

N° d'ordre : /2012/DM

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

UNIVERSITÉ DE BATNA

FACULTÉ DE TECHNOLOGIE  
DÉPARTEMENT DE MÉCANIQUE

Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme de

MAGISTÈRE

En

Mécanique

Option : BIOMECANIQUE

Par

**HARROUG MOHAMMED REDHA**

---

**ANALYSE DU PHENOMENE TRIBOLOGIQUE  
DES PROTHESES PAR L'APPROCHE NUMERIQUE**

---

Soutenu le : .....

Ce Travail a été réalisé au sein du Laboratoire de Productique (LRP)

Encadré par : Dr. MAZOUZ HAMOUDI.

Devant le jury :

Pr. ZIDANI Kamel	Professeur	- Université de Batna	Président.
Dr. MAZOUZ Hamoudi	M.C.	- Université de Batna	Rapporteur.
Dr. ASSAS Mekki	M.C.	- Université de Batna	Examineur.
Dr. MEKHALFA Allaoua	M.C.	-Université d'Annaba	Examineur.

Année Universitaire 2011 / 2012

A Ma Mère

Qui a consacré toute sa vie à mon éducation et mes études.  
Je lui dédie cette thèse

## REMERCIEMENTS

A mon Directeur de Thèse

Monsieur le Docteur **MAZOUZ HAMOUDI**

Qui est à l'origine de ce travail et qui a su me donner la motivation et l'énergie pour L'accomplir. Sa qualité d'encadrement ainsi que l'aide précieuse qu'il m'as apportée lors de la phase de rédaction de ce mémoire. ses nombreux conseils, sa rigueur scientifique, son soutien et ses qualités humaines m'ont permis de mener à bien cette thèse. Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de ma haute considération et de mon profond respect.

A Monsieur le Professeur **BRIOUA MOURAD**

Je vous remercie de l'honneur que vous me faites chaque fois que j'ai besoin de vous. Je t'exprime mes plus sincères remerciements pour ta disponibilité et ta profonde gentillesse.

J'exprime mes sincères remerciements aux **membres de jury** pour l'intérêt qu'ils ont montré en acceptant de rapporter ma thèse.

J'exprime toute ma gratitude à mes **professeurs de Magister** pour leur gentillesse, leur patience, leurs compétences scientifiques et qui ont contribués d'une façon indirect à me redonner l'envie de poursuivre mes études.

De plus, je tiens à remercier mes **amis de promotion** dont j'ai bénéficié d'un grand respect et d'une ambiance très sympathique aussi bien du coté scientifique que humain.

A titre exceptionnel, je tiens à remercier Docteur MOUSS HAYET pour ses encouragements, Ses conseils, et sa gentillesse.

Je tiens à remercier **ma femme**, qui n'a cessée de m'encourager, m'aider, du début jusqu'à la fin. Je remercie aussi **mes enfants : DHIKRA-HADJAR-TAHAR-ABDERRAHMANE** pour leurs encouragements. J'espère que je sois leur icône afin de bien étudier.

Enfin, mes pensées se tournent vers ma famille, mes proches et mes amis.

# SOMMAIRE

## INTRODUCTION GENERALE

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

## CHAPITRE 1: ARTHROPLASTIE DE LA HANCHE

1.1. PATHOLOGIE DES ARTICULATIONS.....	4
1.2. DEFINITIONS ET BUTS D'UNE ARTHROPLASTIE .....	5
1.3. INDICATIONS ET CONTRE INDICATION .....	5
1.3.1. INDICATIONS D'UNE ARTHROPLASTIE DE LA HANCHE .....	5
1.3.2. CONTRE INDICATIONS D'UNE ARTHROPLASTIE TOTALE DE LA HANCHE.....	5
1.4. HISTOIRE DE LA PROTHESE DE LA HANCHE .....	6
1.5. EXIGENCES REQUISES POUR UNE ARTICULATION ARTIFICIELLE.....	9
1.6. HISTOIRE DU CIMENT CHIRURGICAL ACETABULAIRE ARME.....	10

## CHAPITRE 2: MATERIAUX UTILISES.

2.1. INTRODUCTION.....	22
2.2. MATERIAUX CONSTITUTIFS DES IMPLANTS PROTHETIQUES.....	23
2.2.1. LES ALLIAGES METALLIQUES .....	23
2.2.2. LES POLYMERES.....	25
2.2.3. LES CERAMIQUES.....	26
2.2.4. LES MATERIAUX D'ORIGINE NATURELLE .....	31
2.3. CHOIX DES COMBINAISONS DE MATERIAUX DES SURFACES ARTICULAIRES....	32
2.4. CONCLUSION.....	33

## CHAPITRE 3: ANALYSE DU PROBLEME.

3.1. INTRODUCTION .....	34
3.2. LA TRIBOLOGIE.....	34
3.3. FROTTEMENT .....	35
3.3.1. LOIS DES FROTTEMENTS.....	36
3.3.2. MECANISMES DES FROTTEMENTS.....	36

<b>3.4. COMPORTEMENT TRIBOLOGIQUE DE MATERIAUX</b>	<b>37</b>
<b>3.5. MATERIAUX UTILISES EN ORTHOPEDIE</b>	<b>37</b>
<b>3.6. PROBLEMES LIES A L'USURE MECANIQUE DES SURFACES ARTICULAIRES</b>	<b>39</b>
3.6.1. <i>LUXATION</i>	39
3.6.2. <i>DESCELLEMENT</i>	39
3.6.3. <i>USURE</i>	40
3.6.3.1. <i>USURE PAR ADHESION</i>	40
3.6.3.2. <i>USURE PAR ABRASION</i>	41
3.6.3.3. <i>USURE PAR DELAMINATION</i>	41
3.6.3.4. <i>USURE PAR FROTTEMENT CORROSION</i>	42
<b>3.7. THEORIES DE LA LUBRIFICATION ARTICULAIRE</b>	<b>42</b>
<b>3.8. MISE EN OEUVRE</b>	<b>43</b>
<b>3.9. BIOMECANIQUE DE LA PROTHESE DE HANCHE</b>	<b>44</b>
3.9.1. <i>HANCHE</i>	44
3.9.2. <i>PROTHESE TOTALE DE HANCHE (PTH)</i>	45
3.9.2.1. <i>PTH CIMENTEE ET PTH NON CIMENTEE ET LEUR COMPARAISON</i>	46
3.9.3. <i>APPROCHE PREOPERATOIRE</i>	47
3.9.4. <i>APPROCHE PEROPERATOIRE</i>	48
<b>3.10. LE MODELE BIOMECANIQUE DU SYSTEME OS-PROTHESE DE HANCHE</b>	<b>49</b>
3.10.1. <i>LA MODELISATION NUMERIQUE</i>	49
3.10.1.1. <i>LES PARAMETRE A PRENDRE EN COMPTE AVANT LA MODELISATION</i>	50
3.10.1.2. <i>LES CONDITIONS DE CHARGE</i>	52
3.10.1.3. <i>L'EVALUATION DE LA STABILITE PRIMAIRE</i>	52
3.10.1.5. <i>APPLICATION DU MODELE BIOMECANIQUE</i>	53
3.10.1.6. <i>PERSPECTIVES DE LA MODELISATION NUMERIQUE</i>	54
<b>3.11. CONCLUSION</b>	<b>54</b>

## **CHAPITRE IV: APPROCHE PAR ELEMENTS FINIS.**

<b>4.1. INTRODUCTION</b>	<b>55</b>
<b>4.2. QUELQUES ELEMENTS THEORIQUES</b>	<b>56</b>
<b>4.3. A PROPOS D'ABAQUS</b>	<b>56</b>
<b>4.4. DEVELOPPEMENT DES MODELES</b>	<b>57</b>
4.4.1. <i>MODELE 1 ET MAILLAGE ASSOCIE</i>	57
4.4.2. <i>MODELE 2 ET MAILLAGE ASSOCIE</i>	58
4.4.3. <i>MODELISATION DES MATERIAUX</i>	59

4.4.4. MODELISATION DU CONTACT-----	59
4.4.5. DEFINITION DES CONDITIONS AUX LIMITES ET DU CHARGEMENT-----	61
4.4.6. RELATION ENTRE LE DEPLACEMENT VERTICAL ET LA DECOAPTATION-----	62
<b>4.5. TRAITEMENTS DES RESULTATS ABAQUS -----</b>	<b>63</b>
<b>4.6. RESULTATS CONCERNANT LE MODELE 1-----</b>	<b>65</b>
4.6.1. INFLUENCE DE LA FORCE APPLIQUEE-----	65
4.6.2. INFLUENCE DE LA DECOAPTATION -----	68
4.6.3. INFLUENCE DE L'INCLINAISON DE LA CUPULE-----	69
4.6.4. INFLUENCE DES MATERIAUX -----	72
<b>4.7. RESULTATS CONCERNANT LE MODELE 2 -----</b>	<b>73</b>
4.7.1. INFLUENCE DE LA DECOAPTATION -----	73
4.7.2. INFLUENCE DES MATERIAUX -----	74
<b>4.8. COMPARAISON DES DEUX MODELES-----</b>	<b>75</b>
<b>4.9. INTERPRETATION DES RESULTATS -----</b>	<b>78</b>
<b>4.10. CONCLUSION-----</b>	<b>79</b>

## **CHAPITRE V : PRESENTATION DU DESIGN APPROPRIE A LA PROBLEMATIQUE.**

<b>5.1. INTRODUCTION -----</b>	<b>80</b>
<b>5.2. PHASES DU DESIGN DE L'IMPLANT -----</b>	<b>81</b>
<b>5.3. MATERIAUX-----</b>	<b>82</b>
5.3.1. ACIERS INOXYDABLES-----	82
5.3.2. POLYETHYLENE -----	83
5.3.3. LES CERAMIQUES-----	84
<b>5.4. FORMES ET DIMENSIONS -----</b>	<b>85</b>
5.4.1. LES TAILLES DE PROTHESES-----	86
<b>5.5. MODELISATION PAR ELEMENTS FINIS -----</b>	<b>86</b>
5.5.1. DEFINITION ET METHODE -----	86
5.5.2. APROPOS D'ABAQUS-----	87
5.5.3. DEVELOPPEMENT DES MODELES-----	87
5.5.4. MODELE 3D ET MAILLAGE ASSOCIE-----	88
5.5.5. RESULTATS ABAQUS -----	89
5.5.5.1. MODELE 1 -----	89
5.5.5.2. MODELE 2-----	93

5.5.5.2.1. LA CUPULE A DOUBLE MOBILITE -----	93
5.5.5.2.2. INSERT A DOUBLE MOBILITE -----	94
5.5.5.2.3. LA REDUCTION DES CONTRAINTES -----	95
5.5.6. INTERPRETATION GENERALE DES RESULTATS -----	100
5.6. CONCLUSION -----	101

## **CONCLUSION GENERALARE**

CONCLUSION GENERALE -----	103
---------------------------	-----

<i>BIBLIOGRAPHIE</i> -----	105
----------------------------	-----

<i>ANNEXE</i> -----	110
---------------------	-----

*GLOSSAIRE*

# **INTRODUCTION**

## **GENERALE**



## INTRODUCTION GENERALE

La chirurgie orthopédique et notamment celle de la prothèse de hanche sont en perpétuel développement. 800000 prothèses totales de hanche sont implantées chaque année dans le monde dont 450 en Algérie. L'engouement exceptionnel des patients et des chirurgiens pour cette prothèse vient du fait qu'elle donne des résultats exceptionnels et tangibles concernant l'amélioration des douleurs, l'accroissement de la mobilité et la faible durée des suites opératoires. Il n'est pas rare de constater que quatre jours après une implantation de prothèse totale de hanche, un patient puisse se remettre sur ses deux jambes et effectuer ses premiers pas.

Par conséquent, l'arthrose et les dégradations de l'articulation coxo-fémorale qui touchent majoritairement les personnes âgées sont devenues un problème de santé publique majeur. L'usure du cartilage, ce précieux revêtement qui permet le glissement harmonieux de la tête du fémur à l'intérieur de la cavité cotyloïdienne entraîne un dysfonctionnement de l'articulation. De plus, ce symptôme est souvent combiné avec d'autres complications comme des douleurs intenses. Pour le traiter, médicaments ne sont pas toujours susants et le recours à une arthroplastie de la hanche est régulièrement nécessaire. Les plus jeunes sont également concernés.

Leurs pathologies se multiplient en raison des nouveaux modes de vie et de travail, elles s'aggravent aussi par certaines pratiques sportives désastreuses. Beaucoup de sports, comme par exemple, le football, le basket-ball, le ski, voire tout simplement le jogging, sollicitent vivement les hanches. Dans ce cas, ce sont les mouvements brutaux, les changements de direction, les aller et retour rapides, les blocages à la réception d'un saut et cetera, qui font porter aux hanches une charge pouvant atteindre dix fois le poids du corps.

En l'absence de traitement conservateur satisfaisant, la prothèse de hanche est généralement proposée aux patients dans le but de retrouver toute leur mobilité et d'améliorer leur qualité de vie.

Il a été considéré, au début des implantations, que les mécanismes responsables des descellements étaient d'ordre mécanique. Liés aux problèmes de frottement, de résistance à l'usure et de conception de pièces. Ensuite, les chercheurs et praticiens ont mis l'accent sur le rôle des facteurs biologiques. Les réactions de l'organisme aux particules produites par usure des implants. Toutes ces réactions se passent d'ailleurs dans un liquide physiologique qui

implique l'action du milieu sur la tenue des matériaux dans le temps. Nous commençons ainsi à entrevoir la complexité de l'étude complète du phénomène de dégradation d'une prothèse totale de hanche. Nous avons choisi de nous intéresser au frottement de biomatériaux constituant une prothèse de hanche, dans un milieu physiologique.

Après les progrès des technologies en termes tribologiques, le design et la fabrication des prothèses totales de hanche ont connus des évolutions considérables. Ainsi, la chirurgie d'implantation de la prothèse est devenue l'un des actes chirurgicaux les plus répandus. Malgré cette évolution, de nombreux problèmes restent à résoudre. La fissuration et l'usure des composants arthroplasties totales de hanche, reste un mécanisme inévitable. C'est dans cet esprit que notre travail sera focalisé sur les différents formes et design qui seront les premiers éléments porteurs pour améliorer les performances des prothèses.

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

Le **premier chapitre** recense les affections pouvant conduire à une reconstruction de l'articulation de la hanche, précise les objectifs d'une arthroplastie, ses indications et ses contre-indications. L'histoire de l'arthroplastie de la hanche expose les solutions apportées au cours du temps pour soulager les patients d'une douleur souvent invalidante et restaurer la fonction articulaire ; elle met en évidence la complexité des problèmes rencontrés et montre comment cette procédure a évolué dans le temps, la résolution d'un problème donné en créant toujours d'autres. Les qualités requises des articulations artificielles sont décrites ensuite. L'histoire des différentes tentatives d'amélioration des propriétés mécaniques du ciment chirurgical par une armature (fibres, vis, coques,...) précise l'apport de la technique de renforcement du ciment par un tissu métallique par rapport à d'autres.

Le **deuxième chapitre** est dédié aux propriétés thermiques et mécaniques comparées des matériaux constitutifs du système biomécanique étudié : os du bassin – composite ciment-armature – cupule. Les propriétés de transmission, de répartition des contraintes et d'amortissement des chocs du cartilage articulaire, remplacé lors de l'intervention par le ciment et la cupule, ainsi que de toutes les structures de la hanche sont rappelées. La composition, les propriétés physiques et mécaniques des ciments à base de résine acrylique pour os actuellement utilisés en chirurgie orthopédique, leurs techniques de mise en œuvre sont indiquées. Les inconvénients du PMMA sont exposés. Les caractéristiques géométriques de 3 grillages (Toilinox, Fond de cotyle grillagé - appelé par la

suite FDCG, -grillage de la cupule SKH) qui ont été ou sont encore utilisés en chirurgie orthopédique pour renforcer le ciment chirurgical sont étudiées dans leur association avec le ciment.

**Le troisième chapitre** est consacré à la présentation des généralités sur le frottement et l'usure suivi par le concept du troisième corps. Comportement tribologique des matériaux ; les prothèses cimentées et non cimentées et enfin un aperçu sur la modélisation numérique.

**Le Quatrième Chapitre** est basé sur une modélisation numérique par une approche par éléments finis.

**Le Cinquième Chapitre** exposera les problèmes posés par les PTH dans le domaine Tribologique ainsi que la conception d'un modèle d'une prothèse totale de hanche. Le contenu de ce chapitre est centré sur l'étude des Designs des prothèses totales de hanche.

**CHAPITRE 1:**

**ARTHROPLASTIE  
DE LA HANCHE**

## 1.1 - PATHOLOGIE DES ARTICULATIONS

Les articulations peuvent être atteintes par différentes affections, dont l'arthrose, l'arthrite, des traumatismes et des tumeurs malignes dont l'ablation oblige à une reconstruction de l'articulation touchée :

◆ **l'arthrose** est un processus dégénératif dû à l'usure du cartilage, qui s'amincit, et s'accompagne d'une condensation de l'os situé sous le cartilage ainsi que de la formation d'ostéophytes de voisinage (prolifération anormale de tissu osseux autour du cartilage malade), situés en dehors de l'articulation, témoins des efforts de reconstruction de l'organisme. Il s'ensuit une diminution de la mobilité, une déformation des extrémités osseuses en contact et des douleurs au moindre mouvement articulaire. Les articulations le plus souvent atteintes par l'arthrose sont la hanche et le genou.

On distingue sur le plan étiologique, trois groupes de coxarthroses :

- les coxarthroses mécaniques (dysplasies, diminution des surfaces portantes du toit de l'acetabulum (trop court, trop oblique,...), surcharges) qui surviennent sur un cartilage sain lorsque l'augmentation des sollicitations conduit à dépasser le seuil de résistance normal du cartilage ;
- les coxarthroses structurales par diminution de la résistance du cartilage quelle qu'en soit la cause (endocrinienne, métabolique, enzymatique,...), pour lesquelles la pression articulaire normale est devenue pathologique ;
- les coxarthroses post-traumatiques.

◆ **l'arthrite** est un processus inflammatoire de l'articulation ou de la synoviale qui peut être d'origine inflammatoire ou infectieuse, microcristalline ou nerveuse. Des poussées d'arthrite peuvent précéder ou accompagner l'arthrose.

Un cartilage usé est caractéristique d'une **arthrose** ou d'une **arthrite**, qui sont les deux principales arthropathies : dans l'arthrose, l'épaisseur du cartilage diminue dans la zone de lésion ; dans l'arthrite, l'inflammation atteint l'ensemble des surfaces articulaires. Le renouvellement régulier du cartilage n'est plus assuré.

## **1.2 - DEFINITIONS ET BUTS D'UNE ARTHROPLASTIE**

Une arthroplastie est une opération destinée à restituer le mouvement à une articulation et leur fonction aux muscles, ligaments et autres structures constituées de tissus mous qui contrôlent cette articulation en créant un nouvel espace articulaire. Elle a pour objectifs de soulager le patient d'une douleur invalidante, de lui redonner un mouvement stable, et parfois, de corriger une malformation.

A cette intervention majeure sont associées un certain nombre d'indications et de contre-indications.

## **1.3 - INDICATIONS ET CONTRE-INDICATIONS**

### **1.3.1 - 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 pouvaient pas être soulagée de manière efficace par des moyens non chirurgicaux et pour lesquels patients la seule possibilité chirurgicale était la résection de l'articulation de la hanche. L'amélioration de la fonction articulaire était alors de moindre importance.

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

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

### **1.3.2-Contre-indications d'une arthroplastie totale de la hanche**

Les contre-indications spécifiques d'une arthroplastie totale de la hanche incluent :  
-une infection active de l'articulation de la hanche ou un foyer infectieux actif (vessie, peau, dentaire, des voies respiratoires ou de toute autre région),

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

-l'absence ou l'insuffisance des muscles abducteurs,

-une pathologie neurologique progressive.

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

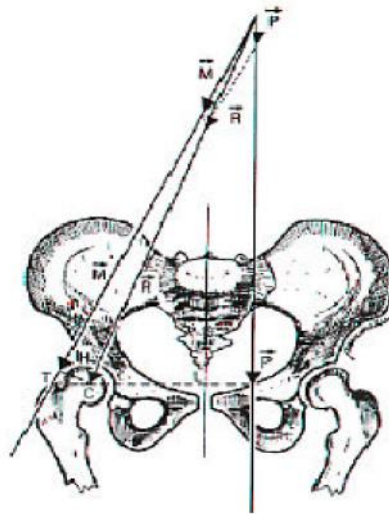
#### 1.4 - HISTOIRE DE LA PROTHESE DE LA HANCHE

Les débuts de l'arthroplastie remontent au milieu du 19<sup>ème</sup> siècle, lorsque des chirurgiens tentèrent de créer une pseudarthrose (fausse articulation) extra-articulaire par simple **résection** (ablation chirurgicale) **d'articulations ankylosées**.

Après le développement des alliages de 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.

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.

Il cherchait également au début à médialiser le centre 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  $\vec{P}$  (figure 1-1), et à augmenter le bras de levier des muscles abducteurs  $\vec{M}$  (moyen fessier) en réattachant 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 1-1** : schéma de la balance de Pauwels

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.

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.

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 (figure 1-2) ou micro-poreux (figure 1-4) 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.





**Figure 1-2** : revêtement d'hydroxyapatite sur la portion proximale de la tige

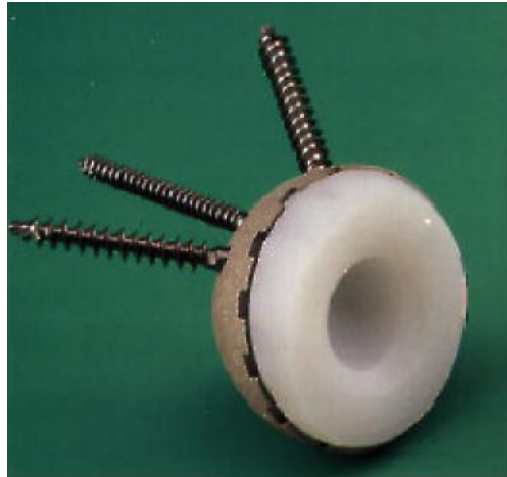
Les progrès technologiques ayant augmenté la longévité de la fixation des implants, les problèmes liés à l'usure des surfaces articulaires ont émergé. Des têtes fémorales et des cupules en céramique (figure 1-3) ont été développées en raison du faible coefficient de frottement et des excellentes propriétés d'usure de ce matériau. L'alliage de titane (figure 1-3) a été reconnu comme étant un matériau pour implants des plus résistants et des plus biocompatibles. Malheureusement, ses caractéristiques d'usure et de dureté insuffisantes ne lui permettent pas d'être utilisé comme surface articulaire à l'état natif.



**Figure 1-3** : PTH avec cupule en polyéthylène, tête en céramique et tige en titane

Des cupules blindées (figure 1-4), constituées d'une cupule en polyéthylène ou en céramique insérée dans une coque métallique (métal-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. Modélisations aux éléments finis et résultats d'expériences réalisées sur des pièces anatomiques indiquaient que le métal-back 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 1-4** : cupule blindée à revêtement micro-poreux

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 metal-back comme moyen de fixation de la cupule à l'os sans ciment. 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.

## **1.5 - 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.

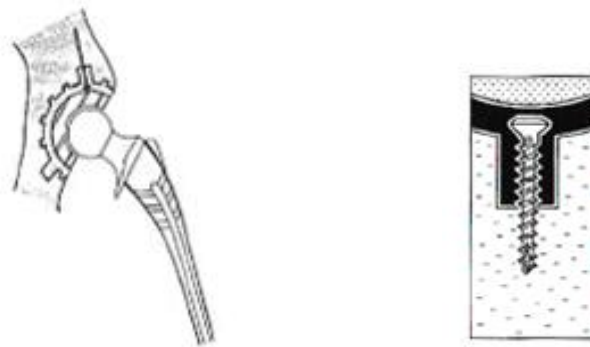
La géométrie de la prothèse, le choix des matériaux, et particulièrement les propriétés de résistance et de rigidité, devraient garantir les performances mécaniques adéquates de telle manière que toute concentration de contraintes soit évitée et que l'implant, le ciment et l'os ainsi que leurs interfaces ne soient pas chargés au-delà de leurs limites de résistance ou de fatigue.

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.

## 1.6 - HISTOIRE DU CIMENT CHIRURGICAL ACETABULAIRE ARME

Une arthroplastie cimentée se doit d'assurer un positionnement correct du ou des composants prothétiques et un bon ancrage de la prothèse dans l'os. Un ancrage mécanique solide est nécessaire parce qu'il assure la stabilité primaire de la prothèse en empêchant tout mouvement à l'interface ciment-os. Un mauvais scellement est responsable à plus ou moins long terme d'une micro-mobilité, primaire ou secondaire par résorption osseuse. Cette micro-mobilité entraîne une dégradation du ciment qui se fissure, se casse et produit des débris, eux-mêmes facteurs de résorption osseuse ultérieure.

Or la fixation du ciment dans l'os n'est ni chimique ni biologique, mais essentiellement mécanique. Pour cette raison, il est nécessaire d'obtenir une bonne pénétration du ciment dans le support osseux. Pour améliorer cette fixation du ciment dans l'os, certains chirurgiens percent des trous d'ancrage (figure 1-5), dont le nombre, le diamètre et la profondeur sont variables, dans l'acetabulum.



**Figure 1-5** : plots d'ancrage et vis pilotis

Meyrueis rapporte que si les vis pilotis dépassaient de 3 mm dans la cavité acétabulaire, la résistance au descellement était augmentée d'un tiers et les plots ne cassaient plus au niveau de leur base. Si les contraintes augmentaient, le ciment finissait par se rompre autour des vis. Il préconise de réaliser 3 ou 4 orifices de taille moyenne ne dépassant pas 8 mm de diamètre et de multiples trous à la mèche de 4,5 mm. Il suggère également d'utiliser le dépassement des vis pour régler l'épaisseur du ciment.

Pour Schneider, une armature métallique assure la stabilité initiale au pôle supérieur de l'acetabulum. Elle rend possible l'intégration de greffons osseux, lorsqu'une reconstruction acétabulaire s'avère nécessaire, et du ciment. Elle prévient l'instabilité initiale provoquée inévitablement par le retrait dû à la polymérisation d'un grand volume de ciment. L'armature étendue réalisée par les anneaux de soutien vissés de Muller (figure 1-6) dans les acétabuloplasties avec greffe osseuse donne de bons résultats dans les cas courants.

Les volumineuses têtes de vis de 8 mm utilisées ont l'inconvénient de latéraliser la cupule en polyéthylène dont le pôle supérieur est en général découvert. Dans certains cas, ce positionnement latéral est lié à un excès de greffe de l'arrière-fond rendue nécessaire par l'importance de la lésion médiale qui constitue, pour Rosson et Schatzker, une contre-indication à l'utilisation de l'anneau de Müller. Le risque existe de faire monter l'implant lors du serrage des vis centrales si le support osseux n'est pas suffisamment résistant. La rigidité de l'anneau supprime la mobilité des cornes acétabulaires (figure 1-8) dont Teinturier a rappelé l'importance.



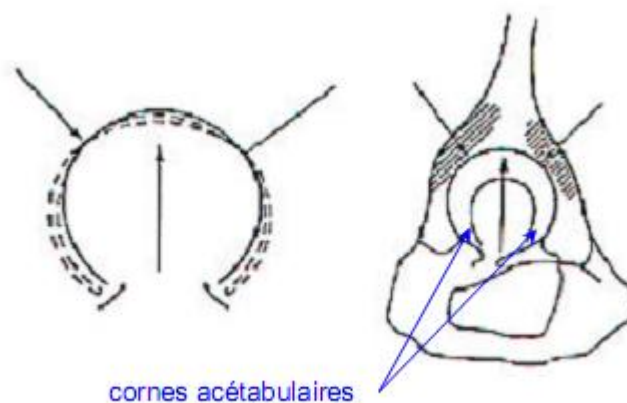
**Figure 1-6** : anneau de soutien de Müller



**Figure 1-7** : bouclier de Burch-Schneider

Dans les destructions plus étendues (destruction de plus de 2 parois acétabulaires, lésion combinée du toit de l'acetabulum), le bouclier de Burch – Schneider (figure 1-7) apparaît plus performant. Le bouclier est volumineux et son ergot inférieur rend difficile sa mise en place.

Par analogie au béton armé, un renforcement du ciment par des fils métalliques a été envisagé pour améliorer ses propriétés mécaniques. Le ciment chirurgical est en effet un matériau fragile, résistant moins à la traction qu'à la compression. De plus, la résistance à la traction du ciment acrylique pour os, mélangé manuellement, n'est égale qu'à 25% environ de celle de l'os cortical humide. Or, les études de Walt et al. ont montré qu'à l'exception de la zone des cornes acétabulaires (figure 1-8), la plus grande partie de la couche de ciment de fixation de la cupule travaille en traction.



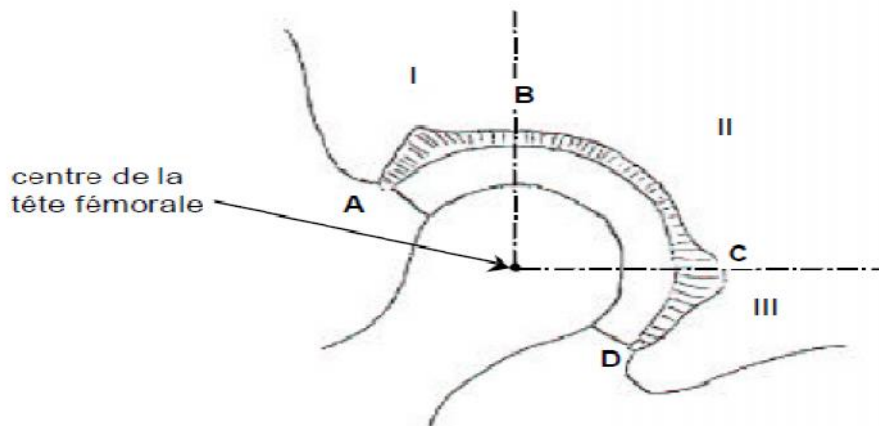
**Figure 1-8** : déformation de l'acetabulum sous charge

Saha et Pal ont étudié l'influence de la présence de fils métalliques sur les propriétés en traction, flexion et cisaillement du PMMA et ont montré que la résistance à la rupture du PMMA soumis à ces efforts était augmentée de manière significative lorsque le ciment était renforcé. Les auteurs affirmaient cependant qu'il n'était pas possible d'utiliser des fils métalliques dans une arthroplastie cimentée en raison de l'espace annulaire restreint entre la prothèse et l'os, et que pour cette raison, un renforcement par des fibres de carbone ou d'autres fibres était plus adapté. Le problème de l'orientation et de la biocompatibilité de ces fibres reste cependant posé.

L'idée d'améliorer les propriétés mécaniques du ciment de scellement de la cupule en le renforçant par un grillage métallique, de la Toilinox, est née au Service de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique et d'Arthroscopie de l'appareil locomoteur du Centre Hospitalier Universitaire de Strasbourg – Hautepierre, avec l'étude par Henky et al. des réactions tissulaires aux produits de dégradation des prothèses totales de hanche qui a permis

de montrer que la fragilisation du ciment pouvait entraîner une libération importante de particules participant à la constitution de granulomes de descellement des implants cimentés, et avec la thèse d'Henky intitulée : « Devenir à plus de 10 ans d'une série initiale de 467 prothèses totales de hanche de type M. E. Muller : étude clinique, radiologique et anatomo-pathologique ». L'indication principale des prothèses de hanches étudiées était la coxarthrose primitive. Le ciment utilisé était du CMW radio-opaque mélangé manuellement et introduit au doigt dans l'acetabulum après rinçage soigneux de la cavité. Ce ciment était celui qui polymérisait le plus vite et qui s'échauffait le plus. Des orifices étaient systématiquement creusés au niveau du toit de l'acetabulum et en zone III (figure 1-9) afin de réaliser des plots d'ancrage.

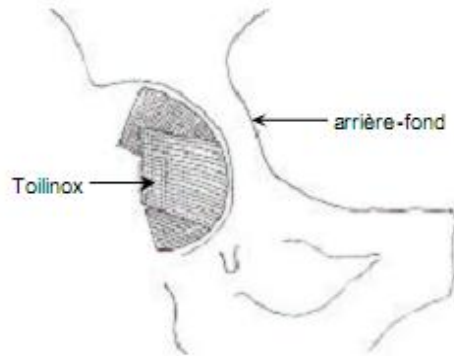
L'épaisseur moyenne de ciment mesurée sur la radiographie postopératoire était de 3,6 mm en zone I, 3,3 mm en zone II et de 6,3 mm en zone III.



**Fig 1-9** : les 3 zones de Delee et Charney

Après analyse des descellements acétabulaires repris (arthroplastie de révision), Henky a constaté :

- un liseré radiologique ciment – os supérieur à 2 mm dans tous les cas avec parfois présence de volumineuses cavités ostéolytiques dans le toit de l'acetabulum,
- la migration (par rotation, déplacement horizontal ou vertical) de 91% des cupules reprises. Il estime ainsi que la migration acétabulaire constitue un excellent signe radiologique de descellement et qu'elle semble nécessaire à la survenue d'une symptomatologie fonctionnelle (phénomènes douloureux).



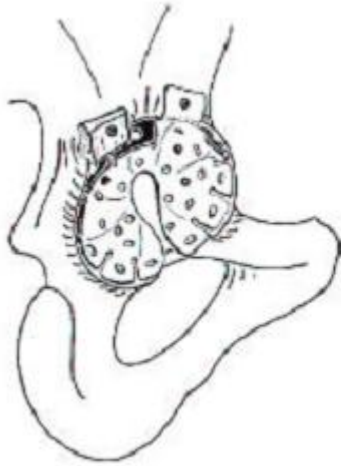
**Figure 1-10** : Toilinox tapissant le fond de l'acetabulum

La Toilinox, constituée d'un grillage métallique tissé en acier inoxydable de fils de diamètre 0,1 mm à mailles carrées de 0,6 mm d'ouverture nominale, fournie sous forme de bandes plates, était posée au fond de l'acetabulum en plusieurs couches (jusqu'à 3) sur l'os préparé. La grande souplesse de cette toile lui permet de s'adapter aux contours de la cavité acétabulaire. Les mailles de cette toile sont suffisamment larges, selon Henky, pour laisser passer le ciment. Henky conclut que ce grillage a un effet protecteur vis-à-vis de l'os par un mécanisme non encore connu: effet d'armature du ciment augmentant considérablement ses propriétés mécaniques, conduction de la chaleur au moment de la polymérisation ? Ce grillage a ensuite été utilisé à plus grande échelle. Plusieurs études sont venues conforter cette idée de ciment armé.

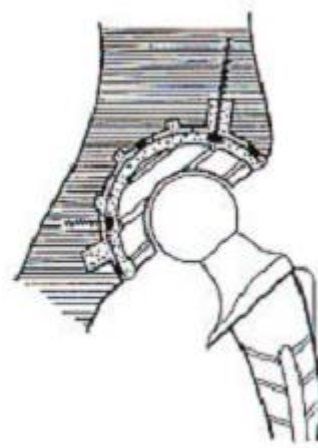
Meyrueis a cherché à améliorer le ciment en utilisant une armature métallique plus rigide que la Toilinox. Estimant que l'armature du ciment ne devait pas être limitée aux reprises mais systématique, Meyrueis a proposé une coquille métallique multi perforée vissée dans l'acetabulum (figure 1-11) suivie de la mise en place d'une cupule en polyéthylène cimentée sans trou d'ancrage. Sa partie basse a été fendue afin de respecter l'élasticité des cornes acétabulaires.

Le rebord a été découpé en languettes modelables. Des plots (figure 1-12) placés sur la convexité permettent la pénétration du ciment derrière la coquille.





**Figure 1-11:** armature acétabulaire vissée



**Figure 1-12 :** armature acétab. vissée : coupe

Les orifices multiples sont prévus pour des vis de 3,5 mm et de 4 mm de diamètre à tête de 6 mm. La saillie modérée de ces têtes permet de régler l'épaisseur du ciment et de centrer la cupule en polyéthylène. Selon Meyrueis, cette armature facilite la **reconstruction anatomique** de l'acetabulum dans les reprises.

En 1998, Debraeve a étudié l'amélioration des caractéristiques thermiques et mécaniques du ciment acrylique renforcé par un grillage. Dans sa modélisation aux éléments finis en 2 D sur Ansys, il a utilisé deux types d'armatures assimilées à des coques d'épaisseur équivalente, et a étudié l'influence de différents paramètres comme le type de grillage utilisé, sa position au sein du ciment et l'épaisseur de ce dernier sur la température maximale atteinte à l'interface os-ciment. Puis il a effectué des essais de traction, flexion et fatigue sur des éprouvettes dans le but de déterminer la position optimale du grillage améliorant le comportement du ciment en traction et à long terme. Il a également rappelé que l'on doit tenir compte de tous les facteurs et non pas se contenter d'améliorer une propriété au détriment des autres.

