et du milieu environnant.

Dans les traitements des fractures de l'extrémité supérieur du fémur, lorsque l'indication de l'arthroplastie est posée, les prothèses utilisées peuvent être soit des prothèses totales de hanche soit des prothèses fémorales, dépendamment de la situation clinique.

Il est recommandé de remplacer les implants articulaires de hanche par des prothèses de hanche, pour ce faire, il faut remédier tous les phénomènes qui découlent de cet grand assemblage.

En première partie, notre travail se dirige vers une constatation majeure sur la fixation des prothèses ainsi que leur comportement mécanique et tribologique de ces prothèses. Le couple de frottement est un facteur important de la longévité d'une prothèse totale de hanche. Historiquement le couple métal/Polyéthylène est considéré comme la référence compte tenu du recul clinique de ce couple et son taux de survie 20 ans.

Au niveau de la hanche, l'introduction de la cupule double mobilité a été imaginée comme originale et trouve sa place dans la gamme des prothèses de hanche qui s'imposent sur le marché actuel.

En somme, des études prospectives comparatives totalisant un certain nombre de prothèses de hanche ont été sélectionnées.

Les taux de reprise rapportés sont pour beaucoup d'entre eux inférieures ou égaux à 10 % à 10 ans.

L'objectif de ce travail est d'évaluer l'efficacité et le rapport important des facteurs qui surgissent du frottement et l'usure des têtes prothétiques.

Les résultats rassemblés dans cette étude qui concerne les têtes prothétiques sont bons, et ce quel que soit le mode de fixation utilisé.

En l'absence des données suffisantes et des moyens expérimentaux, il n'existe pas de supériorité d'un mode de fixation ou d'un couple de frottement par rapport à un autre.

Donc, notre initiative se situe dans les études comparatives et la synthèse des travaux expérimentaux réalisés.

Le plan de rédaction de la thèse est situé dans l'introduction générale.

# **GLOSSAIRE**



## GLOSSAIRE

**Acetabulum** : de cavité cotyloïde (cavité de l'os iliaque où s'articule la tête fémorale).

**Arthroplastie** : Intervention au niveau d'une articulation.

**Arthrose** : Affection chronique dégénérative des articulations.

**Aseptique** : exempt de tout microbe.

**Austénitique** : Constituant des aciers, solution solide de carbone dans le fer.

**Butyle** : Radical monovalent C<sub>4</sub>H<sub>9</sub>.

**Chanfrein** : Surface obtenue en abattant l'arête d'une pièce.

**Cisaillement** : Coupure progressive d'une pièce métallique par une autre pièce avec laquelle le contact est mal assuré.

**Concavité** : Concave : Qui présente une courbure en creux.

**Convexité** : Convexe : bombé, courbé en dehors. Ant. Concave.

**Cortical** : Qui appartient, qui dépend d'un cortex (couche superficielle de certains organes).

**Cotyle** : Cavité d'un os dans laquelle s'articule la tête d'un autre os.

**Cotyloïde** : cavité de l'os iliaque où s'articule la tête fémorale.

**Cupule** : petit organe, objet en forme de coupe.

**Descellement** : Desceller : Dégager ce qui est fixé par un scellement (fixation au moyen d'un matériau qui sèche et durcit (de l'extrémité d'une pièce de bois ou de métal).

**Embolie** : Oblitération d'un vaisseau par un caillot, des cellules malignes ou des bulles de gaz ex. embolie pulmonaire, cérébrale.

**Éthylène** : Gaz incolore très réactif de formule C<sub>2</sub>H<sub>4</sub> hydrocarbure utilisé en pétrochimie pour fabriquer le polyéthylène, le polystyrène les polyesters et le chlorure de vinyle.