Les deux grillages utilisés étaient :

- le grillage en acier inoxydable – ASTM F 138-86 Grade 2, avec un diamètre de fils de 0,28 mm et une ouverture nominale de maille 0,455mm dans les deux sens, posé au fond de la cavité acétabulaire et désolidarisé de la cupule. Le FDCG (figure 1-19) est fabriqué à partir de ce tissu métallique.
- le grillage de la cupule S.K.H. (figure 1-17), en acier inoxydable avec un diamètre de fils de 0,8 mm et une ouverture nominale de maille 3 mm dans les deux sens, placé à



mi-hauteur environ de la couche de ciment et solidaire de la cupule en polyéthylène par l'intermédiaire d'un anneau métallique périphérique.

Lors de la modélisation aux éléments finis, 6 simulations ont été réalisées :

1. grillage SKH au centre de l'épaisseur de ciment avec cupule couplée ; ciment ép. 5 mm,
2. grillage FDCG à 1 mm de l'os avec cupule simple, ciment épaisseur 3 mm,
3. ciment épaisseur 3 mm avec cupule simple, sans grillage,
4. grillage FDCG au contact de l'os, avec cupule ; ciment épaisseur 3 mm,
5. ciment épaisseur 6 mm avec cupule simple, sans grillage,
6. grillage plus épais que le SKH placé au centre et couplé à une cupule ; ciment ép. 4 mm.

De cette étude thermique, Debraeve tire les conclusions suivantes :

- dans la simulation 1, la grande quantité de chaleur développée est en partie évacuée par le grillage solidaire de la cupule. La température de l'interface os-ciment reste égale à 63°C ;
- les simulations 2 et 3 donnent des résultats similaires, la légère différence provenant de la position du grillage à proximité de l'os, qui déplace le flux thermique vers la surface de l'os ; dans la simulation 4 le flux thermique maximum traverse directement l'interface et la température est égale à 68°C ;
- dans les simulations 1 et 2, le volume de métal engagé dans le phénomène de conduction est trop faible pour conduire à lui seul à une température inférieure au seuil critique. Debraeve suggère de réduire l'épaisseur du ciment pour limiter la quantité de chaleur dégagée ;
- les simulations 3 et 5 montrent que la température croît vite avec l'augmentation de l'épaisseur du ciment. La quantité de chaleur évacuée vers l'extérieur en un temps donné est limitée par les capacités calorifiques, les conductivités thermiques et les coefficients de convection des matériaux avoisinants ;
- le grillage ne permet de réduire la valeur maximale de la température que s'il peut l'évacuer vers l'extérieur. S'il est simplement noyé dans le ciment, la dissipation de chaleur s'effectue essentiellement vers la cavité osseuse (dans le cas d'une cupule en polyéthylène) ;
- Les rivets utilisés pour l'assemblage du grillage épais dans le cas de la cupule S.K.H. ne doivent en aucun cas venir en butée contre l'os, car du fait de la conductivité élevée de l'acier, la température serait aussi élevée à l'interface qu'au niveau du rivet lui-même ;

- Le profil de la cupule en polyéthylène comporte plusieurs rainures qui conduisent à une augmentation locale de l'épaisseur du ciment de plus de 3 mm. C'est généralement à ces endroits que l'os atteint ses températures maximales dans les simulations utilisant les deux types de cupules.

Debraeve conclut que la configuration de la simulation 2 conduit à des températures plus faibles tout en étant au-dessus du seuil critique de coagulation des protéines. Il propose de :

- donner une ouverture sur l'extérieur au grillage,
- diminuer l'épaisseur de ciment ainsi que les rainures dans les cupules en polyéthylène,
- d'éviter tout contact ou tout rapprochement excessif d'une partie métallique avec l'os.

Debraeve suggère de vérifier s'il y a moins de débris d'usure avec l'utilisation d'un grillage fin « en surface », même si là, la qualité de l'ancrage intervient pour beaucoup. Il s'est également intéressé à la variation de volume du ciment lors de sa polymérisation et a constaté que le retrait ne se répercutait que très faiblement sur l'épaisseur de la couche de ciment, celle-ci étant très faible par rapport à la surface. Le retrait n'apparaissait que sur les « flancs » des éprouvettes.

En 1999, Van Hille, Bonnomet et al. ont procédé à une analyse clinique et radiographique à plus de 7 ans d'une série consécutive et homogène de 118 arthroplasties primaires totales de hanches cimentées avec le système modulaire S.K.H. – S.K.S. de juin 1990 à juin 1991 au C.H.U. de Haute-pierre. La cupule en polyéthylène était articulée sur une tête fémorale en céramique de 28 mm de diamètre. 97 hanches chez 91 patients ont été analysées. Les pathologies regroupaient 79 coxarthroses, 1 fracture du col du fémur, 11 nécroses aseptiques de la tête fémorale et 6 maladies rhumatismales. Le descellement définitif de l'implant acétabulaire s'est produit en moyenne à 4,3 ans (1,3 à 6,5 ans), alors que dans la littérature, le descellement acétabulaire est généralement peu fréquent durant les 7 premières années. Dans l'exemple de cas donné ci-dessous (figure 1-16), le descellement par rotation de la cupule est observé sur le cliché effectué à 4 ans, juste avant la reprise. La radiographie postopératoire (figure 1-13) montre que la cupule est accrochée au bord latéral osseux.



Figure 1-13 : radiographie postopératoire



Figure 1-14 : cliché à 4 ans, avant la reprise

Les caractéristiques techniques de la cupule S.K.H. sont les suivantes (figure 1-15 et figure 1-16) :

- grillage métallique tissé en acier inoxydable constitué de fils  $\sim$  0,8 mm et à mailles carrées 3 mm x 3 mm fixé sur un anneau métallique entourant la cupule,
- pions métalliques de 1,65 mm de hauteur environ à partir du nu de l'armature,
- cupule en polyéthylène UHMWPE de diamètre intérieur 22 ou 28 mm et de diamètre extérieur variable de 44 à 60 mm. Sa surface extérieure est rainurée.



Figure 1-15: cupule SKH

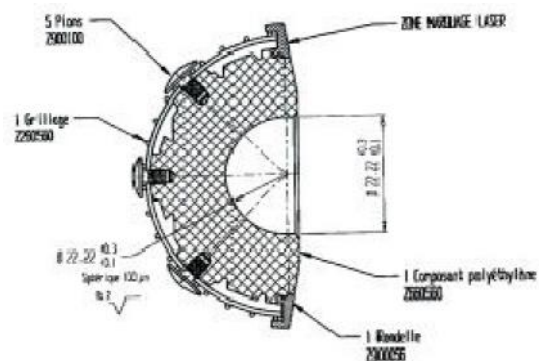


Figure 1-16 : cupule SKH - coupe

Le tableau suivant (tableau 1-1) donne la répartition, mesurée par Van Hille en pourcentage du nombre de cupules de la série, de l'épaisseur de ciment autour de la cupule S.K.H. en 4 points (figure 1-9) délimitant les zones I, II et III. Seule la quantité de ciment située à l'extérieur du grillage était mesurable.

Point	Epaisseur de ciment			
	< 3 mm	3 à 5 mm	< 5 – 10 mm	> 10 mm
A	18,5%	60%	20,5%	1%
B	11,4%	65%	23,6%	0%
C	4%	35%	57,8%	3,2%
D	5,2%	52,5%	34%	8,3%

**Tableau 1-1** : répartition de l'épaisseur du ciment autour de la cupule

Le diamètre de l'implant, son inclinaison, le centre de rotation prothétique (distant de 5 mm ou plus du centre de rotation idéal dans 26 cas, CRD ascensionné dans 11 cas), la présence préopératoire de géodes au niveau du toit de l'acetabulum n'étaient pas des facteurs radiologiques prédictifs du descellement acétabulaire. De même, les facteurs tels que le poids, le sexe, l'âge, l'étiologie, l'activité du patient ou l'expérience du chirurgien n'étaient pas non plus des facteurs prédictifs du descellement acétabulaire.

Van Hille a observé une relation significative entre la présence d'un liseré postopératoire en zone I et la survenue d'un descellement aseptique définitif de l'implant S.K.H.

Pour lui, ce facteur prédictif traduit probablement plus une origine mécanique du descellement par défaut d'ancrage primaire qu'un descellement biologique par résorption osseuse. Ses arguments sont les suivants :

- la précocité de survenue du descellement définitif par mobilisation de l'implant plaide en faveur d'une cause mécanique ;
- la rareté des lésions ostéolytiques acétabulaires chez les patients présentant un descellement acétabulaire ainsi que le taux d'usure du polyéthylène sur l'ensemble de la série (0,1 mm/an) ne plaide pas non plus en faveur d'un mécanisme biologique de descellement ;
- l'aspect macroscopique d'une des cupules lors de la reprise chirurgicale se caractérisait par la présence de l'intégralité du manteau de ciment moulé autour de la cupule. Le ciment semblait n'avoir jamais réellement adhéré à l'os.

Van Hille a recherché les causes éventuelles de la survenue de ces liserés précoces et essayé d'expliquer leur rôle prédictif dans la survenue du descellement :

- l'épaisseur de ciment étant assez importante (tableau 1-1), il n'exclut pas une origine thermique des liserés initiaux par nécrose osseuse, même si la rareté des liserés

initiaux (au nombre de 15) constatée dans les zones II et III où l'épaisseur de ciment était la plus importante (5 à 6 mm en moyenne) a tendance à réfuter cette théorie;

- l'implantation de ce modèle de cupule peut se révéler délicate. Les différences d'épaisseur de ciment relevées, en moyenne de 2 mm entre la zone I et la zone III du même acetabulum pourraient traduire la difficulté à assurer une pression de cimentage suffisante lors de la polymérisation du ciment, procurant ainsi un micro-ancrage primaire insuffisant et la présence d'un liseré postopératoire. Le cimentage était manuel et aucune pression n'était exercée sur le ciment avant mise en place de la cupule. De plus, le porte-cupule, seul dispositif de pressurisation, assure des pressions non uniformes et décroissantes de l'apex vers la périphérie de la cupule.
- le dessin de l'implant qui présente un anneau périphérique sur lequel est fixé le grillage. Le rebord de cet anneau (figure 1-15) peut accrocher la partie latérale du toit de l'acetabulum (figure 1-13), ce qui verticalise la cupule et empêche son impaction au fond de la cavité acétabulaire. L'analyse de l'angle d'inclinaison de la cupule sur la radiographie postopératoire de face renforce cette hypothèse puisque 76% des implants présentaient un angle d'inclinaison supérieur à 41° et 34% un angle supérieur à 50°. Van Hille souligne cependant qu'il n'a pas trouvé de relation significative entre l'angle d'inclinaison de l'implant et la survenue d'un descellement aseptique.
- la technique de cimentage : une dose de ciment est déposée au fond de l'acetabulum pendant la phase de gel (lorsque le ciment ne colle plus au gant), puis la cupule est présentée à l'aide du porte-cup, et après vérification de sa bonne orientation, une pression manuelle continue est appliquée jusqu'à durcissement du ciment. Cette technique couramment utilisée n'est peut être pas suffisante pour assurer une pression correcte sur le ciment avec ce modèle de cupule.

Le diamètre trop important de l'armature pourrait être préjudiciable en présence d'un liseré initial en zone I en favorisant la progression du liseré par excès de rigidité du ciment.

L'ensemble des résultats de la série et l'étude de la littérature a conduit

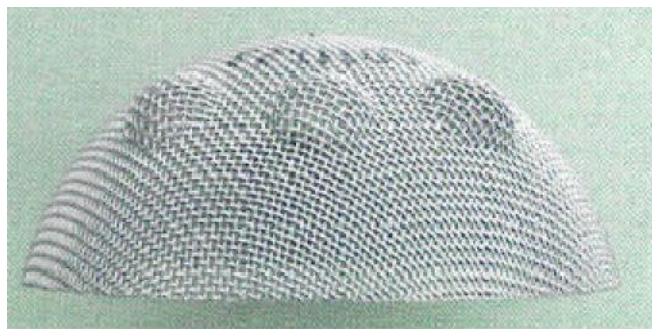
Van Hille à proposer :

- un changement du type de ciment utilisé dans l'acetabulum et dans le fémur en ayant recours à des ciments plus performants ;
- une amélioration de la technique de mise en place du ciment visant essentiellement à améliorer la mise sous pression ;
- une modification du renfort métallique de l'implant acétabulaire, en procédant à une analyse thermique et mécanique plus poussées ;

- une amélioration de la technique de cimentage fémoral par l'utilisation d'un système d'injection rétrograde (i.e. de bas en haut) avec pressurisation suffisante une vigilance accrue au vu des données publiées dans la littérature sur les risques d'abrasion et de corrosion du titane de la tige fémorale en présence de ciment.

L'utilisation de têtes fémorales en alumine a été abandonnée au profit de têtes en zircone suite à la survenue de 4 fractures de la tête en alumine.

En pratique, à un recul d'environ 12 ans pour les ciments acétabulaires armés d'une Toilinox et de 8 ans environ pour ceux renforcés par un FDCG (figure 1-17), Henry n'a constaté aucune reprise pour descellement aseptique de cupules scellées avec un ciment renforcé par un de ces deux types de grillage. Le ciment utilisé pour la fixation des cupules est du CMW de viscosité standard : ce choix est dicté par la difficulté à exercer une pression suffisante sur un ciment trop liquide dans la cavité acétabulaire. Lors de sa mise en place au doigt, ce ciment est poussé à travers les mailles du grillage placé au fond de l'acetabulum et comprimé avec une contrainte manuelle maximale, y compris au droit des plots d'ancrage, puis impacté (cette impaction s'apparente un peu à la vibration d'un béton lors de sa mise en place : sa viscosité diminue lorsque la vitesse de cisaillement augmente). Le ciment s'écoule alors plus facilement à travers les mailles du grillage (et peut-être dans les interstices osseux) de façon à remplir le moule osseux de manière satisfaisante et à assurer un enrobage correct des armatures.



**Figure 1-17** : « fond de cotyle grillagé »

Henry préférerait que le FDCG soit plus souple pour qu'il s'adapte mieux à la forme de la cavité acétabulaire. 4 plots d'ancrage sont réalisés avant la mise en place d'un « fond de cotyle grillagé », dont 1 en zone III vers l'ischion, là où le ciment travaille à l'arrachement. Les bossages (figure 1-17) de ce grillage n'intègrent pas toujours les trous d'ancrage forés dans le support osseux à l'aide du gabarit.

**CHAPITRE 2:**

**MATERIAUX  
UTILISES**

## 2.1 INTRODUCTION

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

La biocompatibilité est définie par l'absence de réaction de l'organisme vis à vis d'un matériau sous la forme d'un élément complet ou sous forme de produits d'usure ou de corrosion susceptibles d'être libérés par cet élément. La bio-compétence est caractérisée elle, par la capacité du matériau à supporter les contraintes mécaniques qu'il est supposé subir. Ces deux propriétés sont regroupées sous le terme de bio-fonctionnalité, ou aptitude d'un matériel à remplir la fonction attendue pendant la durée prévue. Toutes les prothèses, quel qu'en soit le mode de fixation (avec ou sans ciment), sont soumises aux mêmes principes biologiques: la réaction de l'organisme aux corps étrangers microscopiques (débris d'usure du polyéthylène de la cupule, débris produits de la corrosion métallique). Ces mécanismes ne sont pas spécifiques des arthroplasties mais font appel aux processus généraux de l'inflammation et à ses médiateurs, ou plus exceptionnellement aux mécanismes immunologiques.

La dimension des particules d'usure détermine le type de réaction de l'organisme: lorsque les fragments sont très petits, de l'ordre du micron, ou de forme très irrégulière (débris d'alliage de titane, par exemple), il se produit une réaction macrophagique intense, même si les particules sont en quantité modérée. La réaction macrophagique se traduit par une résorption osseuse, ou ostéolyse, qui à la longue déstabilise la prothèse. Les particules de plus de 10 microns, trop volumineuses pour être phagocytées, sont entourées de cellules géantes et de tissu fibreux qui apparaît radiologiquement sous la forme d'un liseré radio transparent et ne donnent pas naissance à un granulome inflammatoire. Les ions métalliques libérés au contact de l'implant passent dans la circulation générale et sont retrouvés dans des viscères (rate, foie, poumon, rein) et des muscles. La résorption osseuse peut avoir d'autres origines. Elle peut être liée à la trophicité de l'os porteur et notamment à l'**ostéoporose (Glossaire)**. Plus souvent, la résorption osseuse est due aux contraintes mécaniques exercées par la prothèse sur le support osseux. [4]

Par ailleurs, lorsqu'un processus de **descellement** est très avancé, il devient difficile de distinguer le mécanisme primaire des facteurs secondaires. Un descellement peut être accompagné de fracture ou d'effritement du ciment acrylique.



## 2.2 MATÉRIAUX CONSTITUTIFS DES IMPLANTS PROTHÉTIQUES

### 2.2.1 LES ALLIAGES MÉTALLIQUES

Ils constituent l'ensemble des tiges fémorales, certaines têtes fémorales et la plupart des coques externes des cupules lorsqu'elles existent :

#### 2.2.1.1 Aciers Inoxydables

Seuls sont utilisés les aciers austénitiques (Glossaire) qui sont amagnétiques et résistants à la corrosion. L'alliage **316L** contenant 0,03% de carbone constitue le meilleur acier orthopédique. Il est particulièrement destiné à la fabrication d'implants permanents comme les prothèses. Sa teneur en carbone améliore sa résistance à la corrosion en milieu biologique. Sa teneur en chrome, égale à 12% au minimum, assure une passivation par une couche d'oxyde de chrome. Ses propriétés mécaniques sont les suivantes :

1. Le module de Young  $E = 200$  GPa.
2. La limite élastique  $e = 280$  MPa.
3. La contrainte à la rupture en traction  $r = 520$  MPa.
4. La résistance à la fatigue  $f = 250$  MPa.

L'acier inoxydable reste cependant sensible à la corrosion *in vivo* avec relargage d'ions ( $Ni^{2+}$ ,  $Cr^{3+}$ ,  $Cr^{6+}$ ) et ce d'autant plus qu'il existera des micromouvements de l'implant. Il est également très rigide.

#### 2.2.1.2 Alliages à base de cobalt

Leur utilisation fait suite aux résultats obtenus par les odontologues dans la fabrication de prothèses dentaires. Ils sont bien tolérés, très durs et peu déformables. Ils peuvent être moulés selon le principe de la cire perdue (vitallium, vinertia, zimalloy, stellite HS 21) ou forgés (vitallium forgé, Protasul 2 (Cr, Co, Mo), Protasul 10 (Cr, Ni, Co, Mo)). Les alliages moulés, composés de 63 à 65% de cobalt, 26 à 30% de chrome, 4 à 7% de molybdène et de moins de 2,5% de nickel, sont difficiles à usiner mais, du fait de leur dureté, sont bien adaptés pour constituer des surfaces de frottement. La composition et les propriétés mécaniques des alliages forgés varient d'un alliage à l'autre. Citons pour mémoire celles du Protasul 10 :  $E = 220$  GPa,  $e = 640$  MPa,  $r = 835$  MPa,  $f = 530$  MPa. La passivation de la surface par une couche de

chrome assure une excellente résistance à la corrosion. Malgré cela, il existe toujours une dissolution passive du métal. Si ces alliages résistent mieux à la corrosion que les aciers inoxydables, ils sont également très rigides.

### 2.2.1.3 Alliages à base de titane

On les rencontre sous deux formes : le Protasul 64 WF (Ti6Al4V) et le Protasul 100 (Ti6Al7Nb) qui ne contient pas de vanadium. Le vanadium serait responsable de réactions d'intolérance. Ils sont caractérisés par une bonne résistance à la fatigue et par un module d'élasticité deux fois moins élevé que celui des aciers inoxydables et des alliages de cobalt-chrome :  $E = 110 \text{ GPa}$ ,  $e = 1\,050 \text{ MPa}$ ,  $r = 1\,185 \text{ MPa}$ ,  $f = 650 \text{ MPa}$ . Leur dureté médiocre les rend inadaptés pour constituer des surfaces de frottement. Il existe un risque d'abrasion de la couche de dioxyde de titane et de corrosion en présence de ciment. R19. Sa rigidité est près de deux fois moindre que celle des alliages classiques, et notamment des stellites : ceci améliorerait la transmission des contraintes à l'os, encore que le rapport des élasticités de ces deux matériaux soit de l'ordre de 1 à 10. Sa compatibilité varie selon l'état du matériau. Elle paraît meilleure lorsque l'implant est sous forme massive, puisque l'interface entre les tissus vivants et le métal est très fine, l'os venant au contact même du matériau. Par contre, sous forme de débris d'usure, la tolérance est moins bonne que celle des autres alliages, une quantité équivalente de débris entraînant une réaction macrophagique plus intense, et une élévation plus élevée de la concentration des médiateurs de l'inflammation [2].

Mais c'est sa dureté qui est vraisemblablement le facteur prédominant dans les intolérances rapportées ; en effet cette dureté (évaluée par pénétration d'un poinçon sous une force donnée) est près de deux fois inférieure à celle de matériaux tels que les stellites. Cette faible dureté entraîne une grande importance de débris à l'occasion de la friction : l'usure induite par les petits déplacements de l'alliage de titane est particulièrement importante. Or, les prothèses de hanche de conception moderne comportent plusieurs assemblages soumis à ces petits déplacements.

Nous pouvons résumer les principaux problèmes avec les métaux et alliages métalliques en ces quelques points:

1. Corrosion électrochimique et durabilité.
2. Mécanismes de dégradation non électrochimiques incluant les interactions protéine/métal.

3. Réactions immunitaires et d'hypersensibilité.
4. Adaptation des propriétés mécaniques.
5. Propriétés de frottements et problèmes de débris.

### 2.2.2 LES POLYMÈRES

Le principal polymère utilisé pour des applications orthopédiques est le polyéthylène avec haute densité. Le polyéthylène actuellement retenu comme matériau des cupules est le UHMWPE (Ultra High Molecular Weight PolyEthylene). C'est un matériau viscoélastique dont le module d'élasticité, voisin de 0,7 GPa, est plus proche de celui du ciment et de l'os que les alliages métalliques ou la céramique et dont les propriétés d'amortissement ménagent l'ancrage os – ciment. Sa biocompatibilité est excellente même vis-à-vis des particules de polyéthylène si leur quantité reste suffisamment faible pour permettre l'élimination des débris.

Le problème essentiel du polyéthylène est son usure par abrasion liée à la présence d'un troisième corps ou d'irrégularités sur la surface (métal ou céramique) en regard du polyéthylène : par adhérence (liée à l'élimination par le frottement des irrégularités à la surface du polyéthylène), par fatigue (liée au vieillissement et qui apparaît selon certaines études à partir de la 8ème année) ou par fluage. Les prothèses cimentées ont une grande longévité si l'épaisseur du polyéthylène est de l'ordre de 10 mm (8 mm en fond de rainures).

Dans ce cas, le polyéthylène joue le rôle d'un répartiteur de forces, évitant toute surcharge localisée du ciment autour de la cupule. Ceci explique sans doute la longévité des prothèses de Charnley, où, en raison du faible diamètre de la tête fémorale, une épaisseur importante de la cupule a pu être conservée. [2]

Dans le cas contraire, le polyéthylène flue et se déforme, entraînant des sollicitations anormales du ciment, au pôle supérieur de la tête, avec dégradation du ciment, granulome acrylique et descellement à partir du pôle supéro - médial de la prothèse.

Les principaux problèmes mal résolus avec les polymères actuellement mis en œuvre ne concernent pas que la biocompatibilité à l'interface matériau- tissu. Pour les polymères non résorbables on peut citer :

1. Instabilité au rayonnement gamma.
2. Réactivité à certains types de médicaments.
3. Stabilité hydrolytique.

4. Calcification.
5. Risques liés aux additifs, aux composants de bas poids moléculaire, aux produits de dégradation in vivo, aux produits résiduels de stérilisation.
6. Manque de standards.
7. Manque de mesures de dégradation et de bio-résorption.
8. Effets biologiques des produits de dégradation.
9. Effets des enzymes sur la dégradabilité.
10. Erosion de surface ou érosion de la masse.
11. Effets de la stérilisation sur la biodégradabilité.
12. Effets de la stérilisation sur les agents pharmacologiques incorporés au polymère.
13. Effets sur la cicatrisation.
14. Remplacement des tissus naturels.
15. Vieillissements physique et chimique.
16. Effet de la stérilisation.
17. Interactions avec les éléments vivants (macromolécules, cellules, organes, etc...).
18. Devenir en cas d'utilisation limitée dans le temps.
19. Effets biologiques positifs ou négatifs.

Les polymères, par la nature de leur construction moléculaire à base d'éléments de répétition, sont des candidats du futur pour l'élaboration de prothèses permanentes ou temporaires sophistiquées, ou encore pour remplacer des matériaux actuellement d'origine naturelle.

### 2.2.3 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  $Al_2O_3$  et la Zircone  $ZrO_2$ . 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. [7]

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. [13]

### 2.2.3.1 L'Alumine

Les composants en céramique d'alumine ont été utilisés pour la première fois dans les années 1970, d'abord en France, puis en Allemagne. 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.

En réponse aux problèmes liés à l'usure du polyéthylène, des chercheurs introduisirent le couple articulaire alumine – alumine en 1970. Dans le domaine médical, cette céramique doit répondre à un cahier des charges très précis: densité supérieure à 3,93 ; taille de grains inférieure à 6 micromètres ; résistance à la flexion 500 MPa ; résistance à la compression > 4000 MPa ; résilience – résistance aux chocs : 45 N/cm<sup>2</sup>. Ce matériau présente une excellente résistance à toutes les formes de corrosion, une bonne bio-tolérance sous forme massive et sous forme de particules, une densité élevée et une structure cristalline très fine permettant d'avoir un excellent état de surface après polissage, l'indice de rugosité Ra pouvant atteindre 0,01m, une mouillabilité et une dureté élevées. Ces propriétés lui confèrent des caractéristiques d'usure et de frottement remarquables. Cependant, la différence importante entre les modules d'Young de l'alumine (380 GPa), de l'os sous-chondral (0,2 à 2,2 GPa) et du ciment (3GPa), de même que l'absence de propriétés d'amortissement de l'alumine peuvent être à l'origine, lorsqu'elle est utilisée comme

matériau de la cupule, d'un taux de descellement supérieur à celui enregistré pour des cupules en polyéthylène cimentées.

L'alumine est un matériau fragile qui résiste peu aux chocs et qui supporte mal une répartition des contraintes non uniforme.

Les couples céramiques – céramiques ont conduit à de nombreux problèmes tels que des fractures de cupules ou une usure inexplicée 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 (Ostalox®) 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. [26], 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 2.1.

	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 2.1** : Taux de fracture des couples céramique-céramique et céramique-polyéthylène

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. [7]

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.

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.

### 2.2.3.2 La Zirconium

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 4 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 zirconium, 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 zirconium 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 zirconium, on estime à plus de 350 000 le nombre de prothèse de hanche utilisant des têtes en zirconium 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.

Généralement stabilisée à l'aide d'additifs ( $MgO$ ,  $CaO$ ,  $Y_2O_3$ ,  $Al_2O_3$ ,...) dont le taux varie entre 5 et 10%, elle possède une bonne résistance à toutes les formes de corrosion, de bonnes caractéristiques mécaniques (densité : 6,02 ; résistance à la flexion : 900 MPa ; module d'élasticité : 210 GPa ; résistance à la compression : 2 500 MPa), une bonne résistance à l'usure et au frottement. 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 zirconium par instabilité au cours du temps ont également été observés. [13]

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 zirconium PROZYR®. 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.

### 2.2.4 LES MATÉRIAUX D'ORIGINE NATURELLE

Le souci de biocompatibilité des implants a orienté les chercheurs vers des matériaux logiquement biocompatibles puisque d'origine naturelle. Outre les tissus biologiques retraités (valves porcines, carotide de bœuf, veine ombilicale, ...), le sulfate de chondroïtine et l'acide hyaluronique, on trouve parmi ceux-ci :

- Les greffes en général (autogreffes, allogreffes, hétérogreffes).
- La cellulose, traditionnellement utilisée pour les membranes de dialyse, mais dont d'autres applications sont à l'étude, notamment comme ciment de prothèse de hanche.
- Le corail qui pourrait être utilisé en chirurgie orthopédique et/ou maxillo-faciale, grâce à la possibilité de recolonisation de ce matériau par les cellules osseuses.
- Le collagène, d'origine animale (extrait de la peau) ou humaine (extrait du placenta-humain) et dont les applications existantes ou envisageables sont très nombreuses :
  - Cosmétologie et chirurgie esthétique.
  - Pansements et éponges hémostatiques.
  - Implants oculaires et pansements ophtalmologiques.
  - Reconstitution de tissus mous et durs à l'aide de mélanges collagène-facteurs de croissance-hydroxyapatite,
  - Peau artificielle (derme).

L'avantage du collagène réside dans le fait que :

- C'est un produit hémostatique.
- Il a certaines propriétés mécaniques qui permettent de le manipuler.
- Il est indispensable au développement cellulaire.
- Il est biodégradable.

### 2.3 CHOIX DES COMBINAISONS DE MATERIAUX 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 périprothétiques. Le coefficient de frottement des surfaces articulaires en contact doit être le plus faible possible. Plusieurs couples de frottement ont été utilisés et analysés [8] :

- ✓ métal – métal.
- ✓ métal– polyéthylène.
- ✓ céramique – polyéthylène.
- ✓ céramique – céramique.

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 2-2 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 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 2-2 :** Coefficient de frottement de différents couples articulaires.

## 2.4 CONCLUSION

Les différents articles traitant des cas de fractures de têtes céramique 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 céramique 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 zircon 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 céramique 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 céramique et par conséquent le risque de rupture.

Il est également primordial **d'optimiser le design des têtes céramique** afin d'éviter ou de réduire les champs de contraintes élevées. L'Analyse par Éléments Finis (FEA) est un outil indispensable pour améliorer le design (profondeur du cône, chanfrein,...), pour évaluer les contraintes, les zones critiques et prédire les origines potentielles de rupture. Les résultats de l'Analyse par Éléments Finis servent aussi à définir les conditions du test d'épreuve et sont indispensables pour analyser les conditions de fixation de la tête sur le cône. Enfin, les têtes en céramique doivent impérativement être testées sur les cônes métalliques sur lesquels elles seront implantées pour s'assurer que l'assemblage répondra parfaitement aux spécifications et aux exigences du produit.

**CHAPITRE 3:**

**ANALYSE  
DU  
PROBLEME**

### 3.1- INTRODUCTION

La *figure 3.1.* représente de manière schématique les différentes contraintes extérieures qui s'exercent sur les différentes parties d'une prothèse de hanche. Ces contraintes couvrent un domaine important de la physique, de la chimie et de la biologie. Nous avons choisi de nous intéresser, parmi les différentes problématiques, à la science du frottement dont le nom le plus général est la tribologie, à l'influence des contraintes mécaniques, en conséquence, à l'usure et à la corrosion qui s'appliquent au contact entre une tige fémorale et le ciment chirurgical.

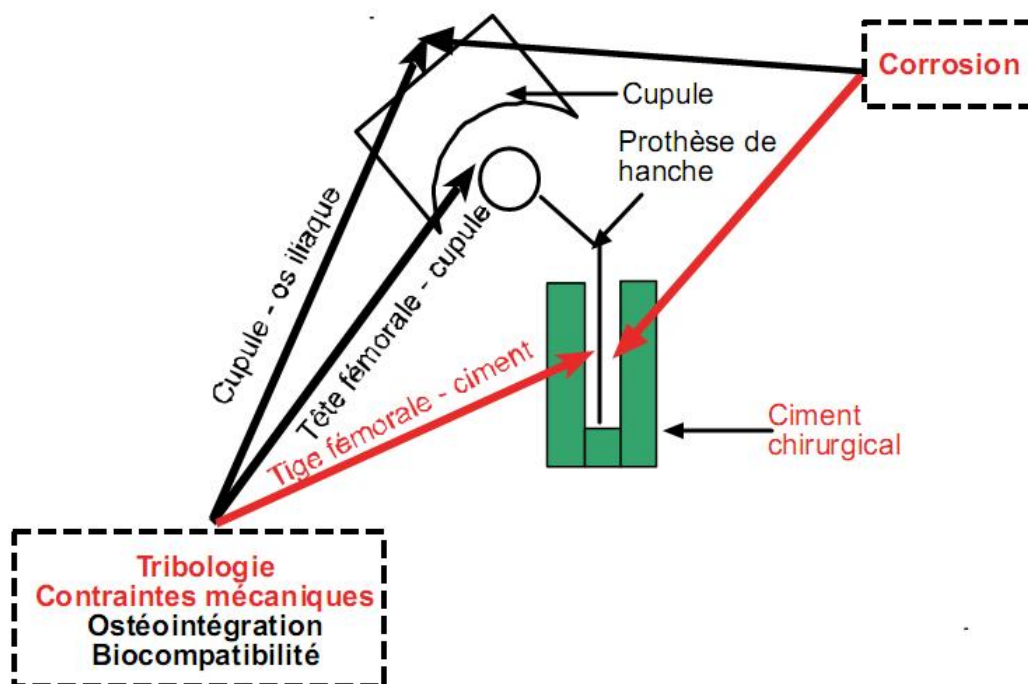


Fig. 3.1. Schéma de contraintes extérieures agissant sur le système prothèse de hanche

### 3.2 Tribologie

La tribologie est la science qui étudie l'ensemble des phénomènes qui ont lieu lorsque des corps en contact sont mis en mouvement relatif. Elle présente trois aspects distincts : le frottement qui est la résistance à un déplacement imposé, l'usure suite à la dégradation des surfaces qui se traduit par une perte de matière et la lubrification qui consiste à interposer un fluide entre les deux corps en contact. C'est une science pluridisciplinaire faisant intervenir des notions de mécanique, de physicochimie et de science des matériaux en général. Au début du vingtième siècle, la tribologie s'appuyait sur l'étude des volumes, avec une domination des concepts de la mécanique permettant d'établir des lois de comportement. Au milieu du vingtième siècle, la tribologie s'est tournée vers l'étude des surfaces grâce aux

concepts de la physique des surfaces. Depuis une vingtaine d'années, la recherche en tribologie porte sur l'étude de la dynamique des interfaces avec la prise de conscience du rôle fondamental des éléments inter-faciaux dans un contact. Les phénomènes de frottement ne sont pas décrits par des propriétés intrinsèques des matériaux, ce qui rend leur prédiction particulièrement délicate. En outre, le frottement et l'usure sont des phénomènes indépendants. Il est en effet possible de concevoir des systèmes à usure faible et frottement élevé (freins) ou à usure forte et frottement faible (usinage). Enfin, l'introduction de la notion de contact à trois corps, qui s'articule autour des concepts de triplet tribologique, de circuit tribologique et de mécanisme d'accommodation de vitesse, a permis une meilleure compréhension des mécanismes de frottement et d'usure.

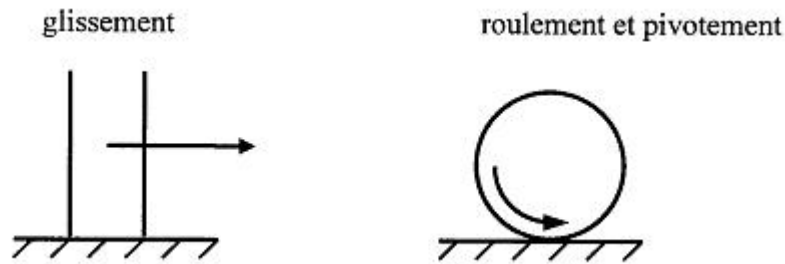
### 3.3. Frottement

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, 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. 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 3-1** : Différents systèmes en frottement.

### 3.3.1. 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.

### 3.3.2. 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.

### 3.4. 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. Pour les matériaux céramiques, cette corrélation entre la tenue à l'usure et la dureté a été observée moins souvent.

#### b) Ténacité du matériau

Johnson montre que la tenue à l'usure des céramiques est proportionnelle à leur ténacité. Fischer 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. 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 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.

### 3.5. Matériaux utilisés en orthopédie

Il s'agit de biomatériaux qui doivent présenter les caractéristiques indispensables suivantes :



- la biocompatibilité
- une bonne résistance à la corrosion
- des propriétés mécaniques adaptées à l'utilisation (résistance aux chocs, à la fatigue, caractéristiques élastiques, résistance aux frottements)
- une bonne mouillabilité
- la possibilité d'être stérilisés sans endommagement.

Les matériaux les plus courants sont, pour les métaux, l'acier inoxydable austénitique AISI 316L, les alliages de cobalt-chrome (CoCr) ou les alliages de Ti-6Al-4V. Les céramiques les plus utilisées sont l'alumine (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) ou la zircone (ZrO<sub>2</sub>), et concernant les polymères, ce sont le polyéthylène de haut poids moléculaire UHMWPE et le polyméthylméthacrylate (PMMA).

La cupule cotyloïdienne est le plus souvent constituée de polyéthylène (UHMWPE) [2]. La cupule polymérique joue le rôle d'absorbeur de chocs. L'inconvénient majeur de ce type de matériau est son taux d'usure de l'ordre de 0,10-0,20 mm/an qui augmente après 10 ans d'utilisation.

La tête sphérique peut être constituée de métaux ou de céramiques. Les métaux sont connus pour leur haute résistance à la tension et à la fatigue. Ils font donc partie des matériaux de choix pour les prothèses de hanche. Leur principal inconvénient est la production de débris d'usure mécanique et chimique pouvant entraîner des réactions tissulaires. Plus exhaustivement, les métaux utilisés pour les prothèses de hanche sont l'acier AISI 316L, les alliages chrome-cobalt-molybdène (CrCoMo), cobalt-nickel-chrome-molybdène (CoNiCrMo) et les alliages de titane (Ti-6Al-4V, TiAlNb). Parmi ces quatre matériaux, l'acier inoxydable AISI 316L est le plus ancien matériau utilisé pour les implants. Il est cependant progressivement remplacé par les autres types de matériau en raison de son coefficient de frottement et de son taux d'usure particulièrement élevés avec les cupules en polyéthylène. En outre, il présente la plus faible résistance à la corrosion parmi les métaux utilisés pour les prothèses de hanche. Les modules d'élasticité de l'acier et de l'os sont respectivement de 200 GPa et 18 GPa. Pour comparaison, le titane a un module d'Young de 110 GPa ce qui en fait le matériau qui présente les plus faibles contraintes en cisaillement. Les céramiques sont également proposées en raison de leur faible coefficient de frottement vis à vis des polymères. Cependant, leur module d'Young élevé et leur fragilité par nature réduisent considérablement leur utilisation en tant que surfaces articulaires de prothèse de hanche.

C'est dans ce cadre que nous avons choisi de déposer des couches minces de carbone sur l'acier AISI 316L. En outre, comme ce dernier présente un coût moindre vis à vis de ses

concurrents, le produit fini devrait non seulement présenter des qualités mécaniques supérieures mais également garder un coût raisonnable.

On définit le couple de frottement comme l'association des matériaux constitutifs de la tête prothétique et de l'intérieur du cotyle. On distingue souvent plusieurs catégories : métal / polyéthylène, céramique / polyéthylène, métal / métal ou céramique / céramique.

### **3.6. Problèmes liés à l'usure mécanique des surfaces articulaires**

Les prothèses de hanche actuellement implantées ont une durée de vie limitée. Le remplacement de ces implants nécessite évidemment une ré-intervention coûteuse pour le patient et pour les collectivités. Les causes de ces ré-interventions sont diverses. Nous exposons dans ce paragraphe le cas de la luxation, du descellement et enfin de l'usure des pièces en contact. Pour ce dernier cas, nous traitons les différents types d'usure survenant au niveau des surfaces articulaires des prothèses de hanche (adhésion, abrasion, délamination et frottement corrosion).

#### **3.6.1. Luxation**

La luxation est le déboîtement de l'articulation prothétique : il y a perte de contact total entre les deux surfaces « articulaires ». Cette complication peut survenir précocement, alors que les muscles ne sont pas encore bien cicatrisés mais aussi plus tardivement, et dans ce cas le phénomène est le plus souvent lié à une usure des pièces qui prennent du jeu progressivement ou à un descellement prothétique.

Pour obtenir une articulation plus stable, on dispose de deux possibilités : soit mettre en place une cupule plus profonde, voire rétentive, ce qui entraîne un « emprisonnement » de la tête dans le cotyle au prix d'une réduction importante des amplitudes possibles des mouvements, soit augmenter le diamètre de la tête, ce qui permet au contraire des amplitudes plus grandes et donc limite le risque d'expulsion de la tête entre le col et le rebord du cotyle (il s'agit de l'impingement).

#### **3.6.2. Descellement**

Le descellement est la perte de fixation entre l'os et la prothèse. Comme pour la luxation, c'est l'usure, et en particulier les débris d'usure, qui créent une réaction inflammatoire puis une ostéolyse (destruction de l'os par nécrose) aboutissant à la mobilisation de l'implant dans l'os.

### 3.6.3. Usure

Le problème des arthroplasties est l'usure des pièces en frottement, or une prothèse de hanche est implantée pour être utilisée ... donc usée. La figure 3.1. illustre également les conséquences mécaniques des dégradations aux interfaces sphère / cupule, sphère / tige et tige / ciment. Nous parlerons essentiellement du couple de frottement métal-polyéthylène le plus répandu qui fait l'objet de notre étude. Sous l'action des sollicitations mécaniques et de l'environnement, la dégradation du polyéthylène (par adhésion, par abrasion, par fatigue ou par tribo-corrosion) se traduit par des endommagements de type fluage (déformation viscoplastique par écoulement), enlèvement de matière avec production de débris, et de fissurations. Ces mécanismes interagissent souvent simultanément.

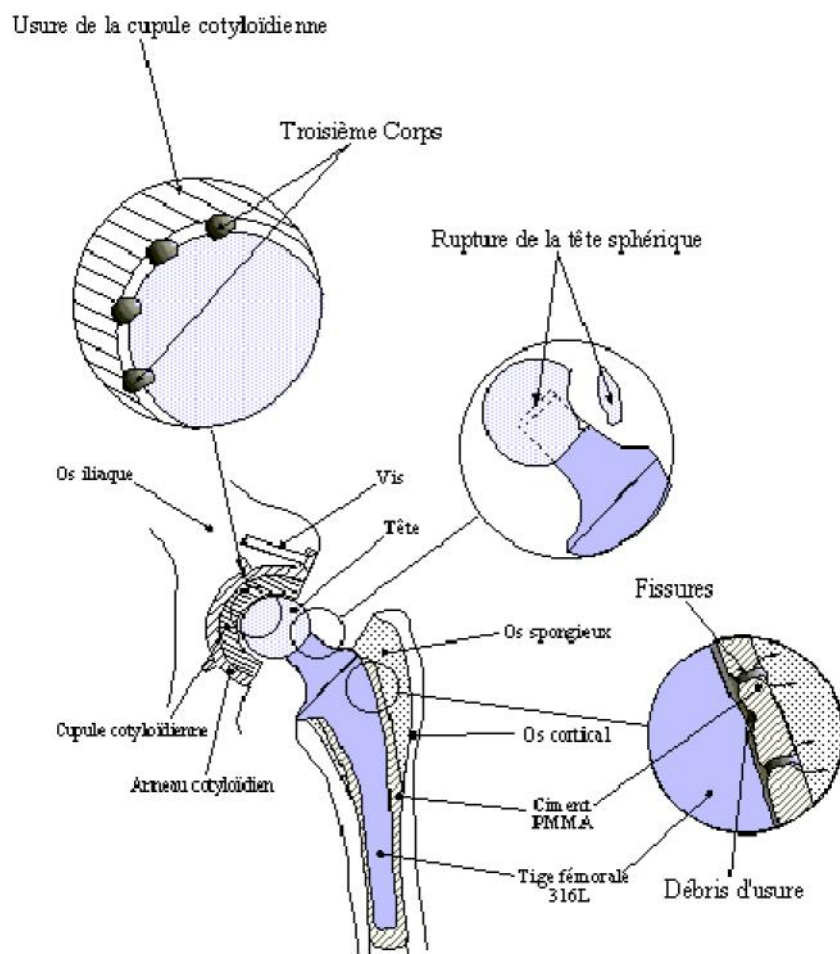


Figure 3.1. : Schéma d'implantation d'une prothèse de hanche scellée

#### 3.6.3.1. Usure par adhésion

Ce mode d'usure intervient lorsque les aspérités de deux surfaces entrent en contact. Elles adhèrent et forment des jonctions équivalentes à des soudures très résistantes. Les aspérités sont déformées, puis rompues lors du déplacement relatif des antagonistes. Il y a

alors transfère du matériau le plus mou vers le plus dur. L'expérience montre que dans la plupart des cas de frottement métal contre polymère, même en milieu lubrifié, les phénomènes d'adhésion ont un rôle prédominant. Les particules d'usure se forment préférentiellement à partir du matériau qui a la plus faible résistance au cisaillement. Un transfert s'opère vers le matériau le plus dur : le métal. Pour un polymère tel que le polyéthylène à haute densité (UHMWPE) frottant contre un métal type AISI 316L, le coefficient de frottement, qui est élevé en phase de rodage ( $\mu = 0,3$  ou  $0,4$ ), diminue très rapidement ( $\mu = 0,1$ ) puis se stabilise. On constate alors que les particules, arrachées au cours de la première phase, forment un film qui recouvre la surface antagoniste et qui diminue les interactions entre les deux premiers corps. On peut cependant parfois observer des fragments de métal mêlés aux débris de polymère *in vitro* et sur les explants (couple acier AISI 316L / UHMWPE). Dans ce cas, l'endommagement est provoqué par l'usure abrasive.

### 3.6.3.2. Usure par abrasion

L'usure abrasive résulte principalement d'une action mécanique, lorsque des particules dures rayent une surface. Ces particules peuvent être présentes dans l'interface ou faire partie intégrante de l'un des deux antagonistes. Deux cas de figure sont identifiés : la rayure est formée soit par déformation plastique (labourage) soit par micro-usinage avec formation de copeaux. Ce mode d'usure doit être pris en compte, même s'il n'est pas prédominant dans le mécanisme de dégradation. En effet, il a été remarqué lors d'une étude comparative de l'usure *in vivo* et *in vitro* de pièces en polyéthylène de prothèses de hanche, que le taux d'usure était toujours inférieur *in vitro*. Plusieurs hypothèses sont mises en avant : lors de la mise en place de la prothèse de hanche, la manipulation des pièces engendre des micro-défauts (rayures, indentations, ...) et le nettoyage fait que des particules peuvent être emprisonnées dans le contact. Ces imperfections se comportent comme des micro-outils et accentuent l'usure.

### 3.6.3.3. Usure par délamination

L'usure par délamination résulte de l'application cyclique d'efforts : c'est un phénomène de fatigue. Elle comporte quatre étapes :

1. déformation
2. amorçage des fissures
3. propagation
4. formation de particules d'usure

Les efforts engendrent des déformations en sous-couche qui, en s'accumulant, génèrent des fissures à une profondeur calculable à partir des composantes des contraintes de cisaillement et de compression. L'étape suivante correspond à la propagation des fissures qui peut-être déterminée par la mécanique linéaire de la rupture (en fonction des propriétés du matériau et du coefficient de frottement). Lorsque les fissures atteignent en sous-couche une longueur suffisante, elles deviennent instables et se propagent jusqu'à la surface. Elles créent ainsi des débris d'usure.

Les polymères sont sensibles à ce phénomène de délamination. Des déformations répétées entraînent des accumulations d'échauffements en sous-couche, par perte d'énergie viscoélastique du polymère. La formation d'une particule d'usure est alors possible car le matériau est fragilisé en milieu oxydant par rupture des liaisons chimiques.

#### **3.6.3.4. Usure par frottement corrosion**

L'action simultanée du frottement et de la corrosion est souvent rencontrée dans la pratique, en particulier lorsqu'un des antagonistes au moins est composé d'éléments métalliques. Les métaux sont naturellement recouverts d'un film passif lorsqu'ils sont immergés dans le milieu physiologique. L'action mécanique du frottement va entraîner la destruction de cette couche protectrice et l'activation des phénomènes de corrosion. Les cas sont fréquents dans l'industrie chimique et en biologie. Ce phénomène se produit également lorsque le frottement se fait à température élevée. Ces phénomènes de tribo-corrosion interviennent dans le domaine biomédical, en particulier en orthopédie où l'on utilise très fréquemment des matériaux métalliques.

### **3.7. Théories de la lubrification articulaire**

Dans une approche mécanique, donc sans vraiment se soucier des interactions et des interfaces lipidiques, différents modèles théoriques ont été proposés pour simuler et interpréter le rôle tribologique du fluide synovial. Basés sur la théorie hydrodynamique (ou élasto-hydrodynamique), ces modèles ont été adaptés pour simuler au mieux les conditions les plus vraisemblables de fonctionnement de l'articulation lors de chacune des phases de la marche, tout en prenant en compte les propriétés mécaniques des cartilages.

Ces modèles théoriques sont basés sur une équation de type Reynolds décrivant l'écoulement du 3ème corps, éventuellement couplée à un modèle mécanique de déformation

des premiers corps, et permettent, d'estimer l'épaisseur du film synovial, et la répartition de la pression pour une loi de viscosité donnée.

La figure 3.2a, présente les variations d'épaisseur du film de synovie, calculées grâce à un modèle élastohydrodynamique à partir de données expérimentales concernant la cinématique (vitesses, angle de flexion articulaire) et la dynamique (charge appliquée) globale d'une articulation du genou lors de la marche. L'ordre de grandeur des épaisseurs calculées et les conditions de contact correspondantes (charge, vitesses, angle de contact articulaire) ont conduit à associer les différentes phases du cycle de marche à quatre types de régimes de lubrification (fig. 3.2b).

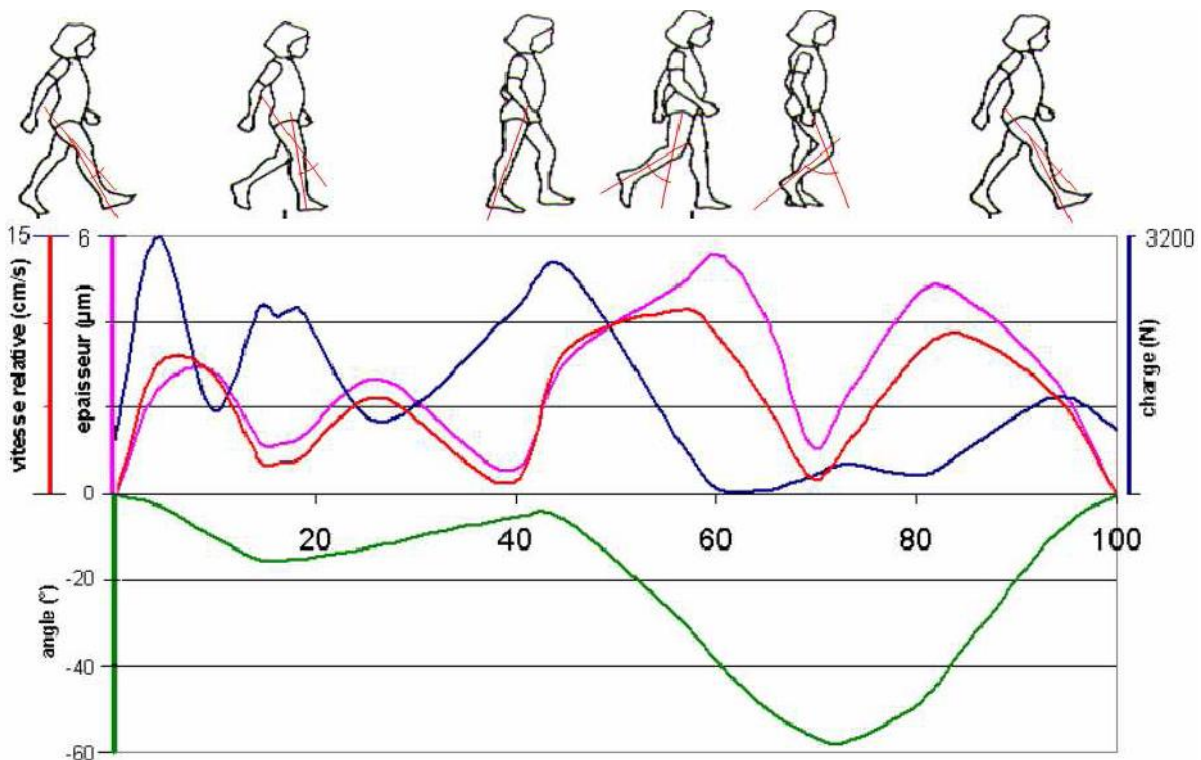


Fig. 3.2a

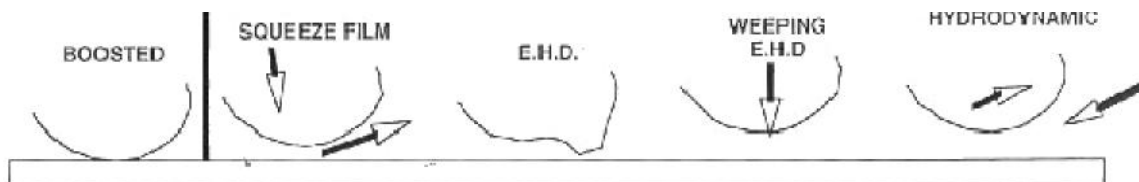


Fig.3.2b

### 3.8. Mise en œuvre

Le design et les matériaux utilisés ont fortement évolué depuis les années 1950, et ce grâce notamment aux nombreuses études biomécaniques de la dynamique des

articulations, en particulier lors de la déambulation. Les études cadavériques ont, quant à elles, amené des informations utiles au design des PTH mais elles ne suffisaient pas à expliquer les problèmes rencontrés. De nos jours, une PTH classique se compose de cinq éléments: l'anneau cotyloïdien, ou métal-back, fixé dans le pelvis et servant d'intermédiaire entre ce dernier et la cupule, ou insert cotyloïdien ; la tête et la cupule, qui constituent les deux surfaces de contact par l'intermédiaire desquelles le mouvement de l'articulation va pouvoir se faire. Les couples de biomatériaux tête-cupule utilisés sont : acier inoxydable austénitique (316L ou 316LN) - UHMWPE, alliage de cobalt-chrome (CoCr) - UHMWPE, CoCr - CoCr, alumine (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) ou zircon (ZrO<sub>2</sub>) - UHMWPE, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> - Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, ZrO<sub>2</sub> - Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, et, dans une moindre mesure, ZrO<sub>2</sub> - ZrO<sub>2</sub>. La tige fémorale, insérée comme son nom l'indique dans le fémur, est maintenue en place soit par du ciment chirurgical soit par ostéointégration, cette dernière étant favorisée par un revêtement préalable de la tige avec de l'hydroxyapatite. La tige fémorale se termine du côté proximal par un cône sur lequel est insérée la tête. Cette tige peut être en acier inoxydable austénitique (316L ou 316LN), en cobalt-chrome (CoCr) ou en alliage de titane (Ti-6Al-4V).

### **3.9. Biomécanique de la prothèse de hanche**

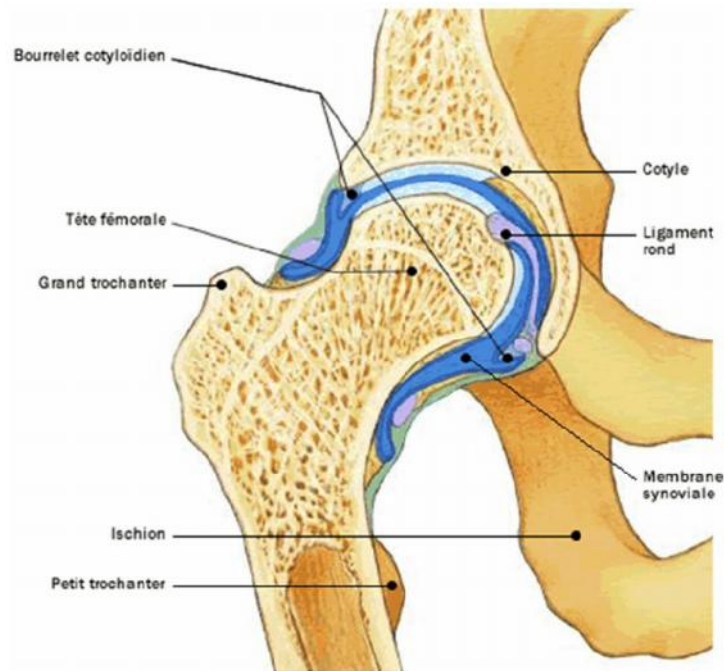
#### **3.9.1 Hanche (Articulation coxo-fémorale)**

La hanche, ou plus précisément, l'articulation coxo-fémorale est l'une des plus importantes articulations humaines. En effet une seule articulation assure la liaison du membre inférieur avec le tronc. Cette articulation de calibre important a une double fonction de stabilité et de mobilité. Elle doit être très stable, supporter le poids du corps et être profondément emboîtée. Il lui faut, de plus, permettre des mouvements dans toutes les directions : la flexion, l'extension, l'abduction (mouvement qui écarte un membre du plan sagittal du corps), l'adduction (mouvement qui rapproche un membre du plan sagittal du corps), les rotations latérales et médiales, et la circumduction (mouvement de rotation autour d'un axe ou d'un point central). Concrètement il faut pouvoir marcher, courir, s'asseoir, s'accroupir et cetera. En anatomie descriptive, nous devons dire que la hanche assure la jonction entre le bassin et le membre inférieur.

Pour respecter les impératifs de stabilité et de mobilité, un seul type articulaire est utilisable : la rotule. Chez l'homme, la hanche (Figure 3.3) est la plus parfaite des articulations du type rotule : elle est constituée d'une sphère, la tête fémorale (extrémité hémisphérique du



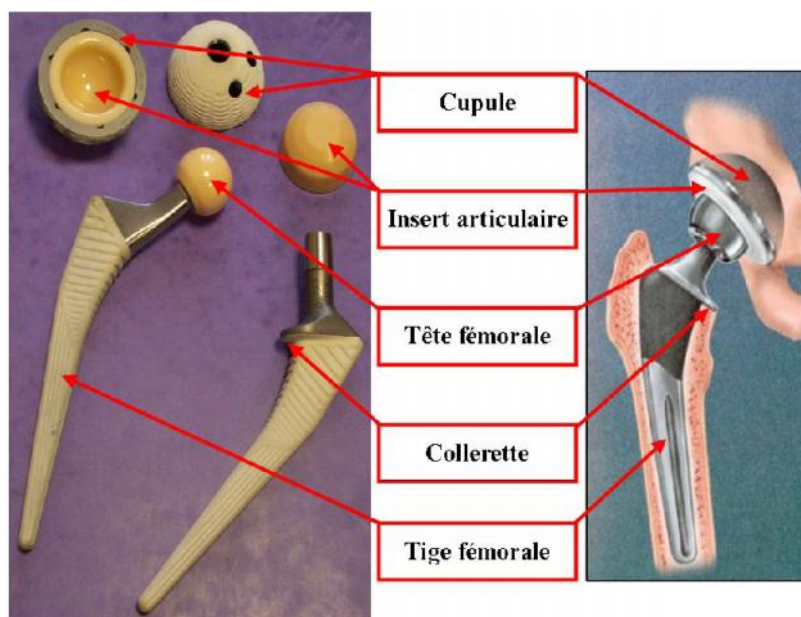
fémur), solidement emboîté dans une cavité sphérique, appelée l'acetabulum. Cette cavité articulaire de l'os iliaque, située de chaque côté du bassin, s'appelle aussi le cotyle. Les mouvements articulaires se font par glissement entre ces composants osseux.



**Figure 3.3** Coupe longitudinale de l'articulation coxo-fémorale

### 3.9.2. Prothèse Totale de Hanche (PTH)

Une PTH (Figure 3.4) est constituée par l'association d'une tige fémorale, implantée dans le canal médullaire du fémur, à l'extrémité de laquelle est emboîtée via un cône morse une tête fémorale, et d'une cupule fixée dans l'acetabulum par l'intermédiaire d'un insert articulaire amovible.



**Figure 3.4** Composants d'une prothèse totale de hanche



### 3.9.2.1. PTH cimentée & PTH non-cimentée et leur comparaison

Les prothèses totales de hanche peuvent être classées en plusieurs catégories suivant différents critères, comme par exemple, selon leur mode de fixation, les matériaux constitutifs, le couple de frottement prothétique, la forme des implants, et cetera. Actuellement, si nous adoptons le critère le plus courant, c'est-à-dire, en fonction de la technique de fixation de l'implant, les prothèses totales de hanche se différencient en deux types : PTH cimentée et PTH non cimentée.

Historiquement, ce sont les frères Judet qui concurrent, en 1946 en France, la première prothèse fémorale. En 1951, le chirurgien Mac Kee implanta pour la première fois une prothèse totale de hanche non cimentée. Ensuite, en 1958, c'est le professeur John Charnley qui est à l'origine d'une véritable révolution dans le monde de la PTH. C'est en novembre 1962, à la suite de multiples travaux sur la fixation cimentée des implants dans l'os et sur les couples de friction, et en outre, fort de l'expérience malheureuse des cupules en téflon (1959-1962), que John Charnley implantait sa première prothèse totale de hanche cimentée à faible friction. Ainsi, pour la première fois, il cimentait dans la cavité acétabulaire une cupule en polyéthylène de haute densité dans laquelle venait s'articuler une bille d'acier de calibre 22:25 mm (7-8 de pouce).

Un certain nombre d'études a déjà démontré que la prothèse cimentée possède une performance clinique, en terme de la survie de prothèse, assez remarquable. De plus, d'une manière générale, la PTH cimentée est relativement moins coûteuse que la PTH non cimentée dans de nombreux cas.

En revanche, cinq inconvénients sont identifiés :

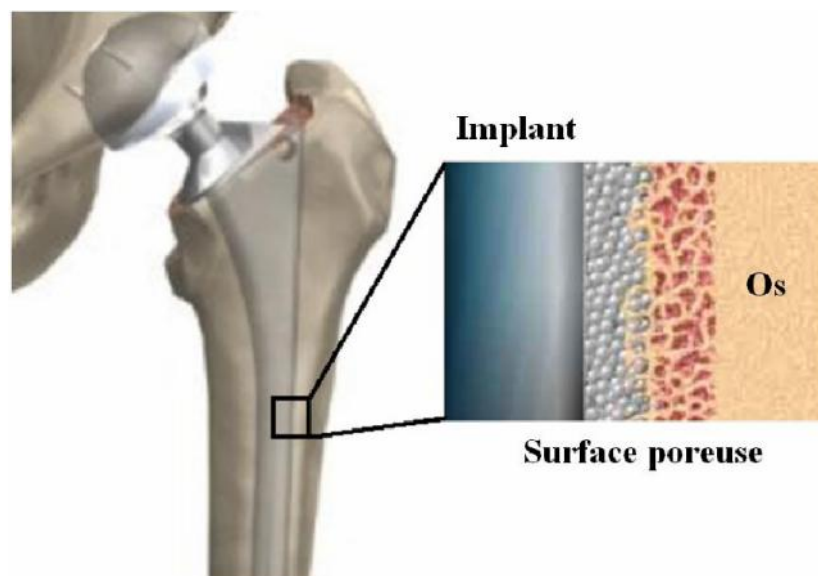
1. Le ciment joue un rôle important sur la nécrose thermique de l'os et il endommage la circulation sanguine locale.
2. Des rétrécissements du ciment au cours de la polymérisation peuvent provoquer l'affaiblissement de l'interface ciment-prothèse.
3. On constate souvent une incohérence sur le plan de la rigidité entre le ciment et les tissus osseux contigus, rendant la liaison entre l'os et le ciment peu fiable.
4. Le manteau de ciment, l'interface os-ciment et l'interface ciment-implant, ces sont les trois zones faibles. La défaillance locale, dans ces trois zones, par fracture conduit à une réaction inflammatoire qui peut se généraliser et entraîner le descellement de la prothèse.
5. Les particules de ciment peuvent interagir avec les tissus environnants, peuvent provoquer des tissus périprothétiques inflammatoires et augmenter la destruction osseuse.

La PTH non cimentée possède de nombreux avantages :

1. La conservation du capital osseux grâce à une meilleure transmission des contraintes ;
2. La disparition du risque du choc au ciment lors de la pose de prothèse ;
3. Le repositionnement de l'implant en périopératoire ;
4. La possibilité d'appui immédiat en postopératoire ;
5. L'extraction aisée de la prothèse pendant les quatre premiers mois d'implantation en cas d'infection précoce ou de luxation récidivante ;
6. La durée de vie beaucoup plus longue par rapport à la PTH cimentée chez le sujet jeune.

En fait, la technique de fixation sans ciment, encore appelée pose par press-fit, est un procédé d'assemblage communément utilisé dans le domaine industriel.

L'exemple le plus connu provient de la liaison de deux éléments par un système de cône morse. C'est aussi le moyen retenu pour assurer la stabilité primaire d'une tige fémorale sans ciment.



**Figure 3.5.** Coupe de l'interface os-prothèse non cimentée

Dans l'univers de la PTH non cimentée, la tige fémorale est souvent revêtue d'une surface poreuse qui permet une intégration aisée à l'os (Figure 3.5).

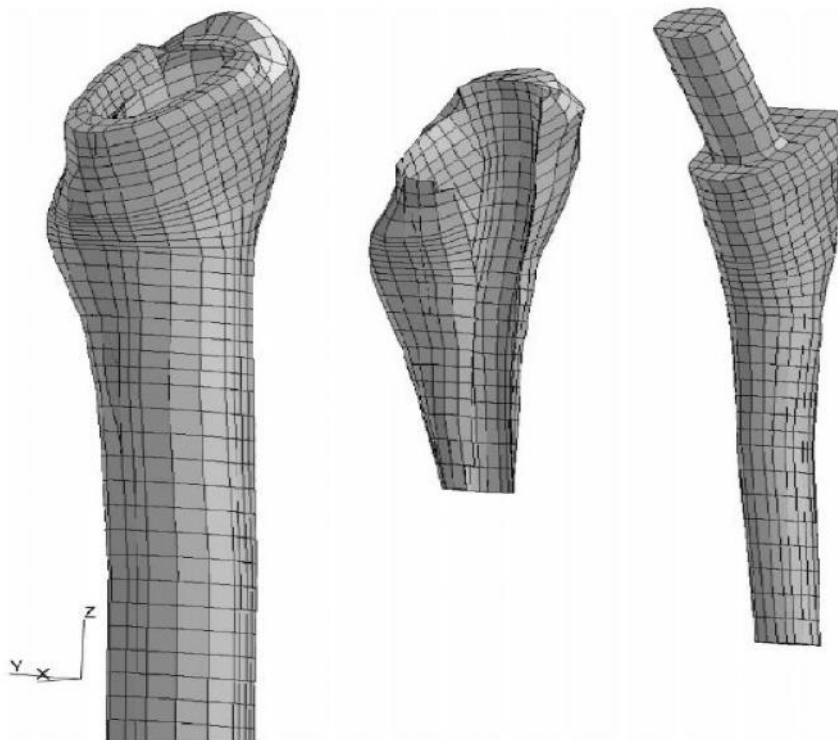
### 3.9.3. Approche préopératoire

Dans ce type d'approche, des modèles numériques sont développés pour prévoir la stabilité primaire de la prothèse ciblée en l'occurrence positionnée dans son environnement physiologique et sollicitée par les chargements de la vie quotidienne. Aujourd'hui, la méthode des éléments finis est devenue un outil standard largement utilisé dans tous les domaines et en particulier en biomécanique pour évaluer précisément la distribution des contraintes et des

déformations dans des structures complexes. Les résultats peuvent être obtenus une fois que la géométrie, les propriétés des matériaux, les conditions aux limites et les chargements sont soigneusement fournis.

Bien entendu, ce type de modèle numérique a logiquement besoin d'être validé par des expérimentations adéquates. Et réciproquement, basés sur des essais *in vitro*, d'autres modèles éléments finis ont également été développés.

En 2000, M. Viceconti et al. ont réalisé un modèle éléments finis (Figure 3.6). pour comparer la précision de prévision de la stabilité primaire de la prothèse de hanche non cimentée en modélisant trois types d'éléments de contact (nœud contre nœud, nœud contre surface, surface contre surface) associés à trois catégories de contact (sans frottement, avec frottement et avec frottement combine press- fit).



**Figure 3.6** Modèle éléments Finis (8383 nœuds, 6389 éléments)

#### 3.9.4. Approche péroopératoire

Dans cette approche, autrement dit pendant l'intervention, les chirurgiens utilisent des instruments spéciaux qui sont capable d'évaluer la stabilité primaire de la prothèse située 0 la position planifiée à travers les mesures de certains paramètres biomécaniques.

S'inspirant des travaux de W. H. Harris et al. en 1991, dans l'année 2006, L. Cristofolini et al. ont conçu et fabriqué une clé dynamométrique capable de contrôler le moment de torsion

appliqué par l'orthopédiste ainsi que l'angle de torsion entre la tige fémorale et le fémur en utilisant deux transducteurs haute précision.

La stabilité primaire de la PTH non cimentée a été ensuite évaluée en se basant sur la comparaison de ces données mesurées avec des seuils critiques prédéfinis.

### **3.10. Le modèle biomécanique du système os- prothèse de hanche**

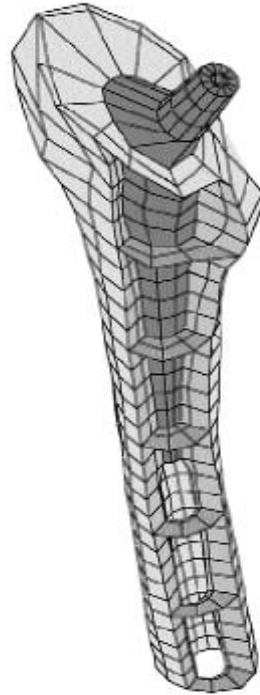
#### **3.10.1. La modélisation numérique**

Avec le développement des ordinateurs, les méthodes numériques se sont imposées comme des compléments indispensables aux méthodes expérimentales traditionnelles pour l'analyse du mouvement des corps des solides déformables surtout lorsque :

- les formes géométriques de ces corps sont compliquées,
- les déformations qu'ils subissent sont grandes et les matériaux qui les constituent ont un comportement non linéaire,
- les charges appliquées sont dynamiques.

L'application de ces méthodes à la biomécanique et en particulier aux prothèses articulaires est immédiate puisque les solides déformables que sont la structure osseuse et l'implant sont de forme complexe, que le comportement de l'interface os-implant est hautement non linéaire et que les charges appliquées sont dynamiques.

Le modèle numérique consiste d'une part à représenter géométriquement une configuration os-prothèse et d'autre part à établir les lois mécaniques régissant son comportement en tant que solides déformables soumis à un ensemble de forces. Comme le problème est complexe et qu'aucune solution analytique n'est envisageable, il doit être fractionné en un ensemble de « sous-problèmes » pouvant être résolu à l'aide de logiciels informatiques utilisant la méthode par éléments finis. Comme illustration, la figure 3.7 représente le maillage c'est-à-dire la discrétisation en petits éléments de volume des deux solides considérés que sont le fémur et l'implant.



**Fig.3.7.**maillage par éléments finis d'un système os-tige fémorale

La modélisation par méthodes numériques requiert donc une description précise :

- 1-De la prothèse (géométrie tri-dimensionnelle, propriétés mécaniques, caractérisation de l'interface os-prothèse)
- 2-De la structure osseuse (géométrie tri-dimensionnelle, distribution des densités osseuses, propriétés mécaniques, lois de comportement),
- 3-Des conditions de charge du système (forces de contact articulaires, forces musculaires).

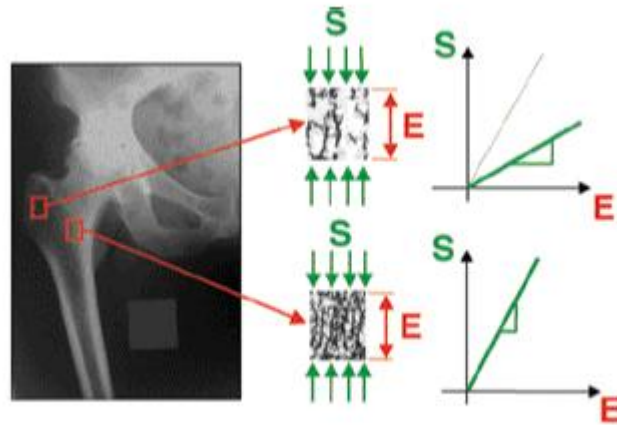
Cette description permet ensuite après simulation par la méthode des éléments finis de déterminer un certain nombre de variables biomécaniques comme la répartition des contraintes dans les solides, la répartition des contraintes et micro mouvements à l'interface os-prothèse à un instant donné ainsi que l'évolution en fonction du temps des densités de la structure osseuse.