**Granulome** : Formation tumorale d'origine inflammatoire.

**Hydroquinone** : Diphénol de formule HO-C<sub>6</sub>H<sub>4</sub>-OH utilisé en photographie comme révélateur.

**Insert** : Pièce que l'on inclut dans une autre au moment de la fabrication.

**Interstice** : Très petit espace, écart entre les éléments constitutifs d'un tout.

**Ischiatique** : Ischion : Partie inférieure de l'os iliaque, situé au niveau de la fesse.

**Ligament** : Faisceau fibreux résistant plus ou moins élastique, qui relie deux parties d'une articulation ou deux organes.

**Médullaire** : Qui a rapport à la moelle osseuse ou à la moelle épinière.

**Méthacrylate** : Sel ou reste de l'acide méthacrylique  $\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)-\text{COOH}$ . Résultant de la polymérisation des esters de l'acide, utilisées en particulier dans la fabrication des verres organiques.

**MMA** : Méthyle méthacrylate.

**Moignon** : 1- Extrémité d'un bras ou d'une jambe amputés ou mutilés.

2- Reste du membre amputé qui va de la cicatrice à l'articulation supérieure.

**Monomère** : Constitué de molécules simples susceptibles de former un ou des polymères.

**Muscles abducteurs** : Des muscles qui effectuent le mouvement d'abduction (mouvement par lequel un membre s'écarte du plan de symétrie du corps.).

**Nécrose** : Mort cellulaire ou tissulaire.

**Odontologie** : Étude des dents et de leurs affections, médecine dentaire.

**Orthopédique** : Qui est destiné à étudier ou à traiter les affections et les déformations du squelette, des articulations ou des muscles.

**Os iliaque** : Chacun des deux os qui forment le pelvis.

**Ostéoarthrite** : Arthrite compliquée de lésions osseuses des surfaces articulaires.

**Ostéochondrite** : Inflammation de l'os encore partiellement cartilagineux chez l'enfant.

**Ostéolyse** : Destruction du tissu osseux.

**Pelvis** : Bassin.

**Peroxyde** : Composé contenant le groupement de deux atomes d'oxygène  $-\text{O}-\text{O}-$

**Plexiglas** : Matière plastique transparente et flexible.

**PMMA** : Poly-méthyle méthacrylate.

**Polyéthylène** : Matière plastique obtenue par polymérisation de l'éthylène, utilisée notamment pour fabriquer des récipients souples des tuyaux.

**Polymère** : Molécule constituée d'un grand nombre de répétition d'une ou plusieurs espèces d'atomes ou de groupes d'atomes.

**Polymérisation** : Union de molécules d'un même composé (monomère) en une seule molécule plus grosse (macromolécule).

**Ratio** : Rapport entre deux grandeurs.

**Rhumatoïde** : Qui a des caractères rhumatismaux.

**Solvant** : Substance, générale liquide, dans laquelle d'autres substances peuvent être dissoute.  
Syn. Dissolvant.

**Toluidine** : Matière colorante dérivée du toluène.

**Trochanter** : Chacune des deux apophyses (partie saillante des os qui permet leur articulation ou la fixation des muscles.) de la partie supérieure du fémur.

## **Summary**

The goal of the present work is the characterization of the behavior to the phenomena of rubbing and wear of the total prosthesis of hip (P.T.H.). To this effect, we consider the behaviors tribologique and mechanical of the prostheses in question. Considering the big potentialities of the biomaterials in the medical applications, a good longevity of prosthesis essentially passes by a good choice of the materials and by a good dimensionality. It is in this perspective that we led this survey.

**Keywords**: Rubbing, Wear, Prosthesis, Tribological, Materials.

## **Résumé**

Le but du présent travail est la caractérisation du comportement aux phénomènes de frottement et d'usure des prothèses totales de hanche (P.T.H.). A cet effet, nous considérons les comportements tribologique et mécanique des prothèses en question. Considérant les grandes potentialités des biomatériaux dans les applications médicales, une bonne longévité d'une prothèse passe essentiellement par un bon choix des matériaux et par un bon dimensionnement. C'est dans cette perspective que nous avons mené cette étude.

**Mots clés** : Frottement, Usure, Prothèses, Tribologique, Biomatériaux.