### **3.10.1.1 Les paramètres à prendre en compte avant la modélisation**

#### ***-Inhomogénéité de l'os***

L'os est une structure inhomogène autrement dit de densité non constante. Ne pas tenir compte de cette inhomogénéité reviendrait à simplifier de manière abusive le problème. Sur la

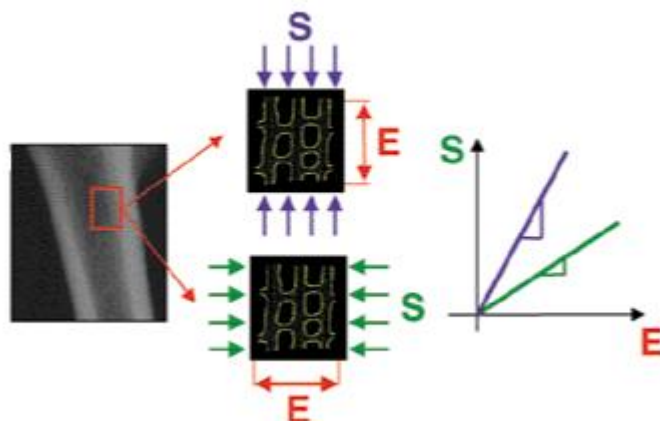
(Figure 3.8) est illustrée cette différence de rigidité de l'os entre la zone du grand trochanter et la zone du calcar. En effet, l'os est beaucoup plus dur au niveau du calcar. Afin d'intégrer cette inhomogénéité dans la description de notre géométrie fémorale en 3-D, une densité apparente ( $\rho$ ) doit être attribuée à chaque nœud du maillage.



**Figure 3.8 :** Illustration de l'inhomogénéité osseuse par la différence de rigidité entre deux zones du fémur proximal.

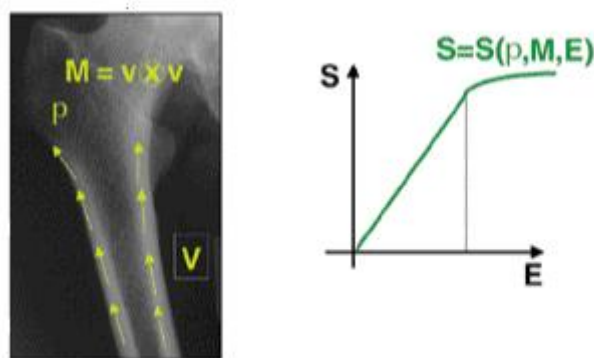
#### *-Anisotropie de l'os*

Comme la structure de l'os n'est pas isotrope, la description des propriétés mécaniques ne peut se limiter à un seul paramètre et doit caractériser le fait que l'os se déforme moins lorsqu'une force est exercée dans le sens longitudinal que dans le sens transversal. Cette différence est significative puisqu'elle est pratiquement d'un facteur 2 (Figure 3.9).



**Figure 3.9.** illustration de la différence de rigidité osseuse liée à l'anisotropie

Pour décrire cette propriété, une direction privilégiée d'anisotropie appelée  $v$  est définie. Cette direction conduit à définir un tenseur de structure  $M$ . La loi de comportement représentant la relation contrainte-déformation n'est donc plus seulement dépendante du seul module de Young mais dépend également de la densité apparente  $\rho$ , du tenseur de structure  $M$  et du tenseur de déformation  $E$  (Figure 3.10).



**Figure 3.10** : facteurs intervenant dans la définition de la loi de comportement.  
 $v$  : direction privilégiée d'anisotropie,  $M$  : tenseur de structure

### 3.10.1.2. Les conditions de charge

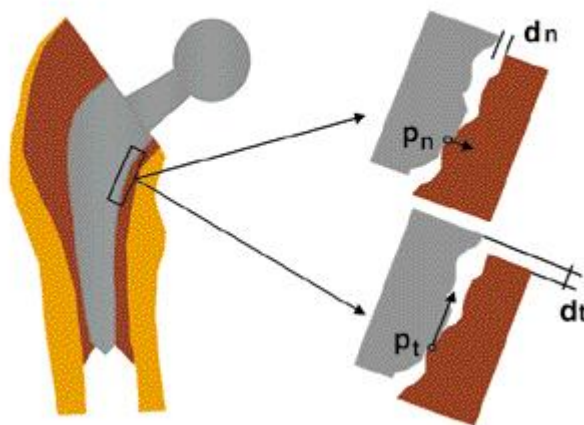
La définition des géométries prothétiques et osseuses ainsi que des lois de comportement n'est pas suffisante pour l'évaluation du comportement biomécanique d'une configuration os-prothèse. En effet, des conditions de charge réalistes tenant compte de l'action des muscles doivent être intégrées. A défaut de disposer de valeurs individuelles pour chaque patient, nous nous basons sur les valeurs publiées dans la littérature que nous adaptons en fonction du poids du patient.

### 3.10.1.3. L'évaluation de la stabilité primaire

Après la description du modèle, l'étape suivante est de définir quel type de situation clinique peut être simulée. La première venant à l'esprit est l'évaluation de la stabilité primaire d'un implant fémoral. Dans la conception d'un nouvel implant fémoral non cimenté, la recherche d'une géométrie optimisant la stabilité primaire est capitale puisque l'on sait qu'une bonne stabilité primaire assure une fixation secondaire durable.

La qualité de la stabilité primaire est évaluée sur la base de la répartition des contraintes et micro-mouvements à l'interface os-prothèse. Les deux variables dont la direction est parallèle à l'interface sont le **micro-glissement** et la **contrainte de cisaillement**. Les deux

variables dont la direction est perpendiculaire à l'interface sont le **micro-décollement** et la **contrainte de compression** (figure 3.11).



**Fig.3.11.** variables biomécaniques à l'interface  
 $d_t$  : micro-glissement  $p_t$  : contrainte de cisaillement  
 $d_n$  : micro-décollement  $p_n$  : contrainte de compression

#### 3.10.1.4. Limitations du modèle biomécanique

Indéniablement, la principale limitation de cette approche est le manque de validation clinique, particulièrement lors de l'intégration du processus de remodelage osseux. Actuellement sont en cours plusieurs travaux sur des implants de hanche ayant pour objectifs la prédiction du comportement de la structure osseuse à long terme pour des tiges fémorales non cimentées anatomiques et sur mesure. Ce type d'étude requiert pour l'analyse clinique la mise en place d'un protocole précis nécessitant en plus du bilan radiologique habituel un examen scanner et une densitométrie en préopératoire et aux différentes périodes de revue. Une seconde limite de ce modèle est l'utilisation de conditions de charge prises dans la littérature et qui ne sont donc pas parfaitement adaptée aux cas individuels étudiés. Malgré ces deux limitations, l'approche numérique fournit des résultats qualitatifs suffisamment précis pour juger du comportement biomécanique à long terme d'un implant fémoral.

#### 3.10.1.5. Applications du modèle biomécanique

De multiples applications peuvent être réalisées sur la base de ce modèle biomécanique. Nous en décrivons deux. La première est la mesure de l'influence des paramètres extra-



médullaires d'une tige fémorale non cimentée sur la stabilité initiale et la transmission des contraintes. La seconde est l'évaluation de l'influence du type de contact (cortical ou spongieux) entre l'os et la tige fémorale sur la stabilité initiale et sur la fixation secondaire de l'implant.

### 3.10.1.6. Perspectives de la modélisation numérique

L'outil informatique qui est un complément intéressant. Il permet de valider un choix d'options de dessin, de matériau ou de revêtement de surface de la prothèse avant toute implantation clinique. Dans le cadre d'une utilisation extensive, il peut permettre également d'évaluer lors de la planification préopératoire le positionnement des composants prothétiques afin d'une part d'optimiser la répartition des contraintes entre l'os et la prothèse et d'autre part d'augmenter les amplitudes de mouvements de la hanche prothésée. Le modèle biomécanique devrait donc être un outil d'évaluation pré-clinique utilisé en pratique courante dans le développement de nouveaux dessins prothétiques.

## 3.11. Conclusion

Des travaux récents montrent que la cause principale de la défaillance d'une arthroplastie totale de hanche est l'usure de sa composante acétabulaire. En effet, la migration des débris d'usure au niveau péri-prothétique conduit à une ostéolyse locale qui mène au descellement de l'implant et donc l'échec de l'arthroplastie. Ce processus d'usure est fonction de différents facteurs liés principalement à la tribologie de l'articulation et au couple de matériaux utilisé.

Du point de vu tribologique, les organes de transmission de mouvement associés à la hanche, devront épouser des formes concaves bien adaptées aux liaisons anatomiques endommagées.

La posture et les mouvements générés lors de la marche peuvent affecter les chargements physiologiques appliqués au système d'articulations associé à la hanche naturelle ou prothétique. La présence de débris d'usure de polyéthylène à haut poids moléculaire (UHMWPE) est une des causes principales du descellement des prothèses totales de hanche.

Les travaux expérimentaux de Cooper ont montré de multiples détériorations microscopiques de la surface de la cupule dues à de l'usure par abrasion et adhésion. Les mécanismes de l'usure abrasive sont liés à différents paramètres tels que la charge normale et la vitesse de glissement appliquées mais également de l'angle d'attaque des particules d'usure ou des aspérités microscopiques. Il s'agit de simuler une aspérité rigide glissant sur la surface de la cupule en polyéthylène en utilisant la méthode numérique.

**CHAPITRE 4:**

**APPROCHE  
PAR ELEMENTS FINIS**

## 4.1. INTRODUCTION

L'articulation de la hanche permet de joindre le membre inférieur au bassin. Une prothèse de hanche est un implant articulaire interne qui vise à remplacer l'articulation de la hanche et à permettre son fonctionnement normal. La prothèse de hanche est constituée d'une tige fémorale, d'une tête fémorale et d'une cupule. La tige est insérée dans la fémur et la cupule est implantée dans le cotyle du bassin avec un insert articulaire.

Actuellement, deux techniques de fixation sont principalement utilisées.

- ✓ La fixation par résine acrylique, appelé communément « le ciment ».
- ✓ Le montage en force (Press-Fit). Le Press-Fit est un procédé d'assemblage de deux éléments utilisé dans le domaine industriel permettant d'assurer une immobilisation de la tige fémorale sans ciment dans le fémur.

Un certain nombre d'études ont déjà démontré que la prothèse cimentée possède une stabilité immédiate. Mais à long terme, le ciment se dégrade sous l'effet du mouvement et de l'usure, ses caractéristiques mécaniques se modifient. Des particules de ciment et/ou des débris d'usure provoquent le développement d'un tissu fibreux à l'interface os-ciment, entraînant souvent l'échec de l'opération et l'obligation d'une reprise chirurgicale toujours délicate.

Pour remédier aux inconvénients liés au ciment, les prothèses impactées se sont répandues. Grâce à la technique de traitement surfacique, la tige fémorale est souvent revêtue d'une couche d'hydroxyapatite. Elle favorise l'ostéogenèse sur la prothèse, et permet une fixation biologique plus fiable. En revanche, dans les 45 jours suivant l'opération, période nécessaire à l'organisme pour s'approprier la prothèse, la plupart des auteurs convient que la cause la plus fréquente est la manque de stabilité primaire, à l'origine des descellements aseptiques des prothèses impactées.

Aujourd'hui, la méthode des éléments finis est un outil standard largement utilisé dans tous les domaines en particulier en biomécanique pour évaluer précisément la distribution des contraintes et des déformations dans les structures complexes. Les résultats sont obtenus une fois la géométrie, les propriétés des matériaux, les conditions aux limites et les chargements soigneusement définis.

## 4.2. Quelques éléments théoriques

La méthode des éléments finis est une technique de calcul numérique fondée sur la formulation variationnelle d'un problème. Il s'agit de résoudre de manière discrète des équations aux dérivées partielles, afin de trouver une solution approchée. L'hypothèse fondamentale est l'existence et l'unicité de la solution exacte du problème continu initial. Cette méthode nécessite la définition d'un espace de fonctions tests locales, espace dans lequel la solution de la formulation variationnelle des équations est exacte. Ceci conduit à la discrétisation du domaine physique en un maillage constitué d'éléments finis. Ces éléments sont connectés entre eux par des nœuds, dont les déplacements constituent les inconnues du problème. La démarche est d'analyser la réponse de chaque élément en construisant des matrices de rigidité élémentaires et du vecteur chargement. Ensuite, ces matrices élémentaires sont assemblées dans une matrice de rigidité globale. L'équation matricielle ainsi obtenue relie les déplacements nodaux aux chargements nodaux pour l'intégralité du domaine physique. Enfin, après avoir pris en compte les conditions aux limites, il reste à résoudre l'équation matricielle afin de trouver les déplacements nodaux et ainsi la déformation de la structure. Ensuite, les contraintes peuvent être calculées à partir de ces déformations et de la loi de Hooke.

## 4.3. A propos d'Abaqus

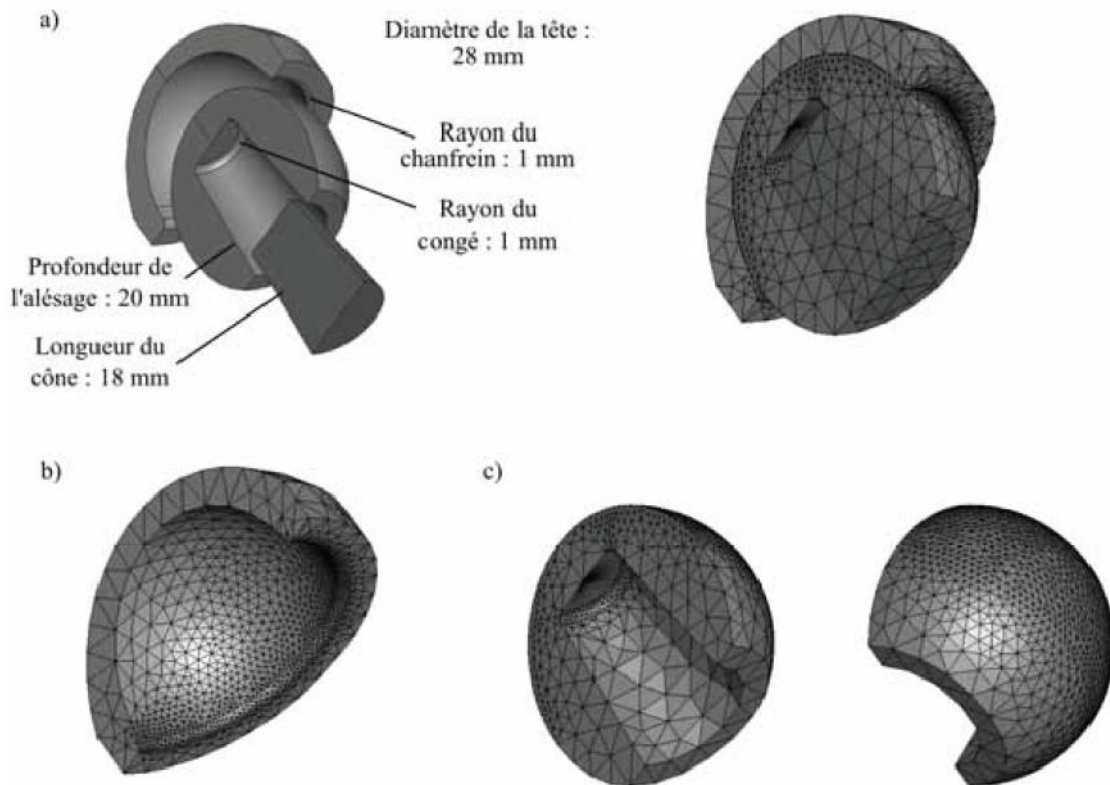
Abaqus est un ensemble de programmes de simulations par éléments finis. Ayant une vocation généraliste, il peut simuler aussi bien des problèmes relativement classiques de calculs de structures que des problèmes de thermique, d'acoustique, de fluide et de piézoélectricité. Il est assez simple à mettre en œuvre étant donné que l'utilisateur n'a besoin de définir que la géométrie de son modèle, les caractéristiques mécaniques des matériaux employés, ainsi que les conditions aux limites et de chargement. En particulier, lors d'une analyse dynamique non linéaire, Abaqus calcule automatiquement les incréments de chargement et les tolérances de convergence. De plus, il ajuste ces derniers en permanence afin de s'assurer de la précision et de l'efficacité du calcul de la solution. Par conséquent, l'utilisateur a rarement à intervenir pour contrôler la simulation numérique du problème.

#### 4.4. Développement des modèles

Nous avons utilisé lors des tests deux types de géométries tête - cupule. Par conséquent, nous étudierons un modèle 1, constitué d'une tête et d'une cupule de 28 mm de diamètre, et un modèle 2, constitué d'une tête et d'une cupule de 32 mm de diamètre.

##### 4.4.1. Modèle 1 et maillage associé

Le premier modèle représente l'ensemble cône-tête-cupule (Fig. 4.1.a). La tête et la cupule ont été partitionnées afin de pouvoir mailler plus précisément les zones critiques, c'est-à-dire celles susceptibles d'être soumises à de fortes contraintes, à savoir les chanfreins au fond de l'alésage de la tête et au bord de la cupule, ainsi que les surfaces de contact potentielles entre la tête et la cupule (Fig. 4.1.b). Les éléments de maillage choisis sont des tétraèdres, qui sont les éléments les mieux à même de mailler une géométrie complexe. Ainsi, la tête est composée de 4262 nœuds, la cupule de 1927, et le cône de 169.

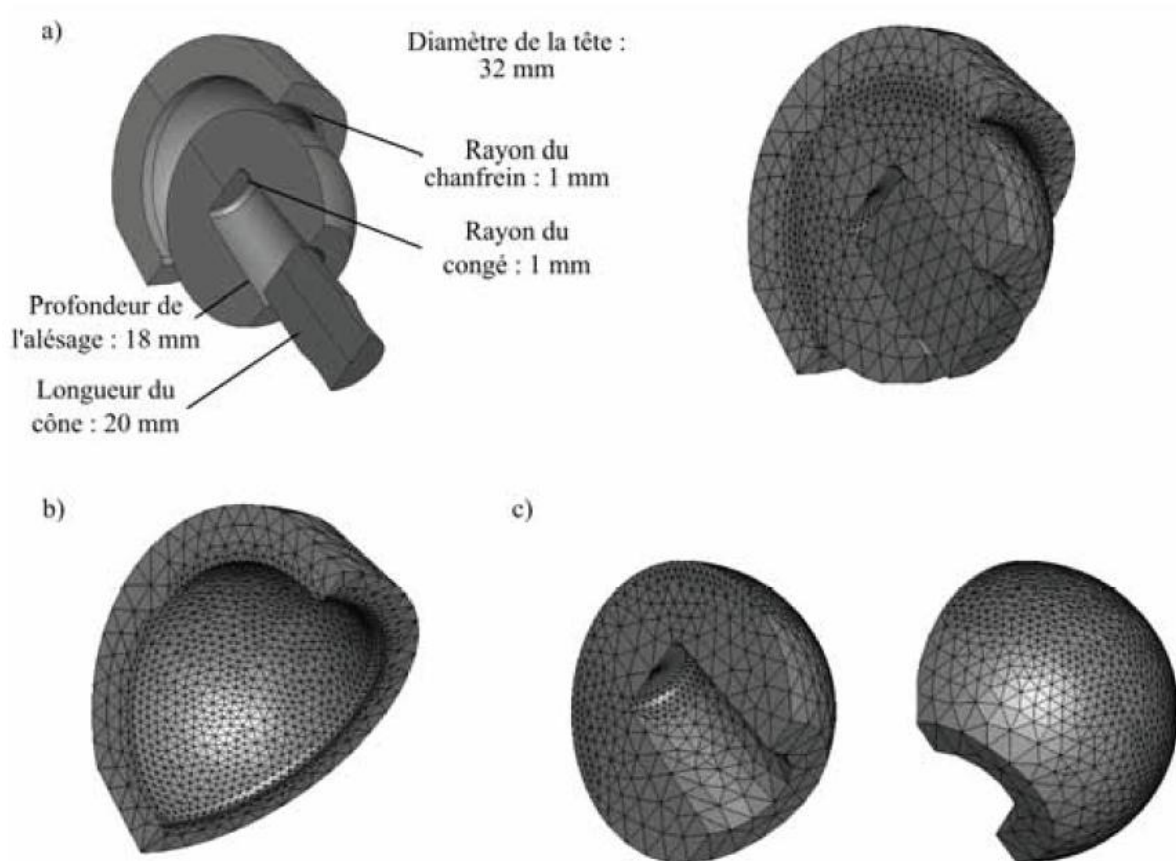


**Figure 4.1** : Modèle géométrique 1 et maillage associé. a) Modèle géométrique de l'ensemble cône tête-cupule. b) Maillage de la cupule : le raffinement est effectué au niveau du chanfrein et en bordure de ce dernier. c) Maillage de la tête. Vue de l'intérieur : le raffinement est effectuée en fond d'alésage, au niveau

du congé. Vue de la surface extérieure : le raffinement est effectué sur toute la surface de contact avec la cupule.

#### 4.4.2 Modèle 2 et maillage associé

Le second modèle représente l'ensemble cône-tête-cupule (Fig. 4.2.a). De même que pour le modèle 1, la tête et la cupule ont été partitionnées afin de pouvoir mailler plus précisément les zones critiques (Fig. 4.2.b). Ainsi, la tête est composée de 4799 nœuds, la cupule de 2534, et le cône de 145.



**Figure 4.2 :** Modèle géométrique 2 et maillage associé. a) Modèle géométrique de l'ensemble cône tête-cupule .b) Maillage de la cupule: le raffinement est effectuée au niveau du chanfrein et en bordure de ce dernier. c) Maillage de la tête. Vue de l'intérieur : le raffinement est effectuée en fond d'alésage, au niveau du congé. Vue de la surface extérieure : le raffinement est effectué sur toute la surface de contact avec la cupule.

### 4.4.3 Modélisation des matériaux

Les différents matériaux ont été supposés parfaitement élastiques, avec les densités, modules d'Young et coefficients de Poisson donnés dans la table I (Tab. 4.1). Une densité fictive du Ti-6Al-4V a été calculée pour chaque type de cône (1 et 2), afin que leur masse soit de 14 kg, ce qui correspond à la masse totale des pièces, hors tête et cupule, déplacées par le vérin force sur la machine de chocs. L'introduction de cette densité artificielle permet de prendre en compte l'inertie des éléments lors du choc.

	Densité (g/cm <sup>3</sup> )	Module d'Young (GPa)	Coefficient de Poisson
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	4,00	400	0,23
ZrO <sub>2</sub>	6,05	200	0,23
Ti-6Al-4V fictif (1)	6600,00	110	0,32
Ti-6Al-4V fictif (2)	7000,00	110	0,32

**Table 4.1** : Paramètres matériaux utilisés pour la modélisation.

### 4.4.4 Modélisation du contact

Le cône est supposé parfaitement rigide et encastre dans l'alésage de la tête. L'algorithme de contact dans Abaqus est basé sur la méthode de Newton-Raphson (Fig. 4.3). Au début de chaque incrément, Abaqus commence par examiner l'état actuel du contact, c'est-à-dire si les nœuds concernés sont en contact (fermés) ou non (ouverts). Si un nœud est fermé, l'algorithme détermine s'il glisse ou s'il adhère. Ensuite, une contrainte est appliquée pour chaque nœud fermé et, au contraire, les contraintes sont éliminées à chaque nœud où l'état de contact évolue de fermé vers ouvert. Une itération est alors effectuée en tenant compte de ces corrections. D'éventuels changements de l'état de contact sont recherchés : chaque nœud pour lequel la distance après itération est devenue négative est passé d'un état ouvert à un état fermé et, au contraire, chaque nœud pour lequel la pression de contact est négative est passé d'un état fermé à un état ouvert. Si un seul de ces changements d'état de contact a été détecté, Abaqus le classe comme une discontinuité importante et les contraintes sont modifiées avant d'effectuer une seconde itération. Cette procédure est itérée jusqu'à ce qu'aucun changement de l'état de contact ne soit détecté. Ensuite, l'équilibre est vérifié afin de valider la convergence. Si cet équilibre n'est pas respecté,

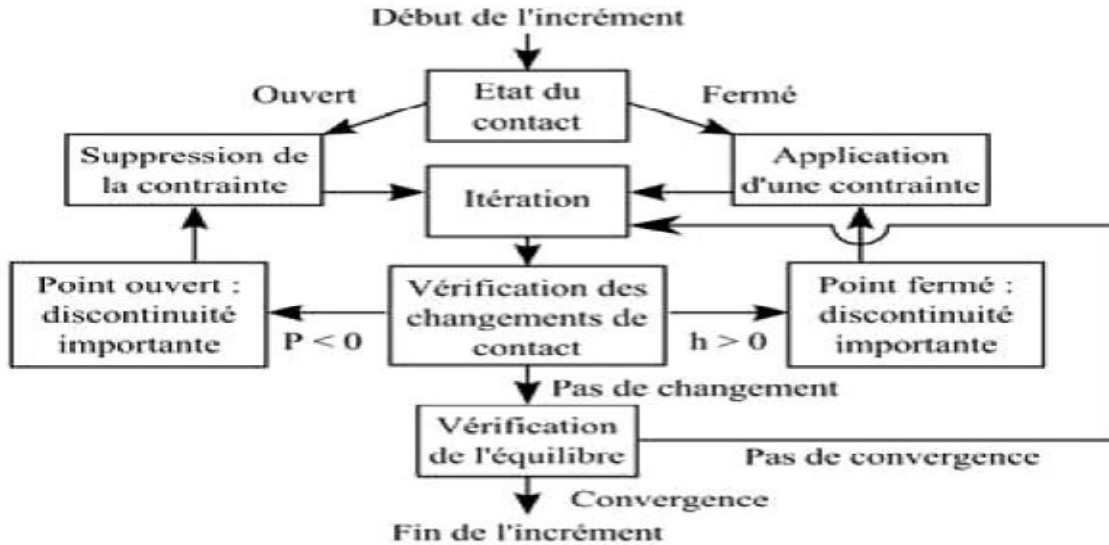
une autre itération est effectuée, et ce jusqu'à convergence de la solution (Documentation Abaqus : "Getting started with Abaqus").

Les contacts tête-cône et tête-cupule sont modélisés par le même algorithme de contact par pénalité. Ce choix découle du fait que cet algorithme, avec l'option d'un contact "dur", permet de simuler des contacts élastiques, dans lesquels toute l'énergie emmagasinée aux nœuds en contact est restituée, ce qui permet de prendre en compte d'éventuels rebonds. De plus, les coefficients de frottement des couples céramique-céramique étant particulièrement faibles, les forces de frottement résultantes sont négligeables devant les forces de contact. Le coefficient de frottement est donc choisi nul. Cet algorithme a été testé sur l'exemple très simple d'une balle en zircone lâchée sans vitesse initiale, de différentes hauteurs : 5 et 10 mm, représentant la distance entre l'extrémité inférieure de cette balle et le plan supérieur d'un disque, lui aussi en zircone (Fig. 4.4.a). Le coefficient de restitution a ainsi pu être évalué à l'aide de la formule suivante :

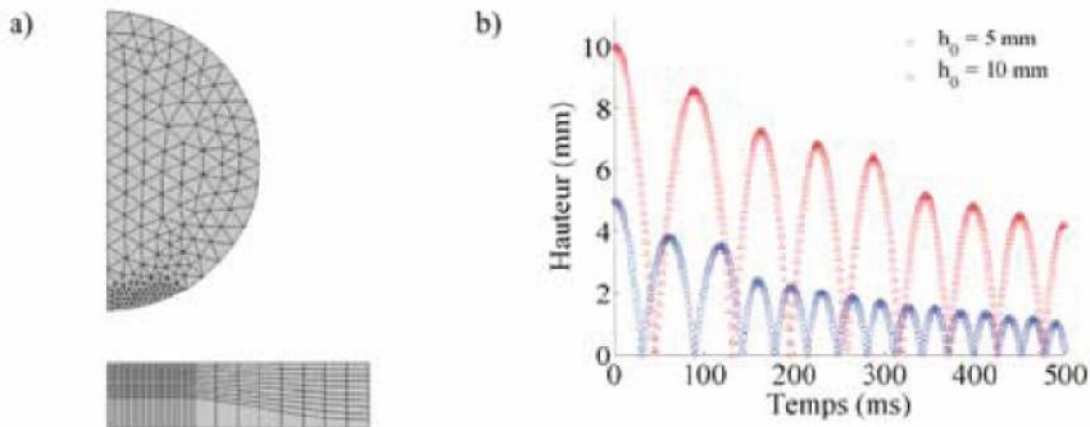
$$e = \sqrt{\frac{h_{i+1}}{h_i}} \quad (\text{IV.1})$$

avec  $h_i$  la hauteur avant le rebond et  $h_{i+1}$  la hauteur maximale atteint après le rebond. Ce calcul a été effectué pour 14 rebonds, lorsque la balle est lâchée de 5 mm, et 8 rebonds lorsque la balle est lâchée de 10 mm (Fig. 4.4.b). Dans le premier cas, le coefficient de restitution moyen est de 0,95, avec un écart type de 0,04. Dans le second cas, ce coefficient est également de 0,95, avec un écart type de 0,03. Ces valeurs correspondent à un choc presque purement élastique (coefficient de 1) et ont le même ordre de grandeur que celles usuellement admises pour les contacts verre-verre et acier-acier, respectivement de 0,95 et 0,93. Ces résultats ne remettent donc pas en cause le choix de l'algorithme de contact par pénalité.





**Figure 4.3 :** Algorithme de contact d'Abaqus 6.5 .  $P$  est la pression de contact et  $h$  la distance entre deux nœuds.



**Figure 4.4 :** Vérification de l'algorithme de contact par pénalité. a) Modèle axisymétrique utilisé. b) Hauteur du centre de gravité de la balle en fonction du temps.

#### 4.4.5 Définition des conditions aux limites et du chargement

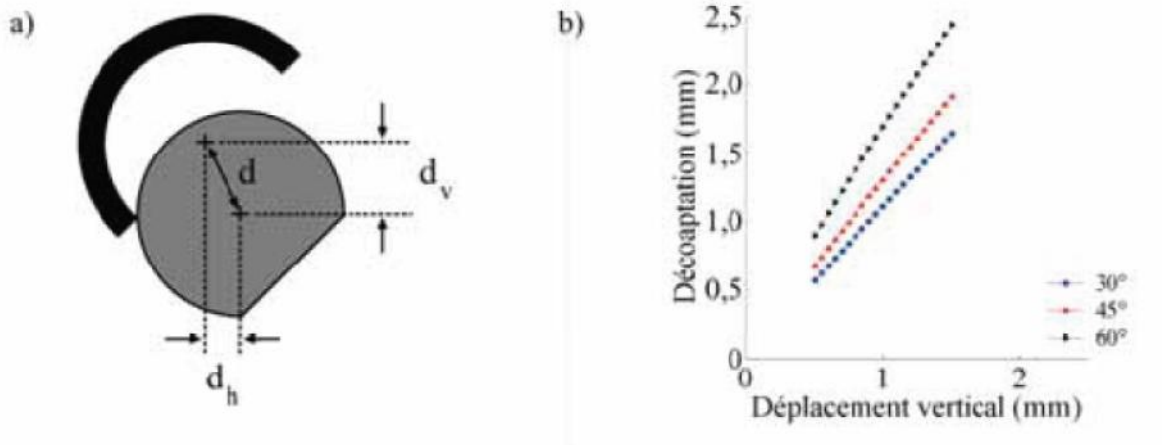
La cupule est encastree sur son bord extérieur (Fig. 4.5.a), afin de respecter l'encastrement réalisé expérimentalement à l'aide du ciment chirurgical. De plus, étant donné que seule la moitié de l'assemblage est modélisée, des conditions de symétrie par rapport au plan vertical sont appliquées (Fig. 4.5.b). En ce qui concerne le chargement, la force ponctuelle est appliquée au centre du cône et varie linéairement de zéro à sa valeur maximale en 11 ms, une fois de plus afin de respecter les conditions expérimentales.



**Figure 4.5** : Conditions aux limites appliquées au modèle. a) Condition d'encastrement de la cupule. Cette dernière est encadrée au niveau de sa périphérie, chaque ergot symbolise le blocage du mouvement en translation dans la direction considérée. b) Condition de symétrie par rapport au plan vertical.

#### 4.4.6 Relation entre le déplacement vertical et la décoaptation

Dans le but de reproduire les conditions expérimentales en décoaptation, la tête est translaturée verticalement de 1 mm. Afin d'étudier l'influence de la décoaptation, plusieurs valeurs de déplacements verticaux ont été testées lors des simulations. Un programme Matlab a été utilisé pour calculer la décoaptation en fonction du déplacement vertical de la tête et de l'inclinaison de la cupule, pour un rayon de chanfrein de 1 mm (Fig. 4.6).



**Figure 4.6** : Relation entre le déplacement vertical et la décoaptation. a) Rappel des définitions des déplacements verticaux et horizontaux utilisés pour calculer la décoaptation. b) Décoaptation en fonction du déplacement vertical et de l'inclinaison de la cupule par rapport à l'axe horizontal, pour un rayon de chanfrein de 1 mm.

### 4.5. Traitements des résultats Abaqus

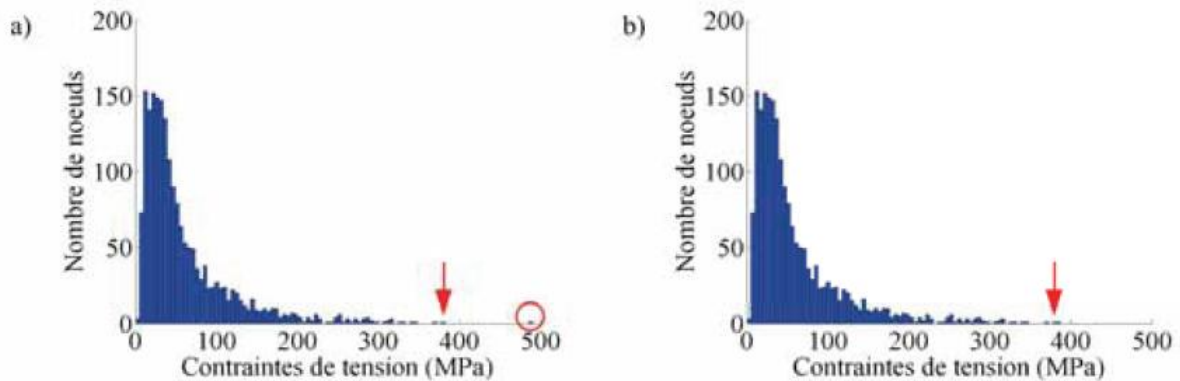
Nous allons nous intéresser aux contraintes de tension générées dans la tête et la cupule. Les contraintes de tension et de compression sont représentées par les contraintes principales, qui ne sont autres que les valeurs propres du tenseur des contraintes. Les contraintes principales positives représentent les contraintes de tension, tandis que les contraintes négatives représentent les contraintes de compression. Afin d'être exploitée en vue de la simulation de croissance de défauts, la contrainte maximale principale, à chaque nœud et pour chaque intervalle de temps, est exportée dans un fichier texte. Il existe 111 intervalles de temps pour une simulation de 11 ms, ce qui donne un résultat toutes les 0,1 ms. Un programme Matlab détermine le maximum de contraintes pour chaque nœud au cours des 11 ms de simulation. Si ce maximum est négatif, il est alors fixé à zéro, puisque seules les valeurs positives, représentant les contraintes de tension, seront prises en compte par la suite. Ainsi, à chaque nœud correspond une valeur de contrainte de tension.

Dû au maillage relativement grossier utilisé, il se peut qu'il existe des discontinuités importantes au niveau des valeurs de contraintes. Afin de traiter ce problème et de supprimer d'éventuelles valeurs de sur-contraintes, un autre programme Matlab a été développé. La plage de valeurs des contraintes est divisée en 100 intervalles et, pour chacun d'eux, il s'agit de dénombrer le nombre de nœuds dont la contrainte associée est comprise entre les bornes de cet intervalle, et de tracer l'histogramme correspondant (Fig. 4.7.a). S'il existe une discontinuité de plus de 5 % du maximum de contrainte entre deux barres successives de l'histogramme obtenu, la plus petite valeur de contrainte est prise comme contrainte de référence et tous les nœuds dont la contrainte associée excède cette valeur de référence se voient attribuer une nouvelle contrainte, égale à cette valeur de référence plus 1 % du maximum de contrainte (Fig. 4.7.b). Ce traitement permet d'homogénéiser les valeurs des contraintes et d'éliminer d'éventuelles surcontraintes dues à l'imprécision du maillage.

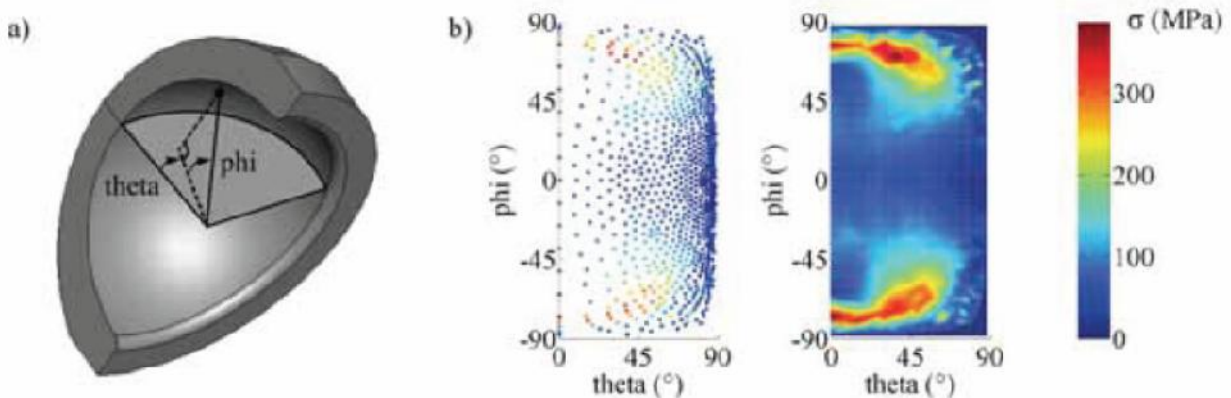
Afin de visualiser la répartition des contraintes en surface, un programme Matlab été développé dans le but d'interpoler les résultats aux nœuds de la surface. La première partie vise à effectuer la transformation des coordonnées cartésiennes en coordonnées sphériques, afin de disposer d'une représentation 2D de la surface sphérique. La fonction de transformation de

coordonnées est directement disponible dans Matlab , néanmoins, il est nécessaire d'effectuer plusieurs changements de repère afin d'obtenir les angles correspondant à ceux prédéfinis (Fig. 4.8.a). Ensuite, un maillage 2D régulier est construit et les valeurs des contraintes sont interpolées en ces points (Fig. 4.8.b), chacun d'eux étant coloré selon sa contrainte associée.

Ce type de visualisation est très utile pour pouvoir comparer rapidement les valeurs et les localisations des contraintes en surface lors de différentes simulations.



**Figure 4.7** : Traitement des valeurs de surcontraintes, exemple de résultats pour une cupule en zircone orientée à  $45^\circ$ , avec une décoaptation de 1,3 mm et une force appliquée de 9 kN. a) Histogramme de répartition avant traitement : la barre cerclée correspond à une surcontrainte, puisque l'écart avec la barre précédente est supérieur à 5 % du maximum de contrainte. Par conséquent, la contrainte associée à la barre repérée par la flèche devient la contrainte de référence. b) Histogramme de répartition après traitement : les nœuds dont la contrainte associée est supérieure à la contrainte de référence se sont vus attribuer une nouvelle valeur de contrainte, basée sur la contrainte de référence (repérée par la flèche).



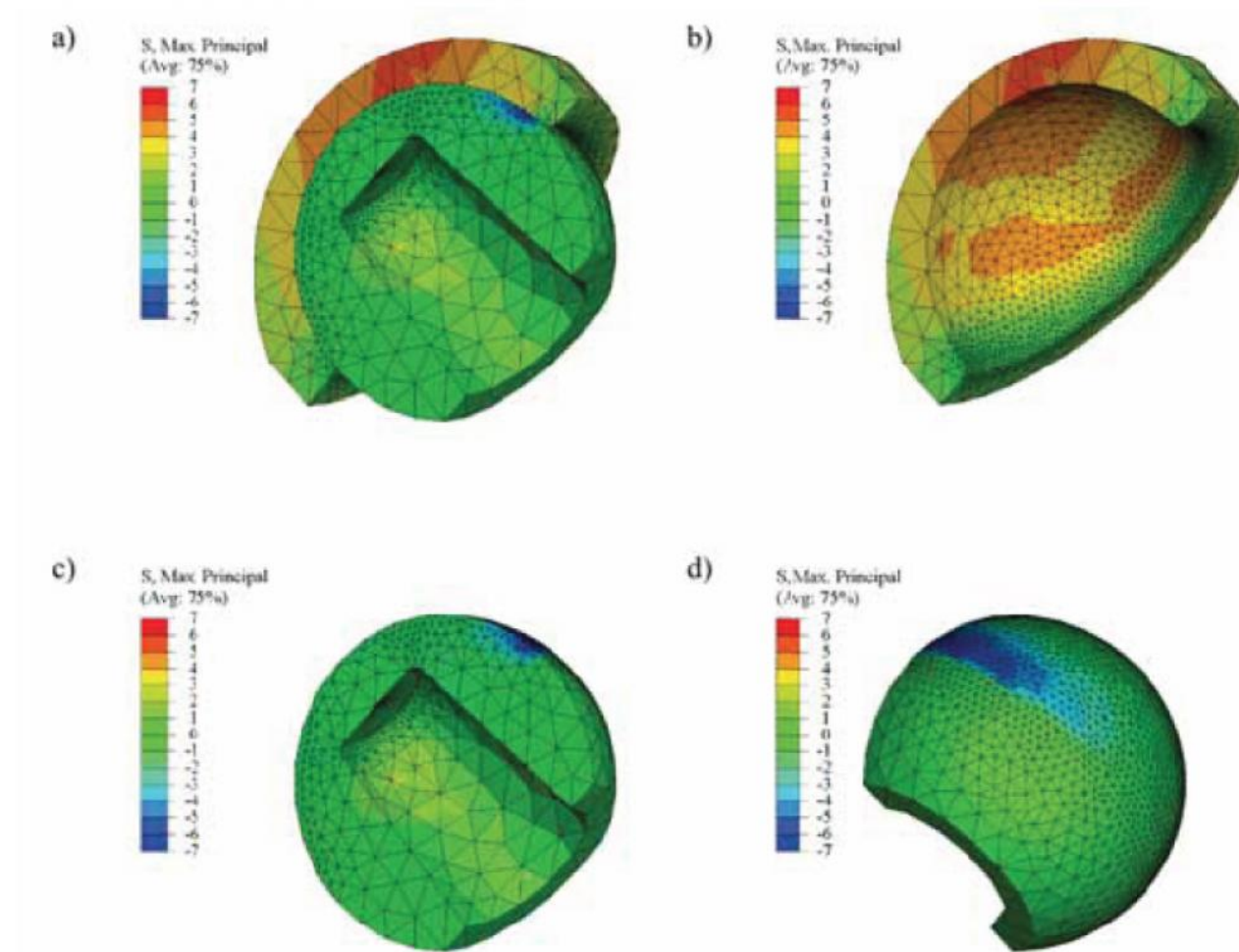
**Figure 4.8** : Transformation des coordonnées et interpolation surfacique. a) Définition des angles permettant de balayer la surface de la cupule. b) Exemple de carte de contraintes aux nœuds de surface définis par Abaqus et interpolation sur un maillage régulier plus fin, d'environ 15 000 points. Le point où s'exerce le maximum de contrainte est coloré en rouge et celui où s'exerce le minimum est coloré en bleu. Les couleurs correspondantes aux valeurs de contraintes intermédiaires sont obtenues par interpolation linéaire entre ces deux extrema.

## 4.6. Résultats concernant le modèle 1

### 4.6.1. Influence de la force appliquée

Afin de valider le modèle de croissance des défauts à partir des résultats expérimentaux, des simulations ont tout d'abord été réalisées pour une orientation de cupule de  $45^\circ$ , des valeurs de décoaptation de 0 et 1,3 mm, et des forces de 2 à 9 kN.

- Répartition et valeurs des contraintes sans décoaptation : les valeurs maximales des contraintes sont obtenues au bout de 11 ms, c'est-à-dire à la fin de la simulation, lorsque la force atteint son maximum d'intensité. La tête et la cupule étant deux surfaces conformes, les contraintes obtenues sans décoaptation sont réparties sur environ les trois quarts de la surface extérieure de la tête et de la surface intérieure de la cupule (Fig. 4.9). La cupule est principalement soumise à des contraintes de tension (Fig. 4.9.b), tandis que la tête est principalement soumise à des contraintes de compression (Fig. 4.9.c et d). Les contraintes au niveau de la tête sont, en valeur absolue, environ deux fois plus importantes que celles au niveau de la cupule. Néanmoins, ces contraintes étant des contraintes de compression, elles sont nettement moins susceptibles de conduire à l'initiation de fissures. Par conséquent, dans la suite de cette étude, nous ne nous intéresserons qu'aux contraintes de tension, et donc plus particulièrement à la cupule.

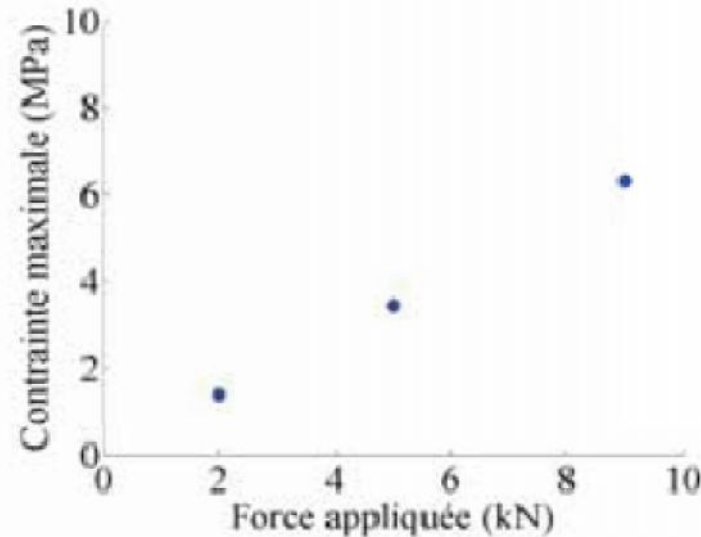


**Figure 4.9** : Contraintes principales maximales obtenues pour le modèle 1 sans décoaptation, pour une cupule orientée à  $45^\circ$  et une force de 9 kN. a) Contraintes de tension (positives), et contraintes de compression (négatives) dans l'assemblage. b) Répartition des contraintes principales maximales dans la cupule. c) Répartition des contraintes principales maximales à l'intérieur de la tête. d) Répartition des contraintes principales maximales sur la surface extérieure de la tête.

Dans ce cas sans décoaptation, le maximum des contraintes de tension simulées dans la cupule dépend linéairement de la force appliquée à l'assemblage, ce qui est attendu puisque, le contact étant continu entre la tête et la cupule, la force de contact ne dépend que des propriétés des matériaux et de la force appliquée (Fig. 4.10).

- Répartition et valeurs des contraintes avec décoaptation : le fait d'introduire une décoaptation modifie radicalement la cinématique de l'assemblage. En effet, la tête vient tout d'abord impacter le bord supérieur de la cupule, au niveau du chanfrein, puis elle rebondit et impacte le bord inférieur, et ainsi de suite jusqu'à la fin de la simulation, à  $t = 11$  ms (Fig. 4.11).





**Figure 4.10** : Influence de la force appliquée sur le maximum de contraintes de tension dans la cupule, sans décoaptation, pour une cupule en zircone orientée à 45°.

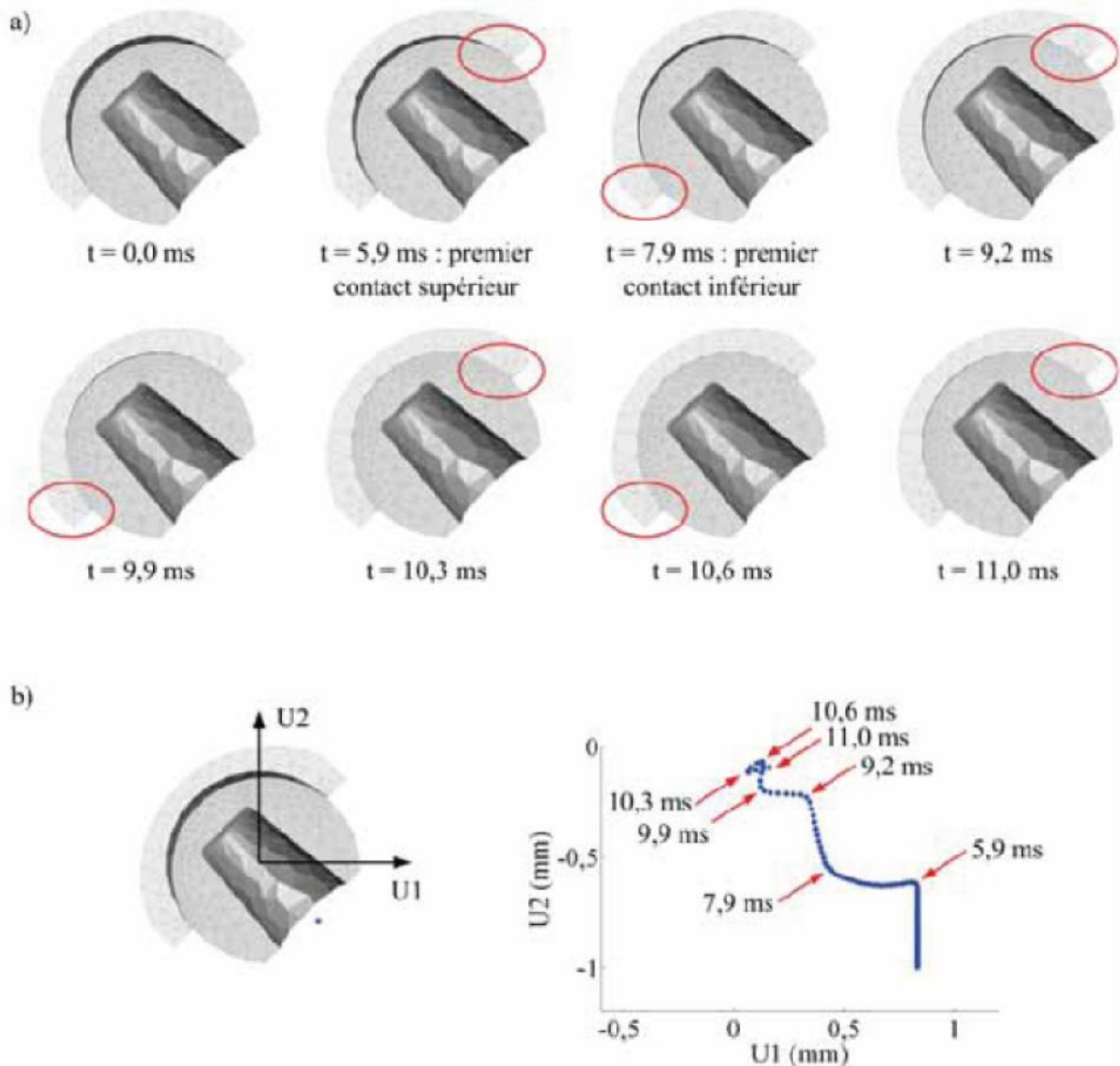
Ce phénomène de rebonds n'a pas été mis en évidence *in vivo*, mais il a probablement lieu lors des essais expérimentaux sur la machine de chocs puisque, que ce soit pour la tête ou la cupule, nous avons obtenu deux bandes d'usure, une au niveau de la partie supérieure et une autre au niveau de la partie inférieure. Par conséquent, la localisation des maxima de contraintes, ainsi que leurs valeurs, dépendent du temps.

Dans la cupule, les maxima de contraintes sont toujours localisés dans une bande proche des chanfreins, au niveau supérieur ou inférieur selon la localisation de l'impact de la tête (Fig. 4.12.a). Bien évidemment, l'intensité de la force appliquée à l'assemblage n'agit que sur les valeurs des contraintes, et non sur leur localisation. Pour une force de 2 kN, les contraintes sont principalement localisées au niveau supérieur de la cupule. En effet, dans ce cas précis, l'intensité du premier impact n'est pas assez importante pour qu'il y ait un rebond de la tête et un second impact au niveau de la partie inférieure de la cupule. Pour des forces supérieures, des contraintes apparaissent sur le bord inférieur de la cupule, prouvant l'apparition d'un impact à ce niveau. Néanmoins, les contraintes au niveau du bord supérieur sont globalement légèrement plus importantes que celles au niveau du bord inférieur, ceci venant du fait que la force appliquée à l'assemblage agit verticalement du bas vers le haut (Fig. 4.12.b).

#### 4.6.2 Influence de la décoaptation

L'influence de la valeur de la décoaptation a été étudiée avec une orientation de cupule de  $45^\circ$  et une force de 9 kN. Les déplacements verticaux initiaux sont de 0, 0,50, 0,75, 1,00, 1,25 et 1,50 mm, ce qui, pour une cupule inclinée à  $45^\circ$ , correspond à des valeurs de décoaptation respectives de 0, 0,7, 1,0, 1,3, 1,6 et 1,9 mm. Comme décrit précédemment, les contraintes se situent principalement au niveau des chanfreins inférieur et supérieur (Fig. 4.13.a). La moindre décoaptation engendre une augmentation d'un facteur 100 des contraintes en surface de la cupule (Fig. 4.13.b). Néanmoins, il semble qu'une décoaptation comprise entre 1,0 et 1,5 mm soit la plus défavorable, c'est-à-dire celle qui engendre les contraintes les plus importantes. Les contraintes générées dans la cupule dépendent de deux paramètres : bien évidemment la vitesse acquise par la tête lors du premier impact, mais aussi le nombre de rebonds que la tête effectue durant les 11 ms de la simulation. Ce second paramètre dépend lui-même de la vitesse lors du premier impact et de la durée de simulation restante après ce premier impact. Ainsi, plus la décoaptation est importante et plus la vitesse lors du premier impact sera grande, mais plus le nombre de rebonds sera limité (Fig. 4.13.c). Or, le maximum de contraintes est généralement atteint après deux à trois rebonds, et non nécessairement lors du premier impact.



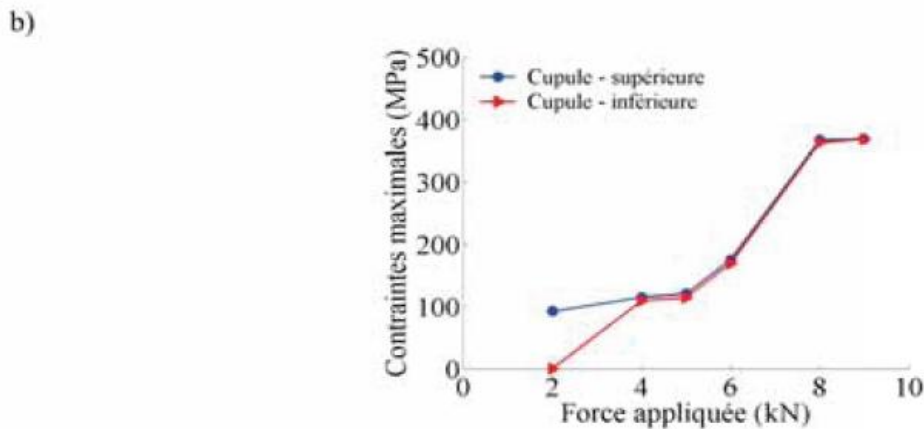
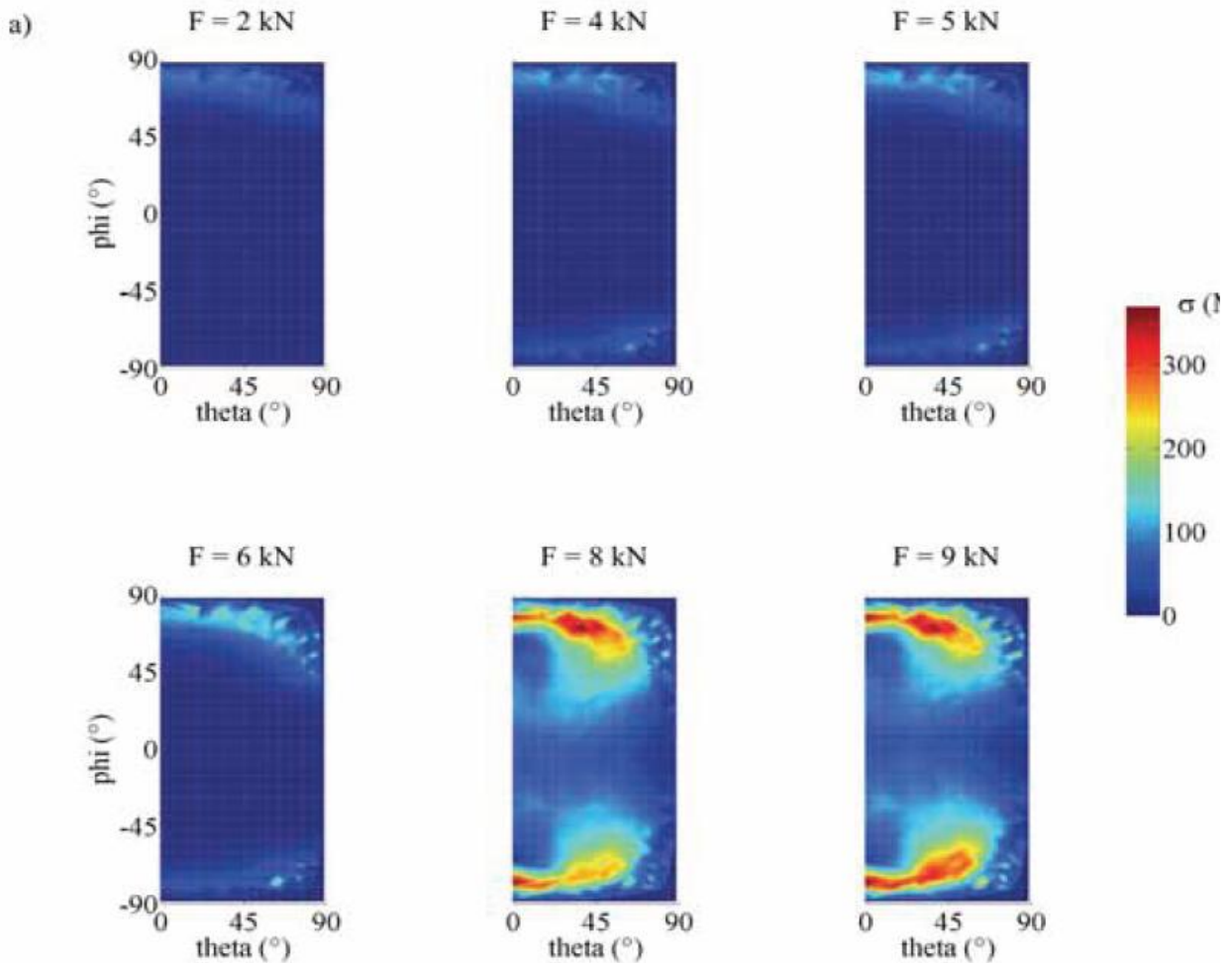


**Figure 4.11** : Déplacement de la tête au cours du temps, pour une cupule orientée à  $45^\circ$ , une décoaptation de 1,3 mm et une force de 9 kN. a) Position de la tête par rapport à la cupule lors des rebonds. b) Trajectoire de la tête au cours du temps, les impacts tête-cupule sont matérialisés par les flèches rouges.

#### 4.6.3 Influence de l'inclinaison de la cupule

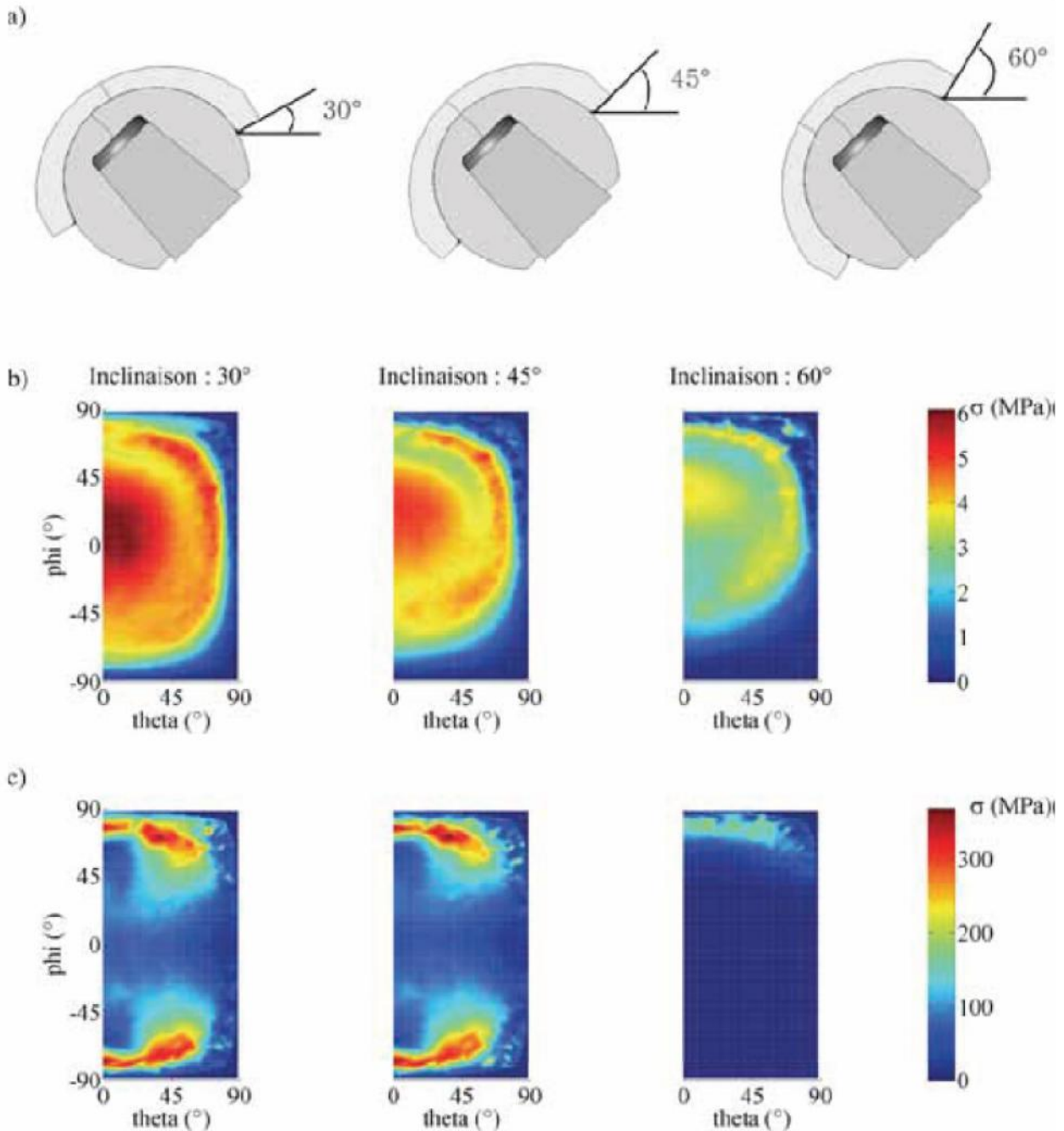
Afin d'étudier une éventuelle influence de l'inclinaison de la cupule sur les contraintes de tension, plusieurs simulations ont été menées avec des orientations de cupule de  $30$ ,  $45$  et  $60^\circ$  (Fig. 4.14.a). Pour chacune de ces orientations, et pour une même force appliquée à l'assemblage de 9 kN, des simulations ont été effectuées avec des déplacements verticaux initiaux de 0, 0,50, 0,75, 1,00, 1,25 et 1,50 mm. Les valeurs de décoaptation correspondantes en fonction de

l'orientation de la cupule sont données dans la table 4.2 (Tab. 4.2). Bien que la localisation des contraintes en surface de la cupule ne dépendent pas de l'inclinaison de cette dernière, leur intensité varie selon cette inclinaison (Fig. 4.14.b et c). En ce qui concerne les cas sans



**Figure 4.13** : Influence de la décoaptation sur les contraintes de surface de la cupule, pour une cupule orientée à  $45^\circ$  et une force de 9 kN. a) Localisation et valeurs des contraintes de tension en surface de la cupule pour des décoaptations de 0, 0,7 1,0, 1,3, 1,6 et 1,9 mm. b) Maximum de contraintes dans chaque partie de la cupule (supérieure et inférieure) en fonction de la décoaptation. c) Vitesse d'impact initiale et nombre de rebonds en fonction de la décoaptation.

décoaptation, les contraintes sont plus réparties pour la cupule orientée à  $30^\circ$ , étant donné que la surface de contact est plus importante que pour les deux autres orientations.



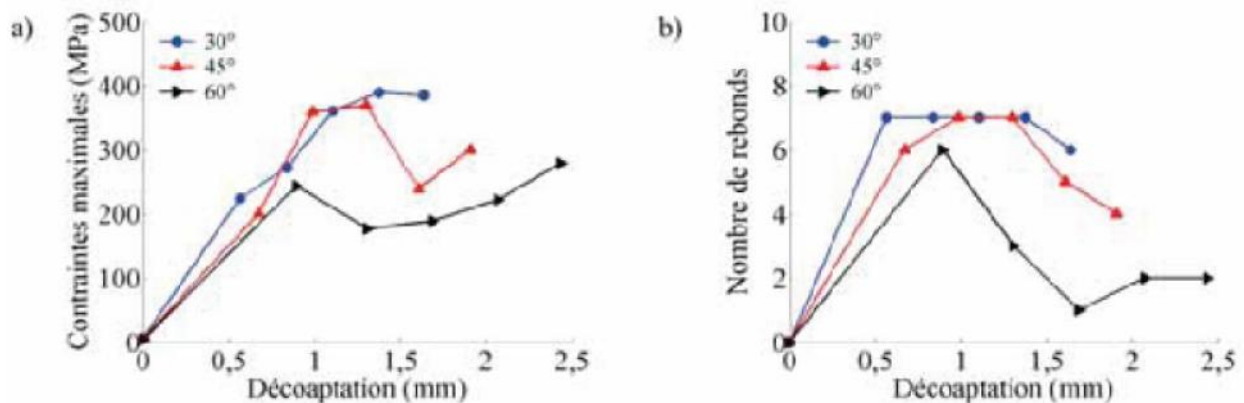
**Figure 4.14** : Influence de l'orientation de la cupule sur les contraintes de surface. a) Orientations étudiées. b) Contraintes en surface de la cupule pour les trois inclinaisons et sans décoaptation, pour une force de 9 kN. c) Contraintes en surface de la cupule pour les trois inclinaisons avec un déplacement vertical initial de 1 mm, pour une force de 9 kN.

#### 4.6.4 Influence des matériaux

Ce même modèle 1 a été utilisé, toujours avec une orientation de la cupule à 45° mais avec un couple alumine-alumine. Deux simulations ont été effectuées, toutes deux avec une force appliquée à l'assemblage de 9 kN, la première sans décoaptation, et la seconde avec une décoaptation de 1,3 mm. Sans décoaptation, les contraintes en surface de la cupule sont faibles, ce qui a pour conséquence de masquer les différences potentielles entre les deux matériaux. Ainsi, avec décoaptation, les contraintes agissant dans la cupule en alumine sont supérieures d'environ 30 % à celle agissant dans la cupule en zircone (Fig. 4.16). Cette augmentation de contrainte peut être expliquée par le module d'Young de l'alumine, deux fois plus élevé que celui de la zircone. Par conséquent, pour une même vitesse d'impact, les contraintes dans l'alumine sont plus importantes.

	0,50 mm	0,75 mm	1,00 mm	1,25 mm	1,50 mm
30°	0,6	0,8	1,1	1,4	1,6
45°	0,7	1,0	1,3	1,6	1,9
60°	0,9	1,3	1,7	2,1	2,4

**Table 4.2** : Valeurs de décoaptation en fonction de l'orientation de la cupule et du déplacement vertical initial.



**Figure 4.15** : Influence de l'orientation de la cupule sur les maxima de contraintes et le nombre

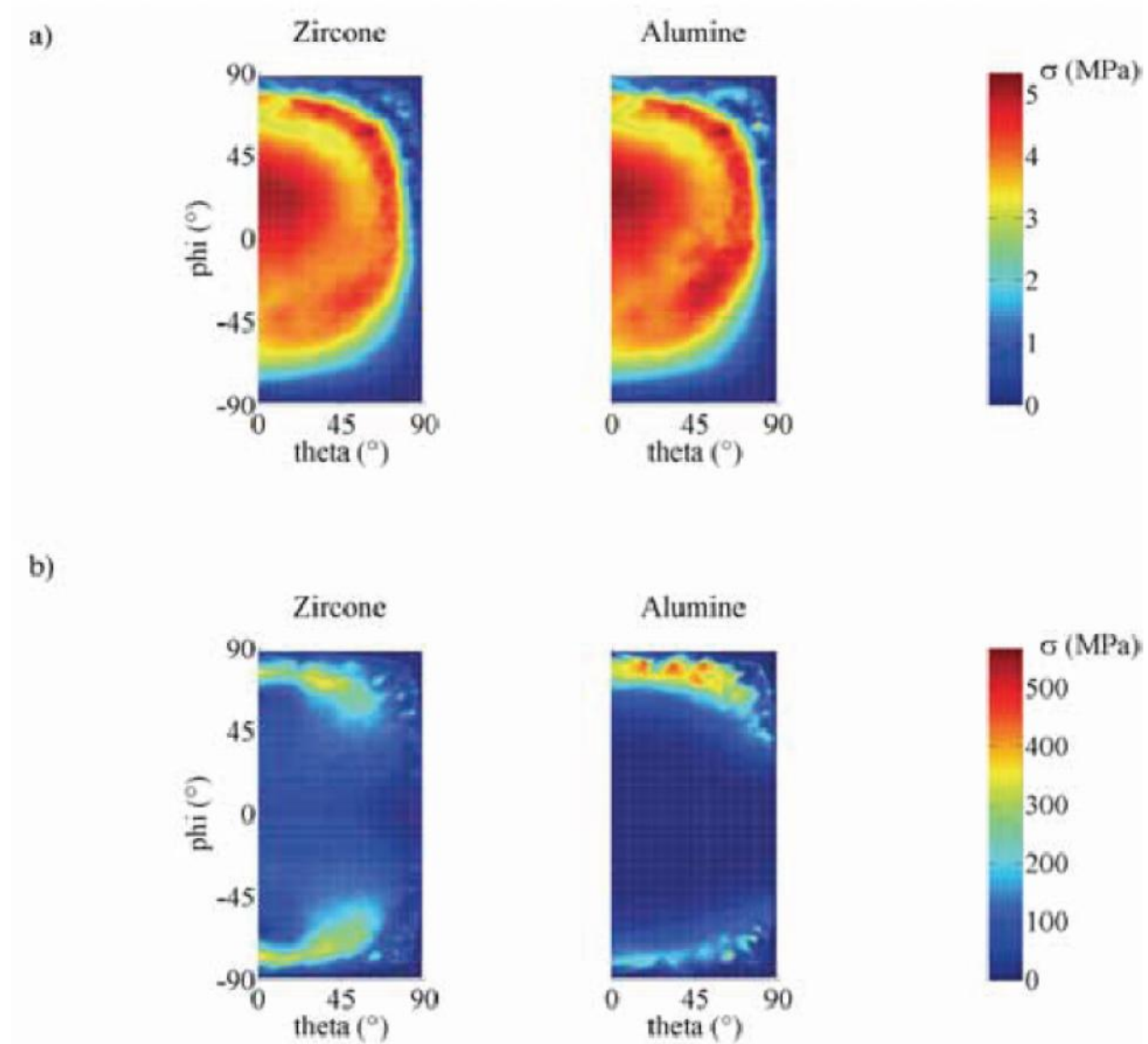
de rebonds, pour une force de 9 kN. a) Maximum de contraintes en fonction de la décoaptation. b) Nombre de rebonds en fonction de la décoaptation.

## 4.7 Résultats concernant le modèle 2

### 4.7.1 Influence de la décoaptation

Comme dans le cas du modèle 1, l'influence de la valeur de la décoaptation a été étudiée avec une orientation de cupule de  $45^\circ$  et une force de 9 kN, les valeurs de décoaptation étant de 0, 0,7, 1,0, 1,3, 1,6 et 1,9 mm. Sans décoaptation, les contraintes de tension sont réparties sur une grande partie de la surface de la cupule (Fig. 4.17.a), et la tête est principalement soumise à des contraintes de compression (Fig. 4.17.b).

Comme pour le modèle 1, l'introduction d'une décoaptation entraîne une concentration des contraintes au niveau des chanfreins inférieur et supérieur de la cupule (Fig. 4.18.a). Etant donné que la surface de la cupule est plus importante, puisque le diamètre intérieur est de 32 mm, l'interpolation 2D est réalisée à l'aide d'un maillage constitué d'environ 19 000 points.



**Figure 4.16 :** Influence du matériau sur les contraintes de surface, pour une cupule orientée à  $45^\circ$  et une force de 9 kN. a) Simulation sans décoaptation. b) Simulation avec une décoaptation de 1,3 mm.

#### 4.7.2 Influence des matériaux

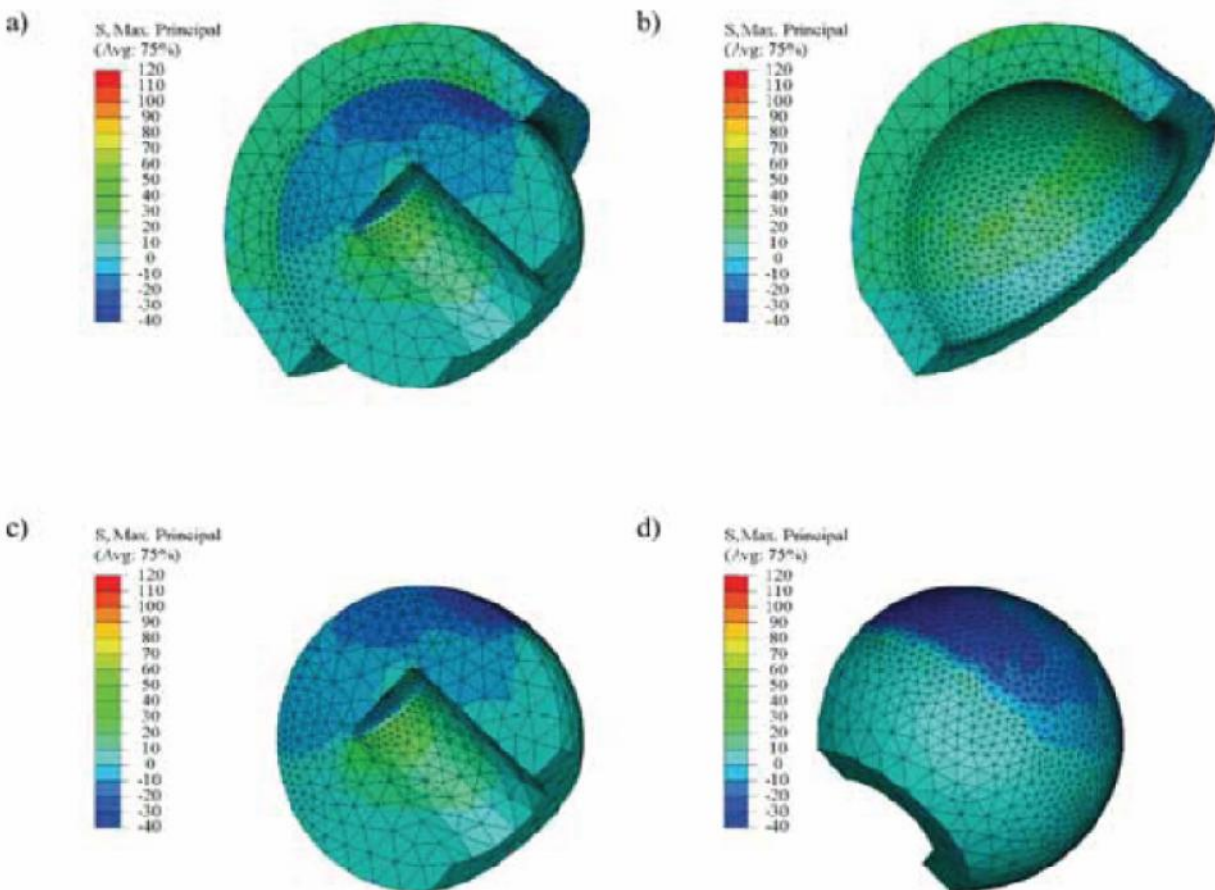
Ce même modèle 2 a été utilisé, toujours pour une cupule orientée à  $45^\circ$ , mais avec un couple zircone-zircone. Deux simulations ont été effectuées, avec une force appliquée à l'assemblage de 9 kN, sans et avec une décoaptation de 1,3 mm. Comme pour le modèle 1, les valeurs des contraintes obtenues sans décoaptation sont similaires, tandis que les valeurs des contraintes obtenues avec décoaptation sont plus importantes dans l'alumine que dans la zircone (Fig. 4.19).



### 4.8 Comparaison des deux modèles

Les différences fondamentales entre les deux modèles étudiés sont :

- le diamètre de la tête, et donc le diamètre intérieur de la cupule : 28 mm pour le modèle 1 et 32 mm pour le modèle 2,
- l'angle de l'alésage conique de la tête,
- l'épaisseur de matière au-dessus de l'alésage de la tête,
- la géométrie, et en particulier l'épaisseur maximale de la cupule.

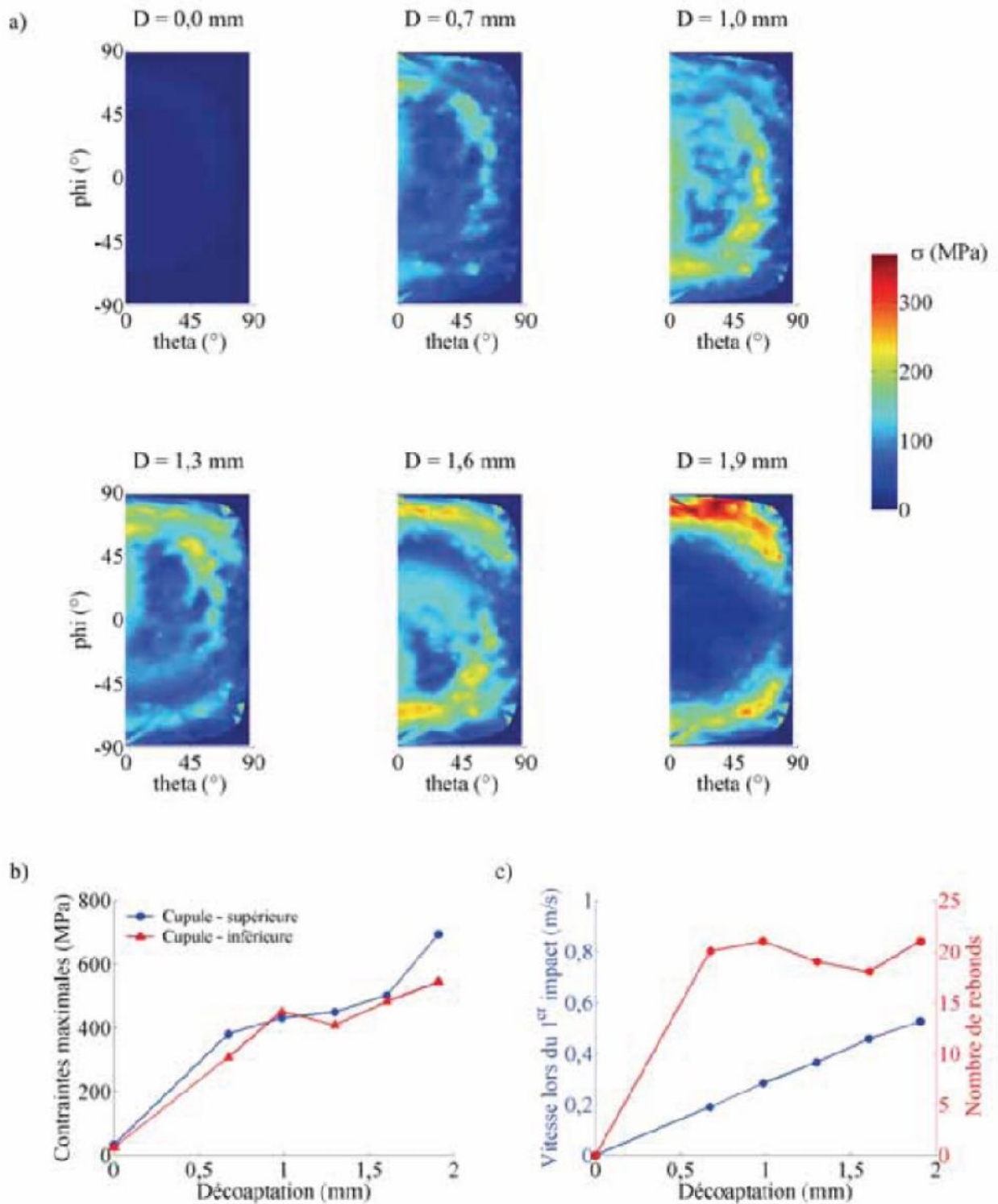


**Figure 4.17** : Contraintes principales maximales obtenues pour le modèle 2 sans décoaptation, pour une cupule orientée à 45° et une force de 9 kN. a) Contraintes de tension (positives), et contraintes de compression (négatives) dans l'assemblage. b) Répartition des contraintes principales maximales dans la cupule. c) Répartition des contraintes principales maximales à l'intérieur de la tête. d) Répartition des contraintes principales maximales sur la surface extérieure de la tête.

Concernant la cupule, les contraintes de tension sont réparties de la même manière, toujours en bordure du chanfrein, et leurs valeurs ne sont pas significativement différentes. Par contre, en

ce qui concerne la tête, les contraintes de tension sont plus importantes en fond d'alésage pour la tête du modèle 2, c'est-à-dire pour celle ayant le plus de matière à son sommet (Fig. 4.20.a). Ces résultats semblent confirmer certaines observations réalisées par des industriels, montrant que les têtes ayant le plus de matière sont celles qui cassent le plus facilement. En conclusion, nous pouvons affirmer que, pour la cupule, les différences mises en avant entre les deux modèles ne semblent pas influencer de manière déterminante la répartition et les valeurs des contraintes de tension.

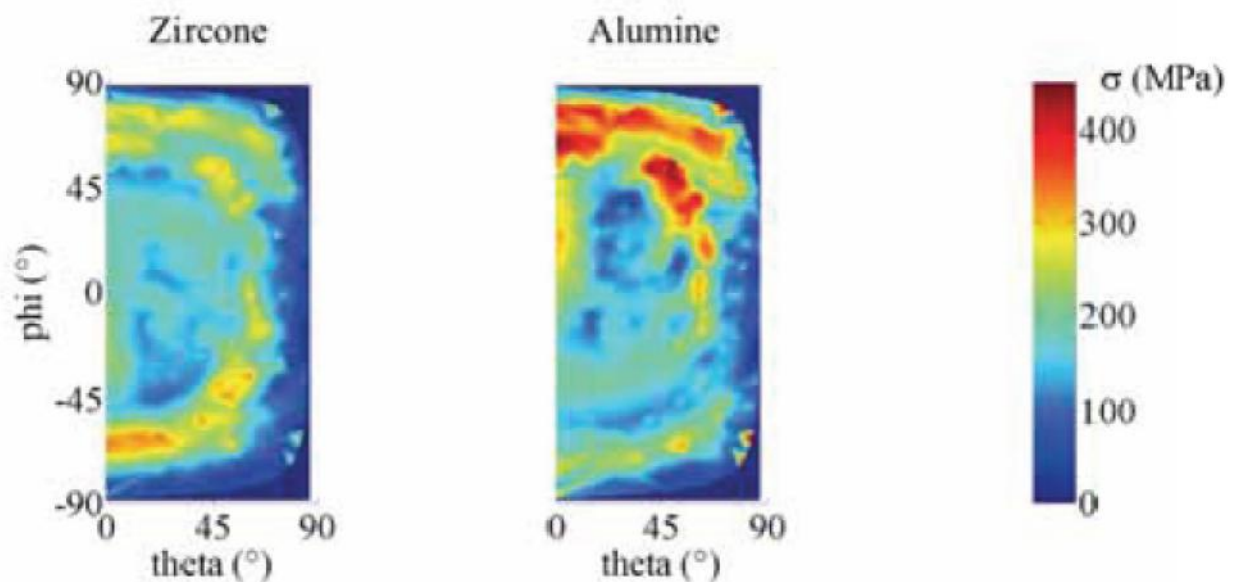




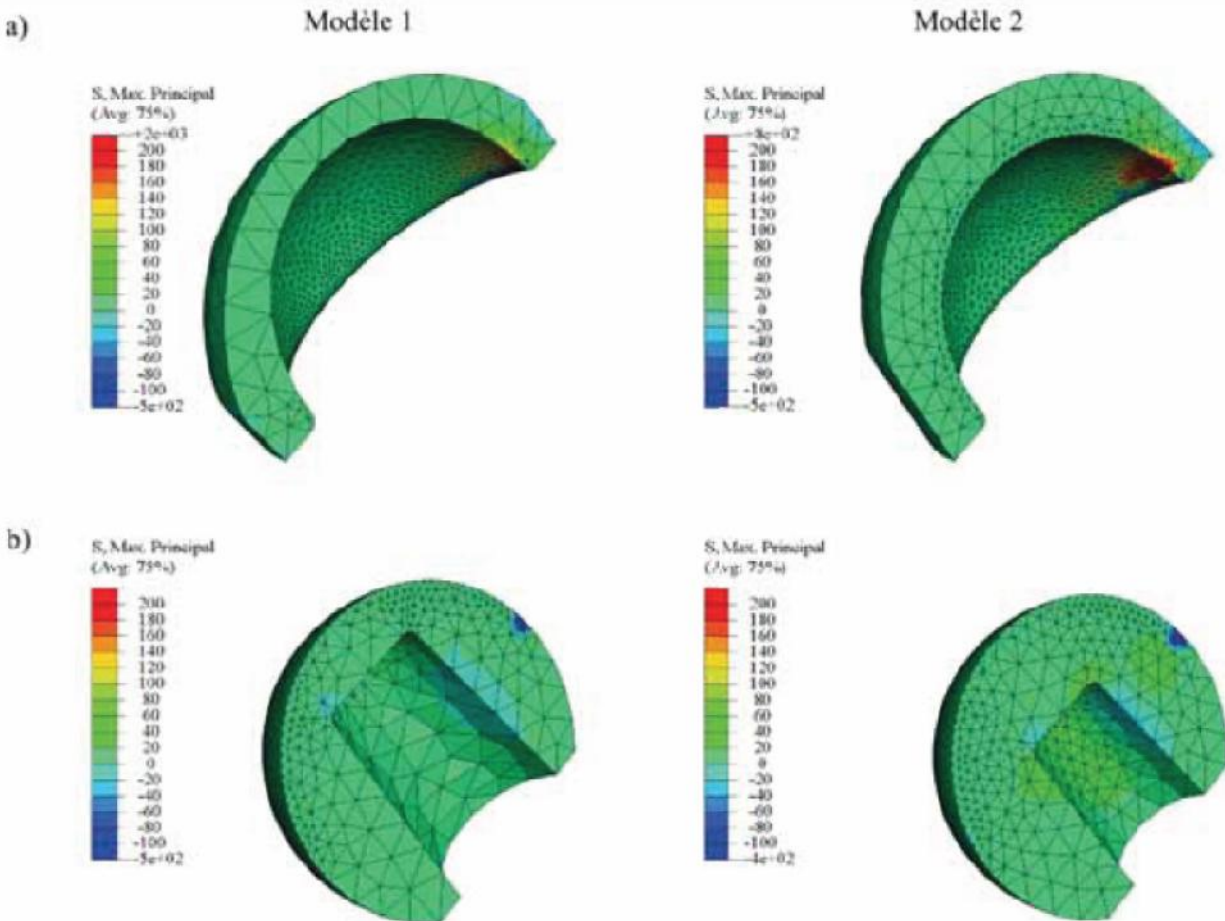
**Figure 4.18** : Influence de la décoaptation sur les contraintes de surface de la cupule, pour une cupule orientée à 45° et une force de 9 kN. a) Localisation et valeurs des contraintes de tension en surface de la cupule pour des décoaptations de 0, 0,7 1,0, 1,3, 1,6 et 1,9 mm. b) Maximum de contraintes dans chaque partie de la cupule (supérieure et inférieure) en fonction de la décoaptation. c) Vitesse d'impact initiale et nombre d'impacts en fonction de la décoaptation.

## 4.9 Récapitulatifs des résultats

Ces différentes simulations par éléments finis ont apporté des précisions sur le comportement dynamique de l'assemblage cône-tête-cupule, selon que le mouvement ait lieu sans ou avec décoaptation. Quel que soit le type de simulation, la tête est globalement soumise à des contraintes de compression, tandis que la cupule est soumise à des contraintes de tension, localisées principalement en surface. La décoaptation entraîne une augmentation considérable de ces contraintes, étant donné que le contact n'a plus lieu sur les trois quarts de la surface de la cupule, mais uniquement sur une bande localisée au niveau du chanfrein. De plus, selon la valeur de la décoaptation et de la force appliquée, la tête rebondit un certain nombre de fois au niveau des chanfreins supérieur et inférieur de la cupule, créant de fortes concentrations de contraintes dans ces zones. Les couples de matériaux utilisés influent également bien évidemment sur les valeurs des contraintes, l'utilisation d'alumine aboutissant à des contraintes supérieures à celles calculées dans des cupules en zircon.



**Figure 4.19** : Influence du matériau sur les contraintes de surface, pour une cupule orientée à  $45^\circ$ , une force de 9 kN et une décoaptation de 1,3 mm. Aperçu des contraintes de surface pour une cupule en zircon (à gauche) et en alumine (à droite).



**Figure 4.20** : Comparaison des contraintes principales maximales dans les deux modèles lors du premier impact, pour une cupule en zircone orientée  $45^\circ$ , une force de 9 kN et une décoaptation de 1,3 mm. a) Vues de trois quarts dos des cupules. b) Vues de trois quarts face des têtes.

## 4.10 Conclusion

La principale cause d'échec des arthroplasties de la hanche est liée à l'usure due au frottement de la tête prothétique dans la cupule, qui entraîne la libération de débris d'usure de polyéthylène. Ces débris sont responsables de réactions inflammatoires qui génèrent une ostéolyse locale conduisant au descellement de l'implant. La compréhension de la formation de ces particules et l'identification des mécanismes d'usure au sein d'une PTH sont fondamentales pour réduire leur usure et augmenter ainsi la durée de vie des prothèses implantées. Peu d'études ont porté sur la genèse des particules d'usure et l'influence de paramètres couplés (spécifiques au patient et à la technique chirurgicale) sur l'endommagement de la prothèse. Pour ce faire, des modèles analytique et numérique macroscopiques ont été développés afin d'analyser la répartition des pressions de contact et leur amplitude à l'interface tête prothétique-cupule en

fonction : \*du jeu radial et de l'épaisseur de la cupule, \*\* du positionnement de la cupule, \*\*\* des activités physiques du patient telles que la marche et la course. Le couplage de ces différents paramètres joue un rôle prépondérant dans la répartition des pressions de contact et la dégradation des surfaces de contact entre la cupule et la tête prothétique. Pour un jeu articulaire supérieur à  $50\mu\text{m}$ , la pression de contact augmente de 35% lorsque l'inclinaison passe respectivement de  $50^\circ$  à  $75^\circ$ . D'autre part, un modèle d'usure originale basé sur une méthode particulière « Smoothed Particles Hydrodynamics » a été développé afin de simuler la formation de débris d'usure de polyéthylène. Les résultats obtenus à partir de ce modèle montrent que l'état de dégradation du polyéthylène ainsi que la géométrie de l'aspérité jouent un rôle majeur sur la formation de débris d'usure. Plus le matériau vieillit plus sa capacité à former des débris d'usure est importante.

**CHAPITRE 5:**

**PRESENTATION DU  
DESIGN APPROPRIE A LA  
PROBLEMATIQUE**

### 5.1- INTRODUCTION

Traditionnellement, dans la littérature, les modèles numériques développés en vue d'étudier le comportement mécanique du système couple « fémur-prothèse » sont majoritairement des modèles déterministes [29].

Pourtant, le domaine de la biomécanique est par essence un domaine de variabilités. Intrinsèquement, les propriétés, y compris ses géométries, des tissus biologiques varient d'un sujet à l'autre et les différences sont parfois très importantes. L'os humain est d'ailleurs un matériau vivant dont les caractéristiques évoluent tout au long de la vie du sujet. De plus, les propriétés de ce matériau anisotrope et hétérogène varient logiquement selon la localisation du prélèvement et le procédé de prélèvement utilisé mais également suivant le mode de traitement et de conservation de l'échantillon ainsi que la technique de mesure et cetera. Extrinsèquement, la gamme élargie de prothèse de hanche, ainsi que dans la vie quotidienne, les différentes sollicitations physiologiques appliquées alourdissent implicitement la complexité dans la mesure de prévision et d'évaluation de la performance des prothèses de hanche. Cette réalité est aussi liée aux lacunes des connaissances malgré l'épanouissement de la biomécanique pendant toutes ces dernières années. L'incohérence entre le résultat réalisé et l'idée prédéfinie au niveau de la position de la prothèse est pareillement un facteur qui est souvent négligé plus ou moins sans intention.

La stabilité primaire d'une prothèse de hanche est donc systématiquement et dramatiquement infectée par les incertitudes ou leurs combinaisons évoquées ci-dessus.

En 2002, C. Gotze et al. ont mesuré in vitro les déplacements relatifs au niveau de l'interface os-prothèse engendrés par une prothèse sur mesure et une autre conventionnelle. En 2006, R. Sakai et al. ont comparé les distributions de contraintes entraînées par trois types de prothèses différents. D'où l'incidence de la géométrie de la prothèse sur sa stabilité primaire a été révélée [30].

En utilisant les modèles éléments finis, A. Pancanti et al. en 2003 ont estimé les impacts de différents sujets et de différentes charges physiologiques sur la stabilité primaire d'une prothèse de hanche non cimentée [31]. En 2005, A. S. Wong et al. ont évalué les effets de la variabilité des propriétés mécaniques de l'os spongieux et de l'os cortical sur la stabilité primaire de la prothèse de hanche non cimentée [32]. En 2008, B. Reggiani et al. ont étudié la conséquence de l'imprécision de la position de la prothèse dans l'os receveur par rapport à la position prédéfinie avant l'opération [33].

## Chapitre 5 Présentation du design approprié à la problématique






---

Il est important de rappeler que le principe des études citées ci-dessus consiste à effectuer différentes valeurs aux paramètres d'entrée et à comparer les résultats obtenus en terme de déplacements relatifs au niveau de l'interface os-prothèse ou de distribution des contraintes et des déformations dans les différentes parties en jeu. Néanmoins, toutes ces études réalisées, dans le but d'étudier l'influence de ces variabilités sur la performance mécanique de la prothèse, n'ont pas encore surmonté la fragilisation de la conception déterministe.



Récemment, pour appréhender la propagation des incertitudes dans le modèle en tenant compte de la variabilité des données d'entrée, la modélisation stochastique combinée à la méthode des éléments finis a été introduite dans le domaine biomécanique de la prothèse de hanche. Depuis un certain temps, cette technique a été déjà largement utilisée dans les différents domaines d'ingénierie comme le génie civil, la mécanique et l'aéronautique et cetera.

### 5.2- PHASES DU DESIGN DE L'IMPLANT




a) Les principaux éléments du design sont :

-  Matériaux
-  Forme et Dimensions
-  Traitement de surface et conditions à l'interface
-  Fixation additionnelles
-  Technique chirurgicale et dispositifs d'appui pour l'implantation.

b) Simulation de la performance fonctionnelle.

-  FEA et chirurgie virtuelle
-  Prototypage rapide

c) Essais Initiaux

-  Mécaniques
-  Dégradation et corrosion
-  Biologique

d) Prés-Séries et tests chez les êtres humains

e) Production

### 5.3- MATERIAUX

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

La **biocompatibilité** est définie par l'absence de réaction de l'organisme vis à vis d'un matériau sous la forme d'un élément complet ou sous forme de produits d'usure ou de corrosion susceptibles d'être libérés par cet élément. La **biocompétence** est caractérisée par la capacité du matériau à supporter les contraintes mécaniques qu'il est supposé subir. Ces deux propriétés sont regroupées sous le terme de **biofonctionnalité**, ou aptitude d'un matériel à remplir la fonction attendue pendant la durée prévue.

Toutes les prothèses, quel qu'en soit le mode de fixation - avec ou sans ciment -, sont soumises aux mêmes principes biologiques [34] : la réaction de l'organisme aux corps étrangers microscopiques (débris d'usure du polyéthylène de la cupule, débris acryliques ou d'hydroxyapatite [35], produits de la corrosion métallique). Ces mécanismes ne sont pas spécifiques des arthroplasties mais font appel aux processus généraux de l'inflammation et à ses médiateurs, ou plus exceptionnellement aux mécanismes immunologiques.

#### 5.3.1- Aciers Inoxydables

Seuls sont utilisés les aciers austénitiques (Glossaire) qui sont amagnétiques et résistants à la corrosion. L'alliage **316L** contenant 0,03% de carbone constitue le meilleur acier orthopédique. Il est particulièrement destiné à la fabrication d'implants permanents comme les prothèses. Sa teneur en carbone améliore sa résistance à la corrosion en milieu biologique. Sa teneur en chrome, égale à 12% au minimum, assure une passivation par une couche d'oxyde de chrome. Ses propriétés mécaniques sont les suivantes :

- Le module de Young  $E = 200 \text{ GPa}$ .
- 2. La limite élastique  $e = 280 \text{ MPa}$ .
- 3. La contrainte à la rupture en traction  $r = 520 \text{ MPa}$ .
- 4. La résistance à la fatigue  $f = 250 \text{ MPa}$ .

L'acier inoxydable reste cependant sensible à la corrosion *in vivo* avec relargage d'ions ( $\text{Ni}^{2+}$ ,  $\text{Cr}^{3+}$ ,  $\text{Cr}^{6+}$ ) et ce d'autant plus qu'il existera des micromouvements de l'implant. Il est également très rigide.



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

**Tableau 5-1:** Caractéristiques mécaniques de l'acier austénitique 316L aux basses températures.

<b>Température (°C)</b>	<b>Densité (kg/m<sup>3</sup>)</b>	<b>Conductivité (W/m/K)</b>	<b>Chaleur spécifique <math>C_p</math> (J/kg/K)</b>	<b>Chaleur latente <math>AH</math> (J/kg)</b>
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	$2,7 \cdot 10^5$
1450				$2,7 \cdot 10^5$

**Tableau 5-2:** Propriétés physiques et thermiques en fonction de la température de l'acier 316L.

### 5.3.2- Polyéthylène

Le polyéthylène fait partie de la famille des polymères vinyliques issus de la polymérisation de l'éthylène. Les matériaux varient en fonction du poids moléculaire, de la cristallinité, de la ramification...Le polyéthylène PEBD (polyéthylène basse densité) possède une molécule ramifiée tandis que pour le polyéthylène PEHD (polyéthylène de haute densité) les molécules sont arrangées de façon linéaire. Le poids moléculaire du PEBD et du PEHD est de l'ordre de 200 000 à 500 000 Da. L'UHMWPE (Ultra High Molecular Weight PolyEthylene) est caractérisé par un poids moléculaire de l'ordre de 1 à 10 millions. C'est un matériau viscoélastique dont le module d'élasticité, voisin de 0,7 GPa, est plus proche de celui du ciment et de l'os que les alliages métalliques ou la céramique et dont les propriétés d'amortissement [36] ménagent l'ancrage os – ciment. Sa biocompatibilité est excellente

## Chapitre 5 Présentation du design approprié à la problématique

même vis-à-vis des particules de polyéthylène si leur quantité reste suffisamment faible pour permettre l'élimination des débris.

Le problème essentiel du polyéthylène est son usure par abrasion liée à la présence d'un troisième corps ou d'irrégularités sur la surface (métal ou céramique) en regard du polyéthylène : par adhérence (liée à l'élimination par le frottement des irrégularités à la surface du polyéthylène), par fatigue (liée au vieillissement et qui apparaît à partir de la 8<sup>ème</sup> année) ou par fluage.

### 5.3.3- 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  $Al_2O_3$  et la Zircone  $ZrO_2$ .

La zircone 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 zircone (Tableau 5-3), on s'aperçoit que l'intérêt fondamental de la zircone 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 zircone 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 zircone, induisaient une usure 2,4 moins importante que les meilleures têtes cobalt [21].

Propriétés	$Al_2O_3$	$Zr O_2$
Masse volumi	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

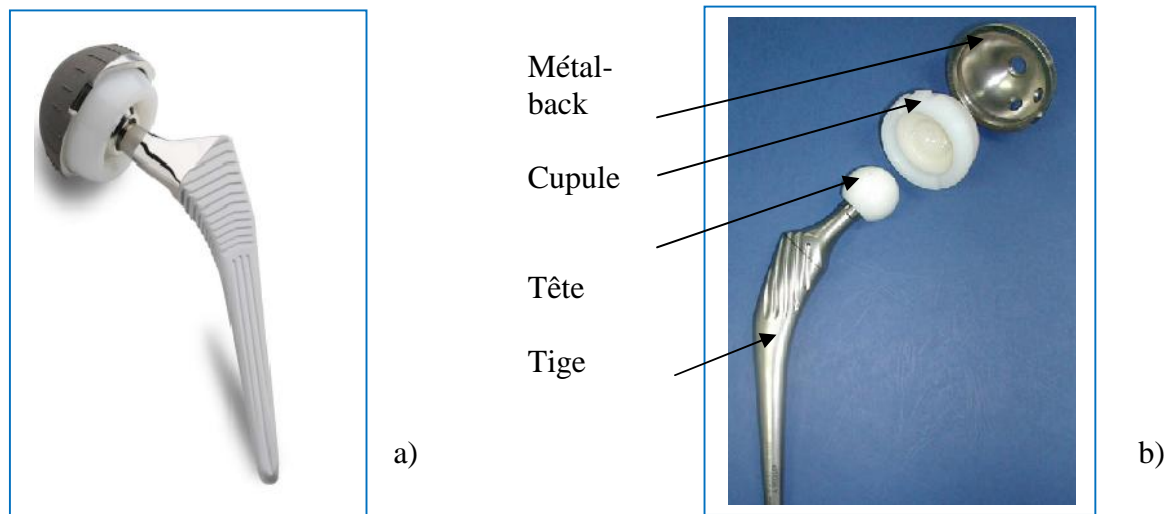
**Tableau 5-3.** Principales propriétés de l'alumine et de la zircone.

## Chapitre 5 Présentation du design approprié à la problématique

La céramique de zircone 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 zircone est considérée comme le meilleur matériau céramique pour la résistance à la rupture.

### 5.4- FORMES ET DIMENSIONS

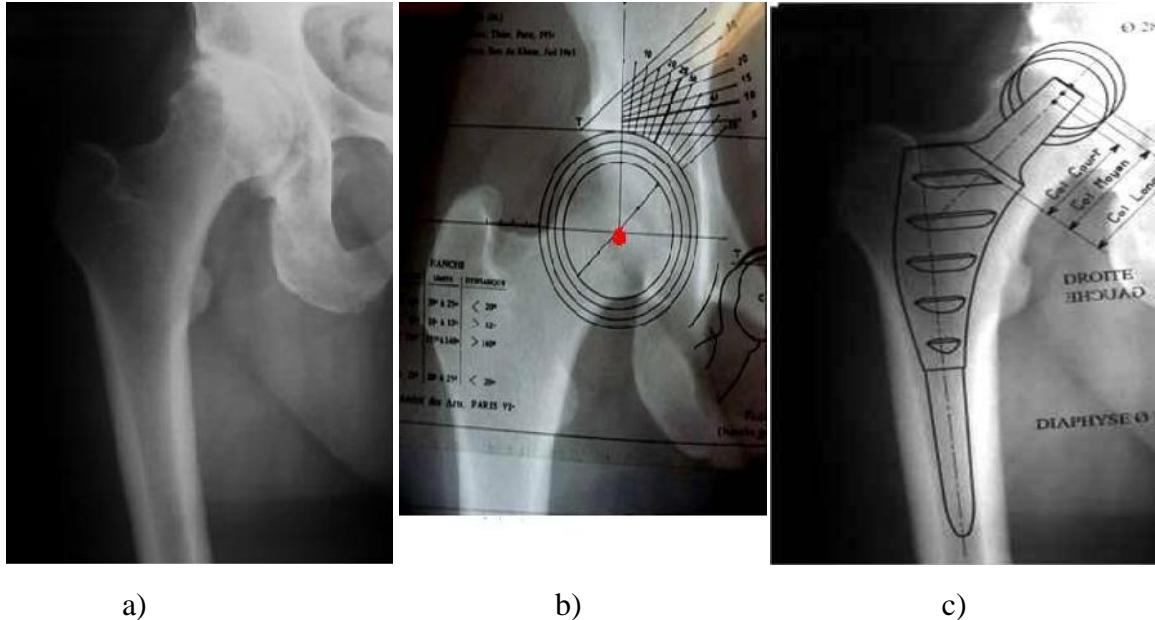
Le design et les matériaux utilisés ont fortement évolué depuis les années 1950, et grâce notamment aux nombreuses études biomécaniques de la dynamique des articulations, en particulier lors de la déambulation. Les études cadavériques ont, quant à elles, amené des informations utiles au design des PTH mais elles ne suffisaient pas à expliquer les problèmes rencontrés. De nos jours, une PTH classique se compose de cinq éléments (Fig. 5.1) : l'anneau cotyloïdien, ou métal-back, fixé dans le pelvis et servant d'intermédiaire entre ce dernier et la cupule, ou insert cotyloïdien ; la tête et la cupule, qui constituent les deux surfaces de contact par l'intermédiaire desquelles le mouvement de l'articulation va pouvoir se faire.



**Figure 5.1** : Eléments constituant une prothèse totale de hanche.  
a) Vue de l'assemblage. b) Vue éclatée.

### 5.4.1- Les tailles de prothèses

Actuellement, il existe vingt tailles de prothèse, afin de choisir la taille adéquate pour un patient, il est nécessaire de lui faire une radio de taille réelle (fig.5.2a) et d'un calque préopératoire (fig.5.2c) dans le but de repérer le centre de la tête (fig.5.2b).



**Figure 5.2** : Détermination de la taille de la tige et la longueur de col à la hanche du patient.

a) Radio taille réelle. b) Repère du centre de la tête. c) Calque de la prothèse

1

||Une bonne prothèse respecte le centre de rotation de la tête et les tensions musculaires.

## 5.5- MODELISATION PAR ELEMENTS FINIS

### 5.5.1- Définition de la méthode

La méthode des éléments finis est une technique de calcul numérique fondée sur la formulation variationnelle d'un problème. Il s'agit de résoudre de manière discrète des équations aux dérivées partielles, afin de trouver une solution approchée. L'hypothèse fondamentale est l'existence et l'unicité de la solution exacte du problème continu initial. Cette méthode nécessite la définition d'un espace de fonctions tests locales, espace dans lequel la solution de la formulation variationnelle des équations est exacte. Ceci conduit à la discrétisation du domaine physique en un maillage constitué d'éléments finis. Ces éléments sont connectés entre eux par des nœuds, dont les déplacements constituent les inconnues du problème. La démarche est d'analyser la réponse de chaque élément en construisant des matrices de rigidité élémentaires et des vecteurs chargements. Ensuite, ces matrices élémentaires sont assemblées dans une matrice de rigidité globale. L'équation matricielle

ainsi obtenue relie les déplacements nodaux aux chargements nodaux pour l'intégralité du domaine physique. Enfin, après avoir pris en compte les conditions aux limites, il reste à résoudre l'équation matricielle afin de trouver les déplacements nodaux et ainsi la déformation de la structure. Ensuite, les contraintes peuvent être calculées à partir de ces déformations et de la loi de Hooke.

### 5.5.2- A propos d'Abaqus

Abaqus<sup>R</sup> est un ensemble de programmes de simulations par éléments finis. Ayant une vocation généraliste, il peut simuler aussi bien des problèmes relativement classiques de calculs de structures que des problèmes de thermique, d'acoustique, de fluide et de piézoélectricité. Il est assez simple à mettre en œuvre étant donné que l'utilisateur n'a besoin de définir que la géométrie de son modèle, les caractéristiques mécaniques des matériaux employés, ainsi que les conditions aux limites et de chargement. En particulier, lors d'une analyse dynamique non linéaire, Abaqus R\_ calcule automatiquement les incréments de chargement et les tolérances de convergence. De plus, il ajuste ces derniers en permanence afin de s'assurer de la précision et de l'efficacité du calcul de la solution. Par conséquent, l'utilisateur a rarement à intervenir pour contrôler la simulation numérique du problème.

La modélisation de l'être humain nécessite une bonne connaissance anatomique du corps humain, avec des descriptions précises des différents éléments. Pour se faire, nous avons utilisé un modèle reconstruit tridimensionnelle.

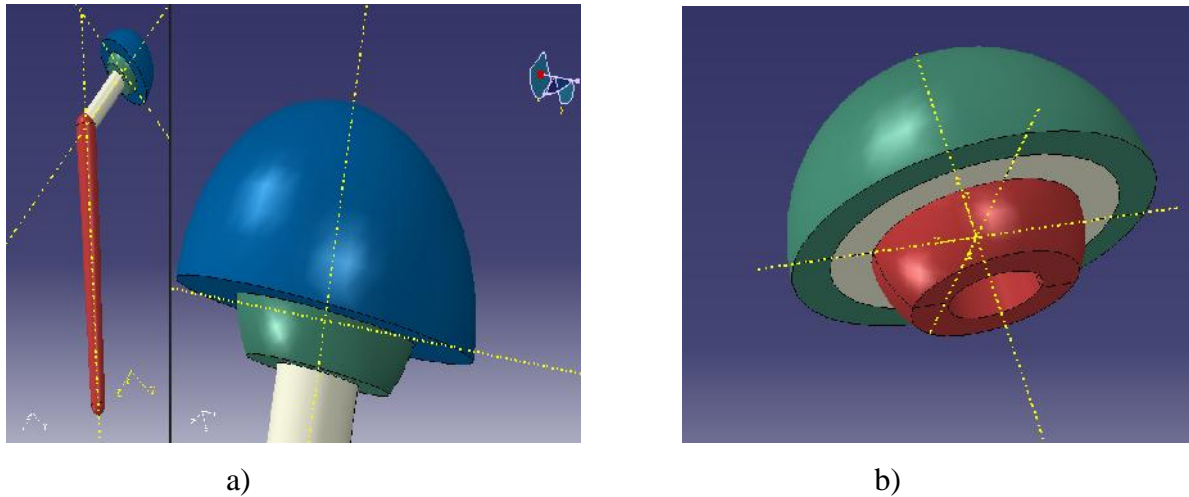
### 5.5.3- Développement des modèles

Afin d'établir un bon design de prothèse, nous avons jugé utile d'étudier deux genres de prothèses qui ont la même géométrie mais avec des couples de matériaux différents.

La simulation numérique a été faite sur ABAQUS afin de visualiser les contraintes et déformations appliquées à la prothèse (entre tête et cupule) en adoptant un modèle élastique, une étude statique et une loi de frottement de Coulomb géré par le logiciel.

**Modèle 1-** une PTH avec un couple de biomatériaux (Zircone/Polyéthylène) et d'une géométrie tête – cupule ( tête = 28 mm; cupule ~ 28,1 mm).

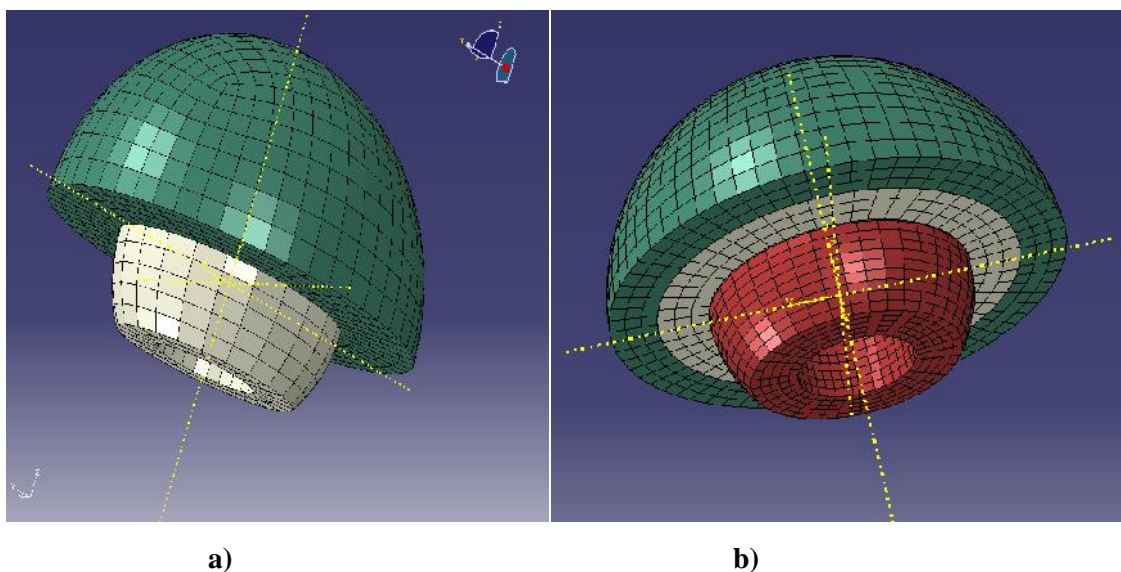
**Modèle 2-** une PTH à double mobilité avec un couple de biomatériaux (316L/Polyéthylène/316L) et d'une géométrie tête – cupule ( tête = 28 mm; cupule ~ 28,1 mm).



**Figure 5.2 :** Modèles géométriques a) PTH simple mobilité. b) PTH double mobilité.

### 5.5.4- Modèle 3D et maillage associé (J .Haussel, 2007)

Nos deux modèles en 3D représentent l'ensemble cône-tête-cupule tel qu'il a été testé (ISO 7206-10-2003) par la société (Metoxit, high tech ceramics) (Fig. V.2.a). La tête et la cupule ont été partitionnées afin de pouvoir mailler plus précisément les zones critiques, c'est-à-dire celles susceptibles d'être soumises à de fortes contraintes, à savoir les chanfreins comme solution au fond de l'alésage de la tête et au bord de la cupule, ainsi que les surfaces de contact potentielles entre la tête et la cupule (Fig. V.2.b). Les éléments de maillage choisis sont des hexaédriques, qui sont les éléments les mieux adaptés à même de mailler une géométrie pour simulation avec Abaqus. Ainsi, la tête est composée de 7280 nœuds, la cupule de 1596.



**Figure 5.4:** Modèles 3D maillés a) PTH simple mobilité. b) PTH double mobilité.



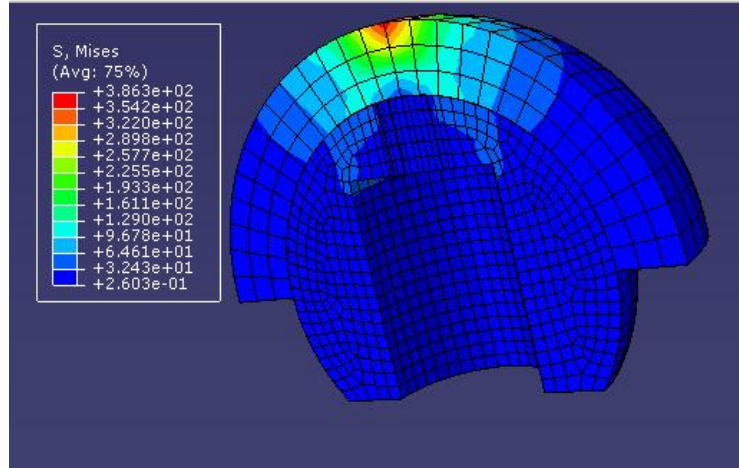
## 5.5.5- Résultats Abaqus

### 5.5.5.1- Modèle 1 (PTH simple mobilité)

➤ Couple Zircon/Polyéthylène :

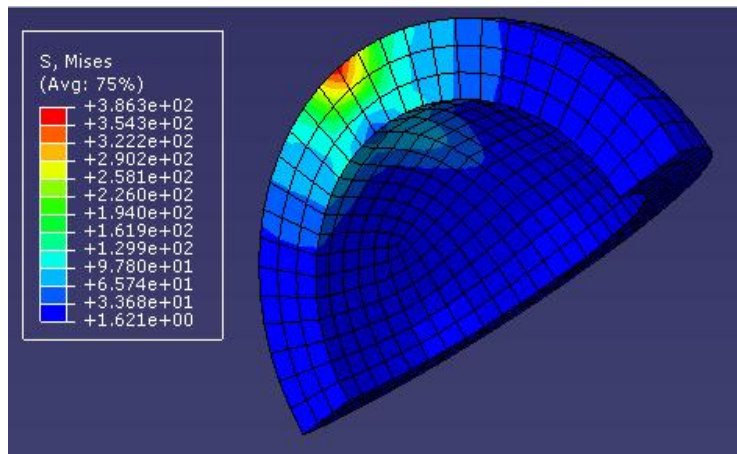
La force sur la cupule « Zir/Pol-top »

11111111111111111111a)11

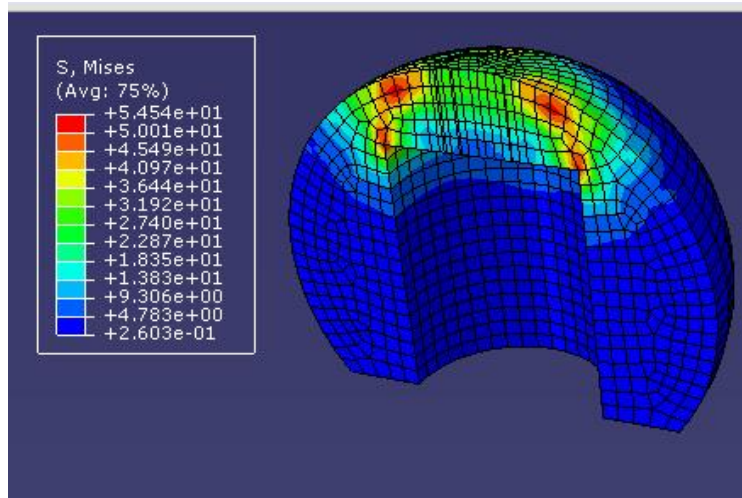


1

b)1

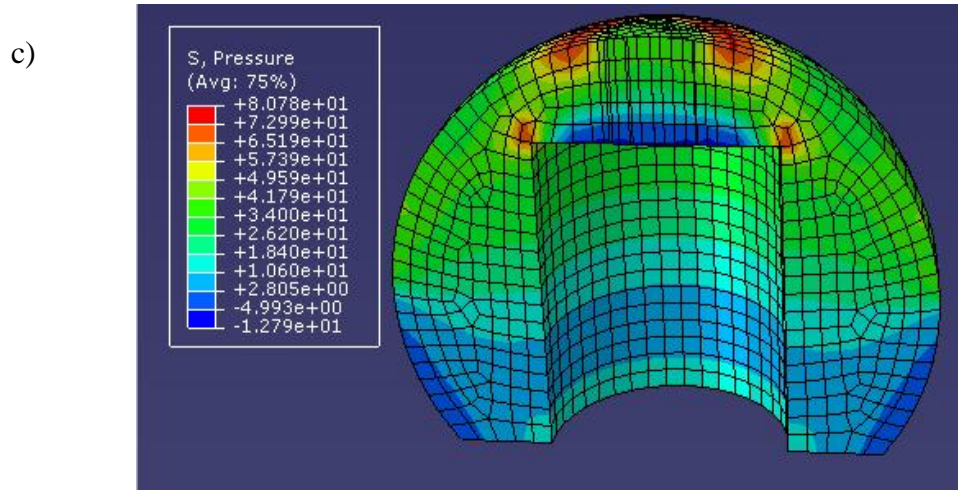
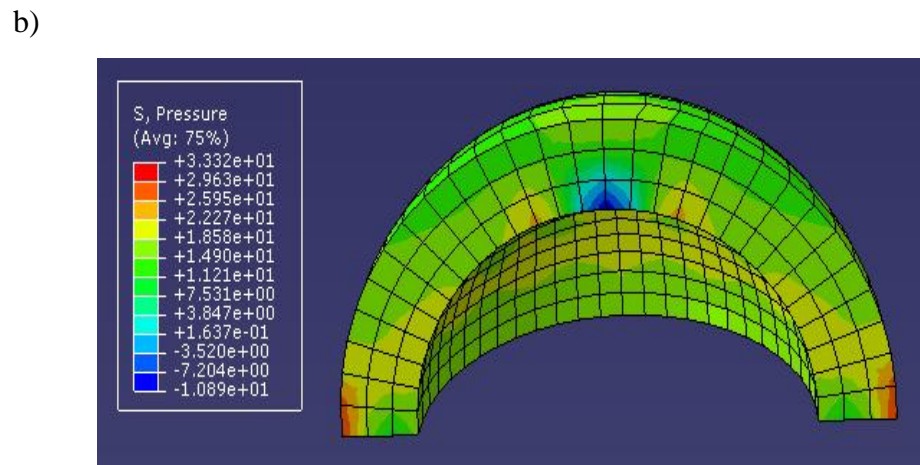
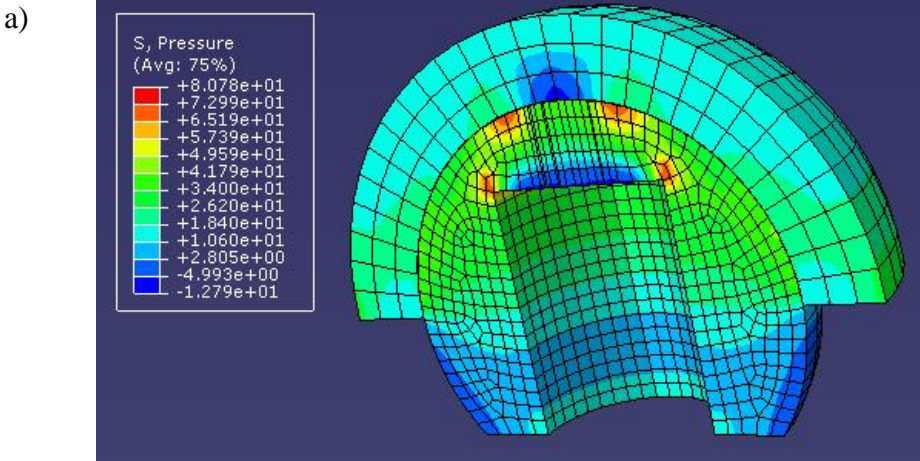


c)



Figures 5.5 : Contrainte de von mises dans : a) rotule-cupule b) cupule,c) rotule ,

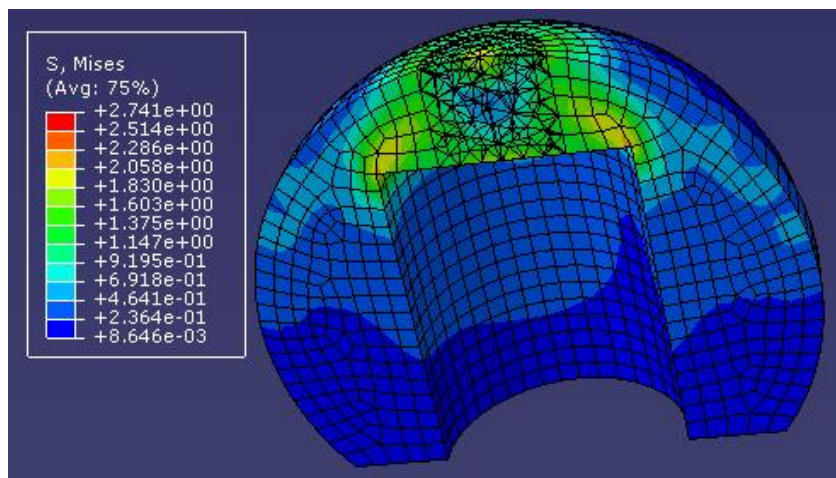
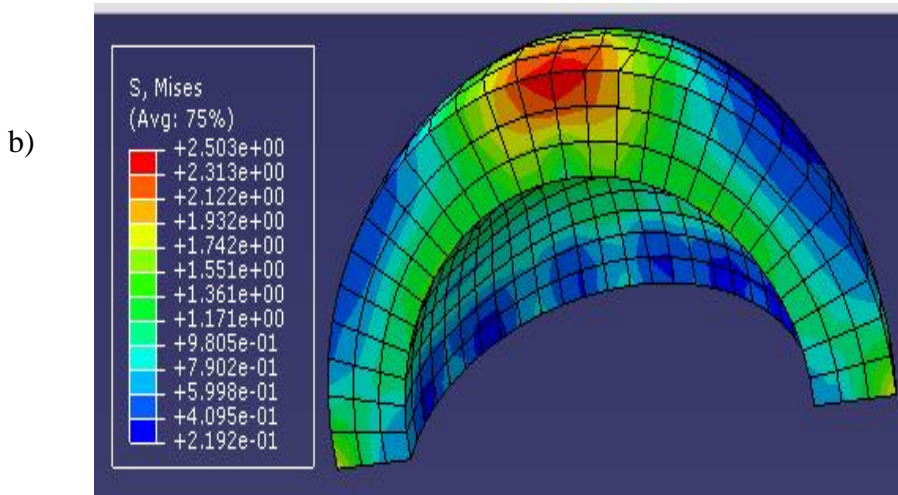
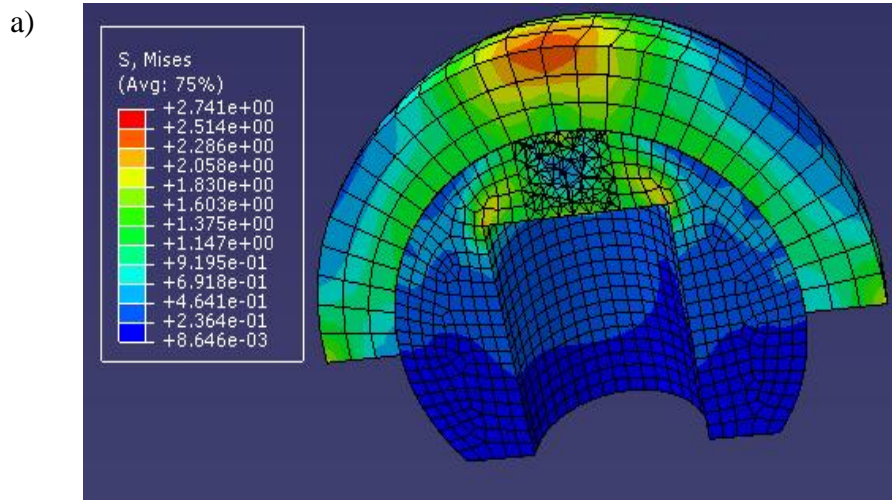
Pour l'increment 11



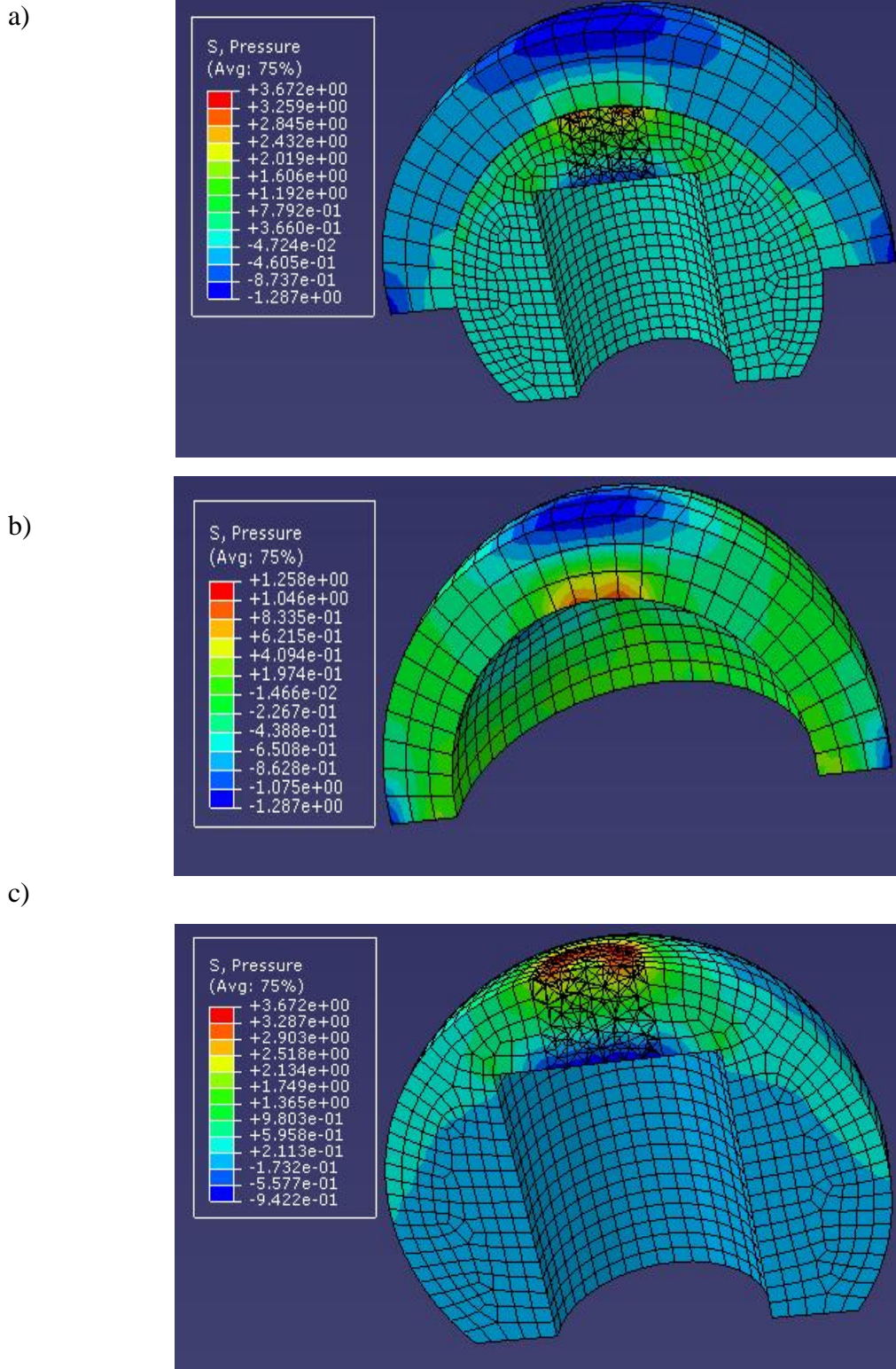
Figures 5.6 : Pression maximale dans a) cupule, b) rotule, c) rotule-cupule  
Pour l'increment 11



➤ Couple Zircon/Polyéthylène :  
La force sur la rotule « Zir/Pol-bot »



Figures 5.7 : Contrainte de von mises dans : a) rotule-cupule b) cupule,c) rotule ,  
Pour l'increment 11



Figures 5.8 : Pression maximale dans a) cupule, b) rotule ,c) rotule-cupule

Pour l'increment 11

### ✓ Interprétation des Résultats

1. la contrainte de Von mises : comme montre la (fig 5.5 a) ; la valeur de la contrainte de Von mises dans tête-cupule varie entre :  $2,603 \times 10^{-1} \sigma_{\text{(mises)}} \quad 3,863 \times 10^2 \text{ N/mm}^2$  ; ainsi dans la (fig 5.5 b) ; la valeur de la contrainte de Von mises dans la cupule varie entre :  $1,621 \sigma_{\text{(mises)}} \quad 3,863 \times 10^2 \text{ (N/mm}^2)$  ; et enfin la valeur de la contrainte de Von mises dans la rotule varie entre :  $2,603 \times 10^{-1} \sigma_{\text{(mises)}} \quad 5,454 \times 10^1 \text{ (N/mm}^2)$  .et on comparant notre contrainte de Von mises avec la limite élastique

$$[\sigma_{\text{(rotule)}} \text{ (mises)} < R_e \text{ Zircrone } 138\text{-}240 \text{ N/mm}^2]. \text{ (Sciences des matériaux)}$$

$$[\sigma_{\text{(cupule)}} \text{ (mises)} > R_e \text{ polyéthylène } 20\text{-}30 \text{ N/mm}^2]. \text{ (Sciences des Matériaux)}$$

2. la pression entre les deux corps, comme montre la figure (fig 5.8 a) ; la valeur de la pression de l'ensemble tête-cupule varie entre :  $-1,279 \times 10^1 \text{ Ph } 8,078 \times 10^1 \text{ (N/mm}^2)$  ainsi dans la (fig V5.8 b) ; la valeur de la pression dans la cupule varie entre :  $-1,089 \times 10^1 \text{ Ph } 3,332 \times 10^1 \text{ (N/mm}^2)$  ; et enfin la valeur de la pression dans la rotule varie entre :  $-1,279 \times 10^1 \text{ Ph } 8,078 \times 10^1 \text{ (N/mm}^2)$ .

### 5.5.5.2- Modèle 2 : PTH à double mobilité

#### 5.5.5.2.1– 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 5-9). 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.



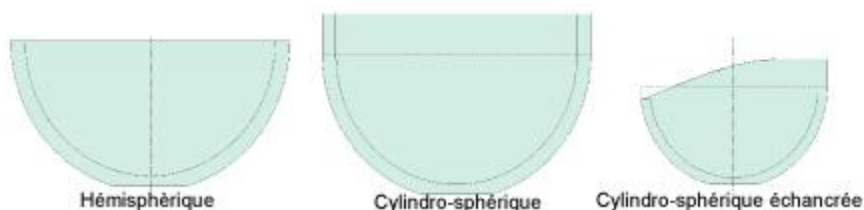
**Figure 5-9.** : Cupule à double mobilité.

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.

### 5.5.5.2– 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 5-10), puis ouverte largement dans toute la zone distale comprise entre les cornes antérieure et postérieure.



**Figure 5-10** : 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.

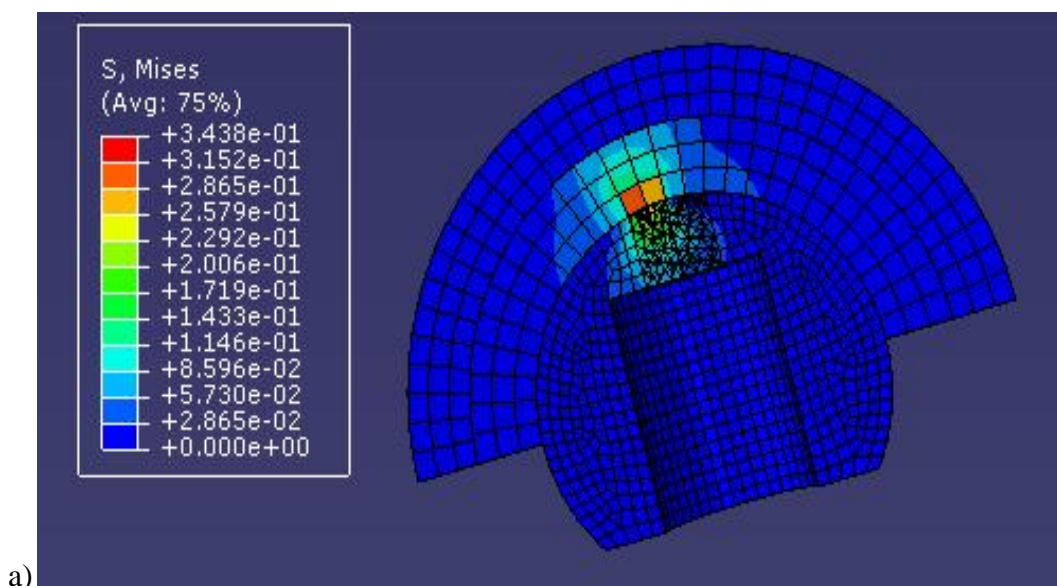
Initialement les cupules à double mobilité étaient revêtues de céramique d'alumine. Ce matériau, excellent en matière de bio-tolérance, est par contre un mauvais ostéo-conducteur. L'insert polyéthylène représente, selon les tailles, approximativement 5/8 de la sphère.

### 5.5.5.2.3– 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.

#### ➤ Couple 316L/Polyéthylène/316L : Résultats Abaqus



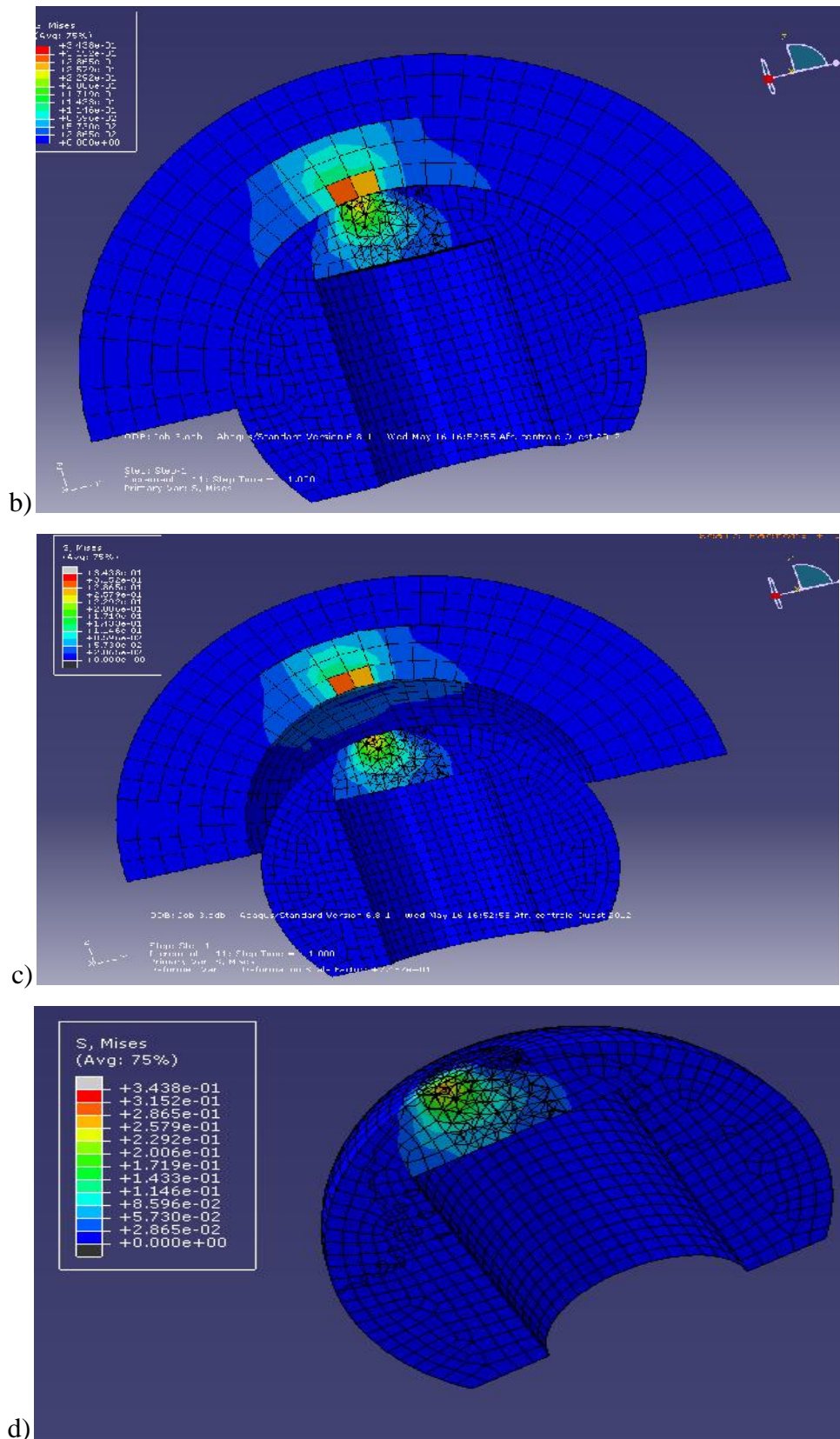


Figure 5-11: Contrainte de von mises dans :  
 a) rotule-cupule b) cupule,c) rotule ,d) tete fémorale

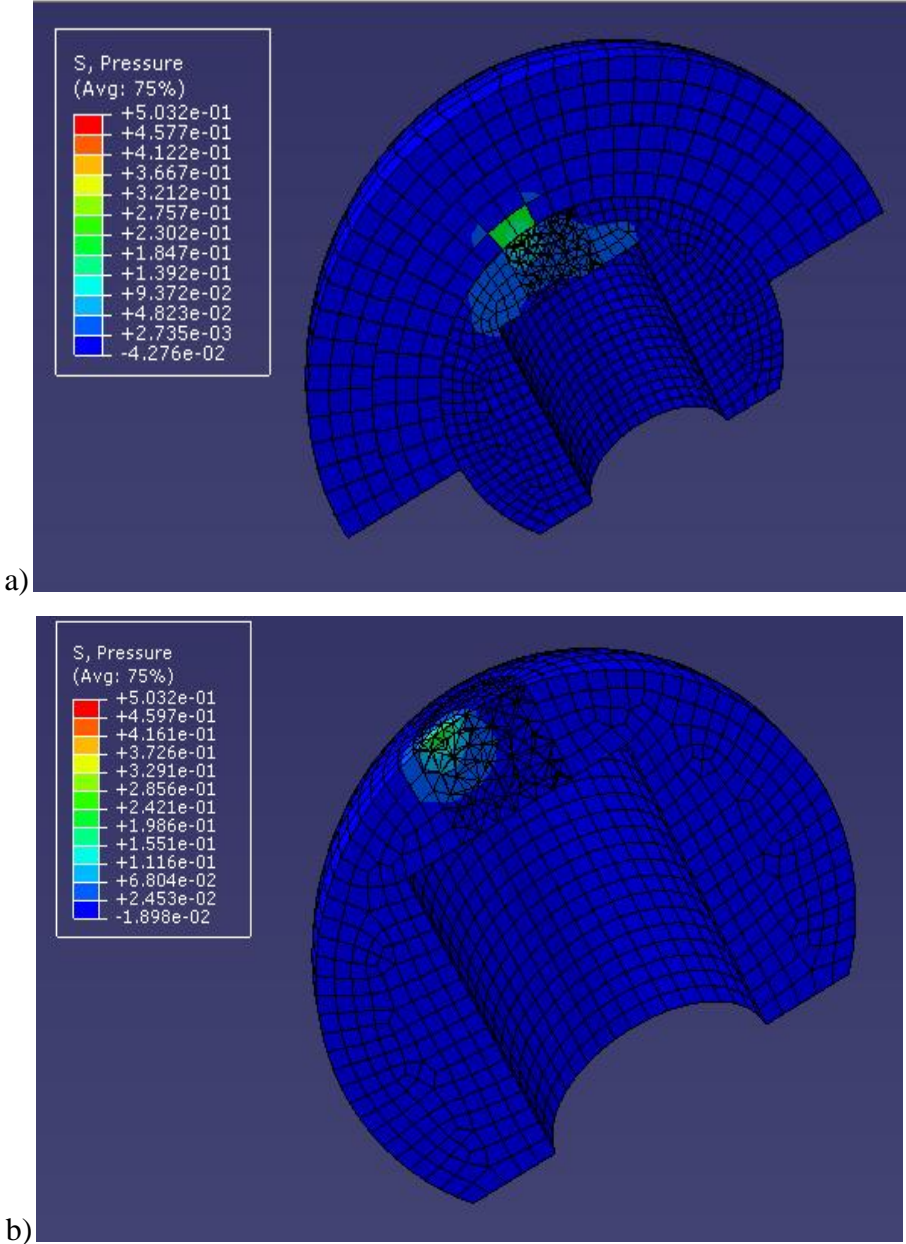
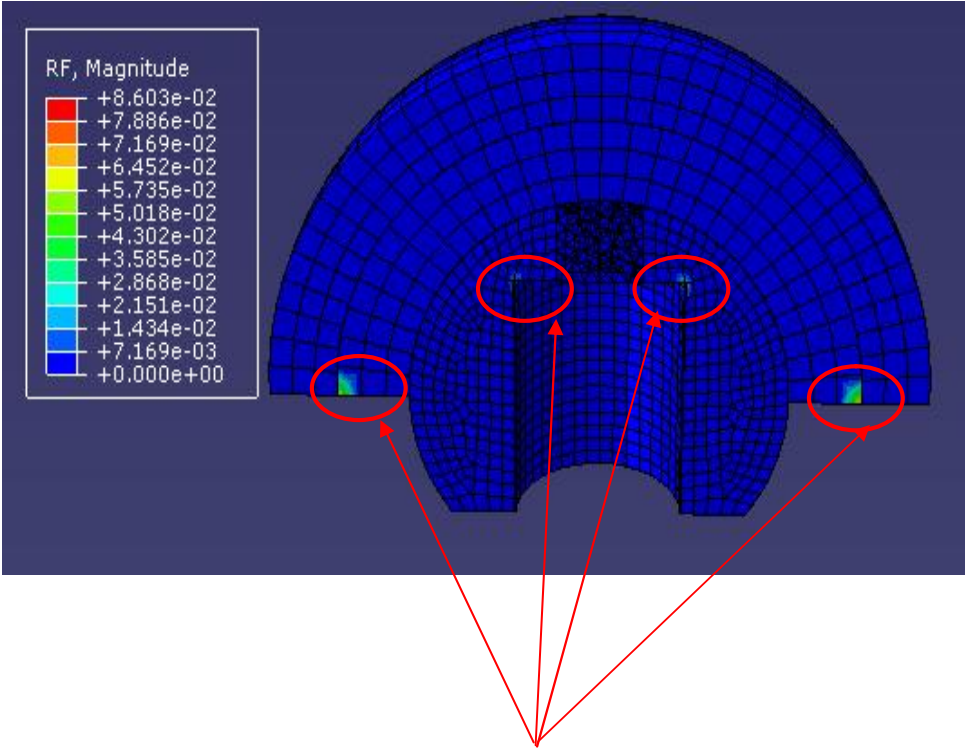


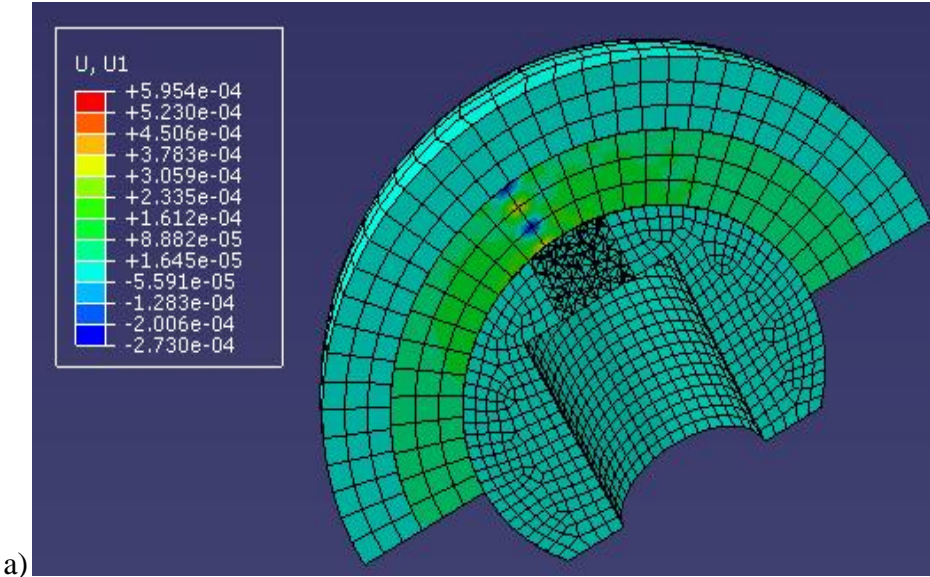
Figure 5-12 : Pression maximale dans : a)ensemble b) tête fémorale





Les zones où les réactions sont grandes Solution « chanfreins »

Figure 5-13 : Réactions





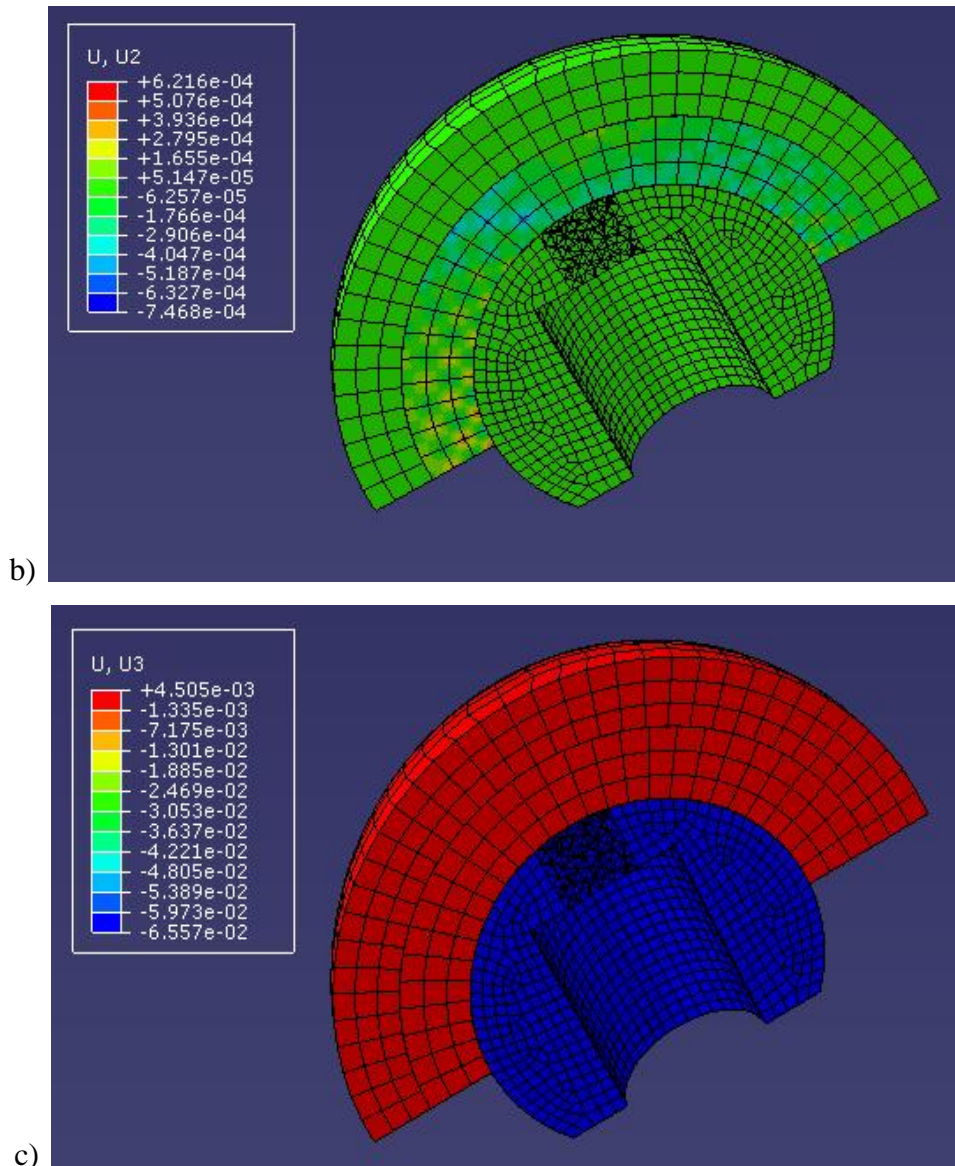


Figure 5-14 : Déplacements suivant a) U1 b) U2 c) U3

### ✓ Interprétation des Résultats

Dans cette deuxième partie, on a fait une simulation d'une prothèse à double mobilité avec un couplage de matériaux (Acier 316L+Polyéthylène+Acier 316L) afin de savoir :

- Si la double mobilité peut diminuer les frottements
- Résistance du polyéthylène
- Zones à risques

Après avoir une charge sur la cupule, les tests ont donné les résultats suivants :

## Chapitre 5 Présentation du design approprié à la problématique

- La contrainte de Von mises : comme le montre la (fig. 5-11 a,b,c,d), la contrainte de Von Mises atteint pour les quatre cas la même contrainte maximale qui varie entre  $2,579e+01$  (N/mm<sup>2</sup>) et  $3,152e+02$  (N/mm<sup>2</sup>).

En comparant notre contrainte de Von mises avec la limite élastique :

$$[\sigma_{e(\text{cupule})}(\text{mises}) > R_e \text{ 316L } 240-400 \text{ N/mm}^2]. \text{ (Sciences des matériaux)}$$

$$[\sigma_{e(\text{cupule})}(\text{mises}) > R_e \text{ polyéthylène } 20-30 \text{ N/mm}^2]. \text{ (Sciences des Matériaux)}$$

- La Pression de l'ensemble comme la montre la (fig. 5-12a), est d'une valeur moyenne qui varie entre  $1,847e-01$  (N/mm<sup>2</sup>) et  $2,302e-01$  (N/mm<sup>2</sup>) ; tandis que la Pression exercée sur la tête fémorale (fig. 5-12b) varie entre :  $1,986e-01$ (N/mm<sup>2</sup>) et  $2,421e-01$ (N/mm<sup>2</sup>).

- D'après la figure 5-13, la concentration des réactions est située sur les deux zones de contacts latéraux des deux cupules d'une valeur comprise entre  $2,151e-01$  (N/mm<sup>2</sup>) et  $5,735e-02$  (N/mm<sup>2</sup>), mais sur la tête fémorale les réactions sont très faibles situées sur les deux angles droits intérieurs et d'une valeur maximale de  $1,434e-02$  (N/mm<sup>2</sup>).

Afin de minimiser ces réactions, nous proposons une opération de chanfreinage de ces zones.

- Les déplacements enregistrés sur les trois axes nous donnent beaucoup de satisfaction, car ça confirme que pour une prothèse à double mobilité on a moins de frottement.

Suivant U1-----  $2,335e-04$  à  $3,059e-04$

Suivant U2-----  $-4,047e-04$  à  $1,655e-04$

Suivant U3-----  $4,505e-03$

### 5.5.6- INTERPRETATION GENERALE DES RESULTATS

En tenant compte des résultats des testes effectués pour les deux modèles, on peut conclure ce qui suit :

- **Modèle 1** : en effectuant 02 testes avec le même couple de matériaux (Zircone/polyéthylène), mais en changeant l'application de la force, on conclut que lorsque la force est appliquée sur la cupule les contraintes de Von Mises et les pressions sont grandes que lorsque la force est appliquée sur la rotule.

Pour ce couple (Zircone/Polyéthylène), on voit que la contrainte de Von mises du biomatériau Zircone « rotule » est inférieure de la limite élastique, par contre la contrainte de Von mises dans le biomatériau « polyéthylène » est supérieure à la limite élastique, donc elle passe à la plasticité, et comme on sait que les polymères sont des

biomatériaux élasto-plastique, il faut recalculer les contraintes et la pression du contact en supposant la cupule élasto-plastique.

- **Modèle 2** : pour le même diamètre que le modèle 01, mais en changeant le type de prothèse ainsi que le couple de matériaux (316L/Polyéthylène/316L), nous avons trouvés des résultats satisfaisants : légère diminution des contraintes de Von Mises, mais avec une faible pression, tandis que pour les glissements, ils sont très acceptables ce qui mène à de faibles frottements.

### 5. 6- 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 dépends 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 simulation en élément finis a longtemps et continue à être critiquée à cause du manque de validité des modèles. Pourtant cette méthode est souvent la seule possibilité pour explorer de nouveaux domaines même si les résultats ne peuvent être garantis à cause du manque d'informations biologiques. Si d'énormes efforts ont été faits, les lois des matériaux modélisés restent incertaines et le manque de connaissance sur les conditions limites existe. Rarement les articles concernant les modèles éléments finis comparent leurs résultats avec les résultats expérimentaux.

Dans la partie modélisation, nous avons modélisé deux types de prothèses qui ont en commun les mêmes diamètres, mais de matériaux différents afin de savoir celle qui résistent aux sollicitations dont elle est soumise, le couple de matériaux le plus résistant, mais tout en sachant que chaque prothèse possède des avantages et des inconvénients.

## Chapitre 5 Présentation du design approprié à la problématique

---

Ces inconvénients peuvent être corrigés, soit par le changement du couple de matériaux utilisé ou bien par un design approprié (géométrie).

D'après les résultats obtenus, nous avons constatés que la double mobilité résiste aux contraintes exercées sur elle ainsi que la forte pression dont elle est soumise.

La double mobilité apparaît donc comme un système très efficace pour traiter l'instabilité chronique, d'où l'idée de l'utiliser dans les pathologies qui exposent aux risques de luxations.

La double mobilité est une méthode fiable à long terme qui donne des résultats comparables aux méthodes plus classiques en termes de survie.

Contrairement à ce qui est souvent avancé, le système n'engendre pas d'usure excessive du polyéthylène, même si ce matériau reste le point faible de l'arthroplastie de l'homme jeune et actif.

La luxation intra prothétique reste une complication rare, à redouter uniquement chez les patients les plus jeunes.

La double mobilité procure un cône de mobilité articulaire, compatible avec toute activité.

La double mobilité reste inégalable pour prévenir l'instabilité.

**CONCLUSION  
GÉNÉRALE**

# CONCLUSION GÉNÉRALE

Comme nous l'avons exposé au cours de ce mémoire, la modélisation de la stabilité primaire des prothèses de hanches nécessite la prise en compte de phénomènes complexes. Du point de vue mécanique, le problème à résoudre est celui du contact tridimensionnel avec frottement entre: la tige fémorale, la cupule et la tête, de propriétés mécaniques très différentes. Du point de vue probabiliste, il s'agit de proposer une modélisation adaptée à la variabilité naturelle des caractéristiques des matériaux biologiques.

Tout d'abord, un modèle éléments finis suffisamment performant pour décrire le comportement mécanique du système « tête/cupule » a été développé et validé par comparaison avec des résultats expérimentaux issus d'expérimentations. Ce modèle mécano-numérique représente la prothèse dans les conditions d'expérimentations *in vitro* qui constituent le problème modèle étudié dans ce travail.

Dans le cadre du développement d'un nouvel implant et notamment lors de la conception d'une nouvelle géométrie ou lors de la modification de celle-ci, il pourrait être intéressant de posséder un outil de test pré-clinique permettant de prévoir le comportement et les performances de cette prothèse avant d'investir des moyens lourds d'une étude clinique qui reste cependant à terme, indispensable. La modélisation numérique offre cette possibilité.

Avant d'entamer cette modélisation numérique, nous avons choisis deux couples de matériaux qui sont : Zirconium/Polyéthylène et Acier inoxydable 316L/Polyéthylène.

Le choix du biomatériau de constitution de l'implant est une des étapes primordiales de la conception d'une prothèse innovante. Les qualités recherchées d'un métal ou d'un alliage sont :

- **des qualités chimiques** : bonne résistance à la corrosion sous toutes ses formes,
- **des qualités mécaniques** : résistance au vieillissement, aux frottements, à l'usure ; capacité à se déformer (module de Young, moment d'inertie),
- et enfin **des qualités biologiques**, intimement liées aux caractéristiques chimiques et mécaniques : il s'agit d'une bonne biocompatibilité des métaux, de leurs débris et de leurs produits de dégradation.

En orthopédie humaine, il a été montré que la durée de vie de l'implant dépendait du choix de l'implant (qu'il s'agisse du biomatériau de constitution ou du dessin).

Le dessin d'une tige prothétique concerne la forme et l'ensemble des courbes qui la caractérisent. Il a une importance capitale à plusieurs titres :

## CONCLUSION GENERALE

---

- Il doit permettre une reconstruction, la plus idéale possible, de la partie proximale du fémur, afin de **restituer** à l'articulation artificielle **une biomécanique** et une cinétique normales.
- Il doit **minimiser les contraintes subies par l'implant, le ciment et l'os** ou les répartir harmonieusement.
- Enfin, le dessin doit faciliter l'implantation et permettre un **positionnement optimal** de l'implant dans le fût fémoral. Idéalement, la tige fémorale doit être parallèle au grand axe du fémur et entouré d'un manteau homogène de ciment.

Aujourd'hui, les tiges prothétiques sont modulaires, c'est à dire que plusieurs types de têtes de prothèse sont adaptables à une même tige (ce qui permet d'élargir la gamme). Leur principal inconvénient est de rajouter une interface métal-métal au système prothétique, lieu de prédilection pour les réactions de corrosion (21, 91). Bien que le site soit favorable à de telles réactions, leur intensité est variable et fonction du couple métal-métal et de la forme de l'interface.

Des têtes de trop petite taille sont à l'origine de luxation de la prothèse. Des têtes trop grosses apportent une grande stabilité mais usent plus rapidement la cupule acétabulaire et génèrent une quantité plus importante de débris de polyéthylène. Il est donc nécessaire de trouver un compromis.

La tête de prothèse doit être parfaitement sphérique et polie, le moindre artefact est cause d'usure et génère des débris. A titre d'exemple, une rayure de 0,2 microns sur une tête métallique peut augmenter jusqu'à 6 fois l'usure.

## REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] **G.ZAMBELLI, L.VINCENT**, Matériaux et contact-une approche tribologique (1998), Press Polytechniques et Universitaires Romandes.
- [2] **HARKESS J.W**, Arthroplasty of hip in Campbell's Operative Orthopaedics .Mosby year book, st Louis, 8th edition, 1992, vol.1, 445-626.
- [3] **J.DENAPE**, Science Friction-Introduction à la Tribologie, DEA sciences des matériaux (2001).
- [4] **D.A.HILLS, D.NOWELL et A.SACKFIELD**, Mechanics of Elastic Contacts, Butterworth et Heinemann.
- [5] **BONNOMET .F, CLAVERT. P, GICQUEL. P, LEFEBVRE. Y, KEMPF. J-F :** Reconstruction par greffe et anneau de soutien des descellements acétabulaires aseptiques avec porte de substance osseuse sévère. Analyse actuarielle sur 10 ans. Revue de chirurgie orthopédique, 2001, 87, 135-146.
- [6] **VAN HILLE .W :** Etude à plus de 7ans d'une série consécutive de 118 arthroplasties totales de hanche cimentées du système modulaire S.K.H.-S.K.S. Analyse clinique, radiographique et survie actuarielle. Thèse pour le diplôme de docteur en médecine, 1999.
- [7] **STEFFEN BREUSCH**, Les conditions de la bonne cimentation pour les PTH, Le Journal français de l'orthopédie.
- [8] **DIDIER GEIGER**, Biomécanique et Biomatériaux, laboratoire de biomécanique et biomatériaux ostéo-articulaires, université Paris XII, C.N.R.S.France.
- [9] **DAMBREVILLE .A, PHILIPPE .M, RAY. A**, La céramique de Zircon ou « la nuit tous les chats sont gris ».Le journal français de l'orthopédie.
- [10] **CALES.B**, Fractures des têtes de prothèses de hanche en zircon. Journal français de l'orthopédie.
- [11] **RIXRATH.E**, Modélisation de l'usure dans les prothèses totales de hanche. Thèse de doctorat (2005).
- [12] **D.E.JOHNSON, C.C.WU**, Toughness and hardness dependence of wear in silicon carbides, Intersociety symposium on machining of advanced ceramic.



- [13] **A.LIMOUNI**, Etude dynamique, théorique et expérimentale des essais de frottement pion-disque, Thèse de doctorat de l'université de technologie de Compiègne, 1998.
- [14] **R.A.IBRAHIM**, Friction-Induced vibration, chatter, squeal, and chaos: Part II- Dynamic and Modeling, ASME, 1992, DE-vol.49, p: 123-138.
- [15] **D.F.MOORE**, Principals and applications of tribology, edit. PERGAMON PRESS 1975.
- [16] **I.M.HUTCHINGS**, Tribology. Friction and wear of engineering materials, edit EDWARD ARNOLD 1992.
- [17] **HORST CZICHOS**, Tribology series, 1.Tribology, edit ELSEVIER 1978.
- [18] **O.BARREAU**, Etude Tribologique de revêtement en régulation de turbines, rapport de stage Turboméca-ENIT (1999).
- [19] **P.VAYRE**, l'arbre de Judet : les racines en creuse et le fâitre à Paris. e-mémoires de l'Académie Nationale de chirurgie, vol.8-1, page 64-72, 2009.
- [20] **P.CHIRON**, faut-il cimenter les tiges standards des PTH ? les tiges cimentées et non cimentées, doivent-elles être courbes dans le plan sagittal ? Maitrise orthopédique ? vol .97, no. Octobre page 18, 2000.
- [21] **M.A.ROUSSEAU, S.LE MOUEL, D.GOUTALLIER et S.VAN DRIESSCHE**, Long-term results of alumina-on-alumina total hip arthroplasty. Revue de chirurgie orthopédique, vol. 90, pages 741-778, 2004.
- [22] **T.E.EUGENE et P.F.M.CHOONG**, comparison between triple-tapered and double-tapered cemented femoral stems in total hip arthroplasty: A Prospective study comparing the c-stem versus the Exeter universal early results after 5 years of clinical experience. The journal of Arthroplasty, vol.20-1, pages 94-100, 2005.
- [23] **E.HANSEN**, modeling heat transfer in a bone cement prosthesis system. Journal of Biomechanics, vol. 36, pages 787-795, 2003.
- [24] **S.BREUSCH**, les conditions de la bonne cimentation pour les PTH. Maitrise orthopédiques, vol.126, pages 61-87, 2003.

- [25] **V.WAID, L.CRISTIFOLINI, J.STOLK, N.VERDONSCHOT, G.J.BOOGAARD et A.TONI**, Modeling the fibrous tissue layer in cemented hip replacements: experimental and finite element methods. *Journal of Biomechanics*, vol.37, pages 13-26, 2004.
- [26] **E.SCHILEO, F.TADDEI, L.CRISTOFOLINI et M.VICECONTI**, Subject-specific finite element models implementing a maximum principal strain criterion are able to estimate failure risk and fracture location on human femurs tested in vitro. *Journal of Biomechanics*, vol. 41, pages 356-367, 2008.
- [27] **J.HAUSSELLE**, Etude de la dégradation par chocs de têtes et cupules de prothèses de hanche en biocéramique, Thésée de doctorat, 2007.
- [28] **DOCTEUR FRANCOIS PRIGENT**. Prothèse totale de hanche Le couple. [www.genou-hanche.com](http://www.genou-hanche.com) Prothèse totale de hanche ; le couple.Clinique.st.louis.poissy.
- [29] **Audrey PUSTOC'H**, élaboration d'un modèle mécanique de l'articulation de la hanche sous sollicitations dynamiques. Thèse doctorat 2006
- [30] **UNIVERSITE DE ZARAGOZA**, Introduction au design de prothèses et fixations.
- [31] **XIAOSU HU**, Approche probabiliste de la propagation des incertitudes dans le modèle mécano-numérique du système couplé fémur-prothèse non cimentée. Thèse doctorat 2010, Université Blaise Pascal-Clermont II.
- [32] **DOMINIQUE FOUCAT**, Effet de la présence d'un grillage métallique au sein du ciment de scellement des cupules de prothèses totales de la hanche, Université Louis Pasteur- Strasbourg.
- [33] **PIERRE-YVES ZAMBELLI, BRIGITTE JOLLES**, L'arthroplastie de hanche au quotidien, Hôpital Orthopédique du suisse Romand, Lausanne., 2006.
- [34] **P. LACOMBE ET G BERANGER**, Les aciers inoxydables, Ref. [1], pp 11-58,
- [35] **M ROUBY ET P. BLANCHARD**, Les aciers inoxydables, Ref. [1], pp 137-160,
- [36] **B. CALES**, Fractures des têtes de prothèses de hanche en Zircon. *Journal français de l'orthopédie*.
- [37] **C. DELAUNAY**, Couple de frottement des prothèses totales de hanche. Ce qu'un chirurgien orthopédiste devrait savoir.

- [38] **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.
- [39] **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
- [40] **RICHARD KIOK, SIDDHARTH FERNANDES, SUMMIT KUPTA, ANDREW JAMES** « Sterilization methods of artificial joint prostheses », Group R2, April 23, 1997
- [41] **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.
- [42] **PROFESSEUR PHILIPPE MASSIN**, polyéthylène en orthopédie, (Chirurgie Orthopédique, CHU Angers), 2007.

بعد التقدم في مجال تكنولوجيا *tribological*، لقد عرف تصميم وتصنيع الأطراف الاصطناعية الورك تطورات كبيرة. وبالتالي أصبحت الزراعة الجراحية للبدلة واحدة من العمليات الجراحية الأكثر شيوعاً. على الرغم من هذا التقدم العديد من التحديات لا تزال قائمة. التصدع والتآكل من مجموع عناصر تقويم مفاصل الورك وآلية أمر لا مفر منه. فمن هذا المنطلق كان يركز عملنا على أشكال مختلفة وعناصر التصميم والتي ستكون أول شركة طيران لتحسين أداء الأطراف الاصطناعية.

: الأطراف الاصطناعية مفصل الورك. الحقي زرع والاسمنت الجراحي وتخفيف العقيم مرحلة مؤقتة،

D3

## Summary

Following the progress in terms of tribological technology, design and manufacture of total hip prostheses have known considerable developments. Thus, surgical implantation of the prosthesis has become one of the most common surgical procedures. Despite this progress, many challenges remain. Cracking and wear of total hip arthroplasty components, a mechanism is inevitable. It is in this spirit that our work was focused on different forms and design elements that will be the first carrier to improve the performance of prostheses.

*We made a comparative study, first between two pairs of biomaterials, and then find the results between theory and simulation with Abaqus*

**Keywords:** Total hip prostheses. Acetabular implant, surgical cement, aseptic loosening, provisional phase, polymerization temperature, restrained shrinkage, service phase, 3D finite element modeling, walking, running, climbing and descending stairs.

## Résumé

*Après les progrès des technologies en termes tribologiques, le design et la fabrication des prothèses totales de hanche ont connus des évolutions considérables. Ainsi, la chirurgie d'implantation de la prothèse est devenue l'un des actes chirurgicaux les plus répandus. Malgré cette évolution, de nombreux problèmes restent à résoudre. La fissuration et l'usure des composants arthroplasties totales de hanche, reste un mécanisme inévitable. C'est dans cet esprit que notre travail a été focalisé sur les différentes formes et design qui seront les premiers éléments porteurs pour améliorer les performances des prothèses.*

**Mots clés :** Prothèse totale de hanche. Implant acétabulaire, ciment chirurgical, scellement aseptique, phase provisoire, température de polymérisation, retrait gêné, phase de service, modélisation 3D aux éléments finis, marche, course, montée et descente des escaliers.

# **GLOSSAIRE**

# GLOSSAIRE

---

**Abaqus** : logiciel de simulation

**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>.

**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 CH<sub>2</sub>= C (CH<sub>3</sub>) -COOH. Résultant de la polymérisation des esters de l'acide, utilisées en particulier dans la fabrication des verres organiques.

# GLOSSAIRE

---

**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 –O-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).

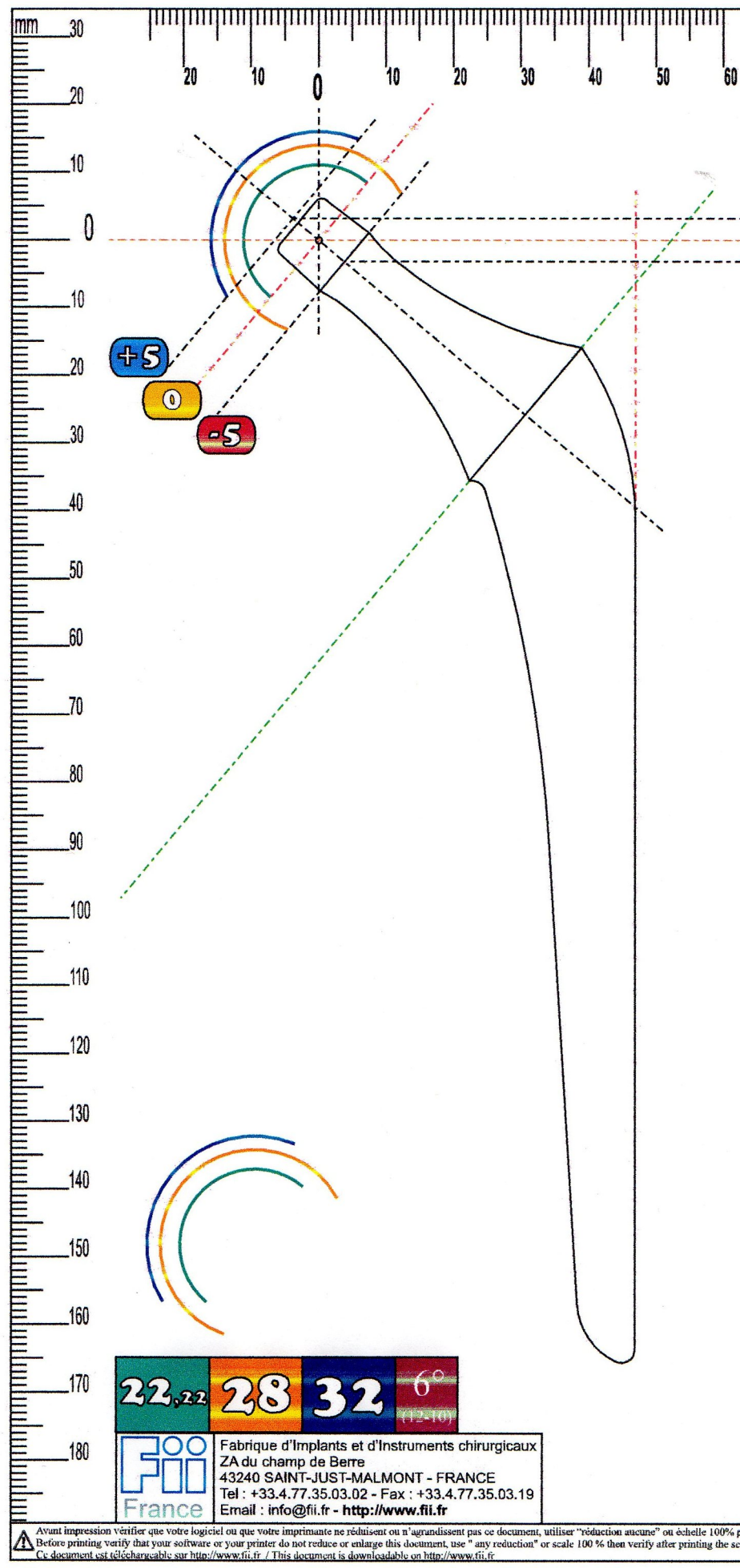
**Ratio** : Rapport entre deux grandeurs.

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

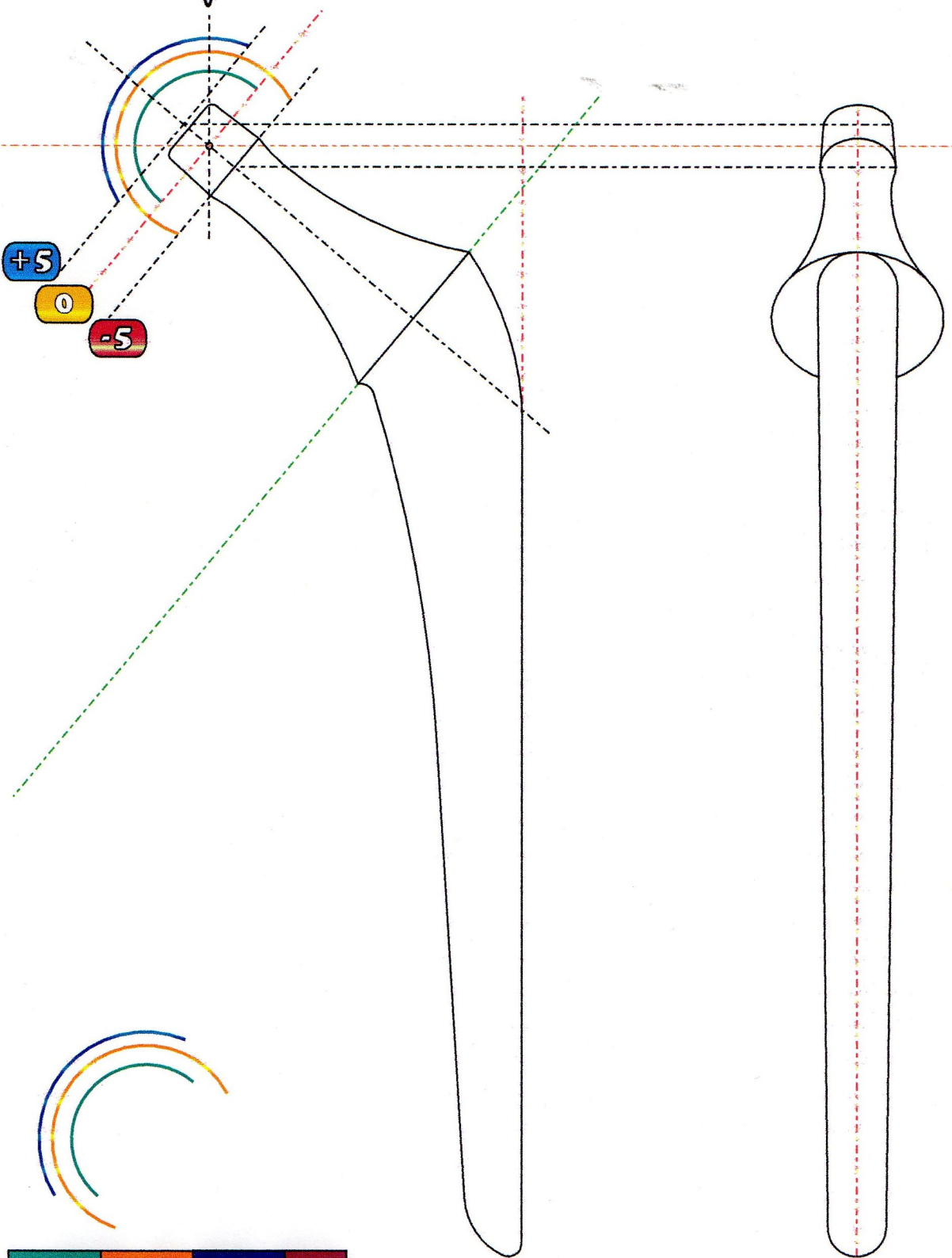
**Solvant** : Substance, générale liquide, dans laquelle d'autres substances peuvent être dissoute. Syn. Dissolvant.

**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.



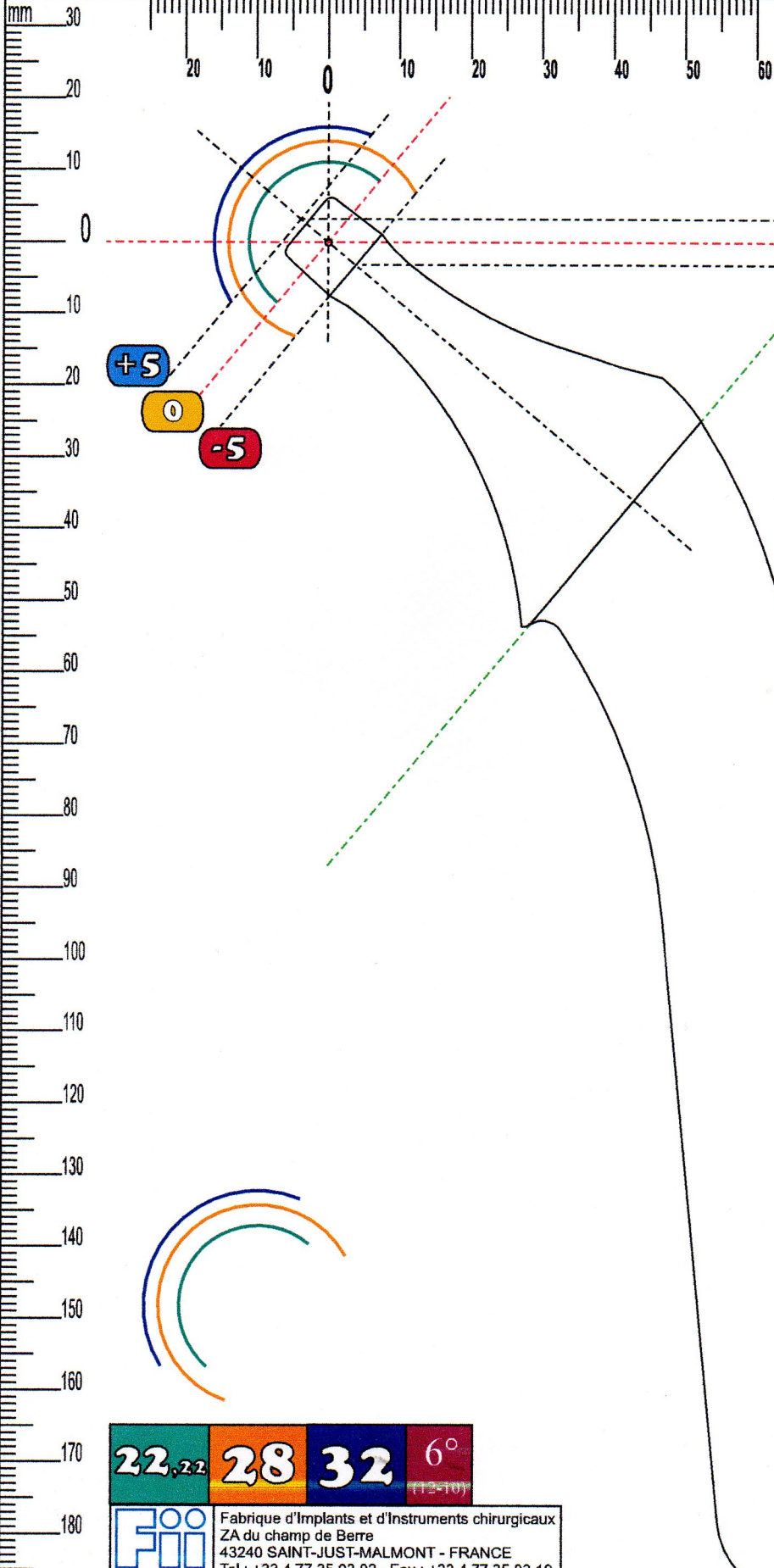
Taille/Size	CLASSIC	Echelle/Scale
420	REF H012420 DYS	FR-CL.000 1.15



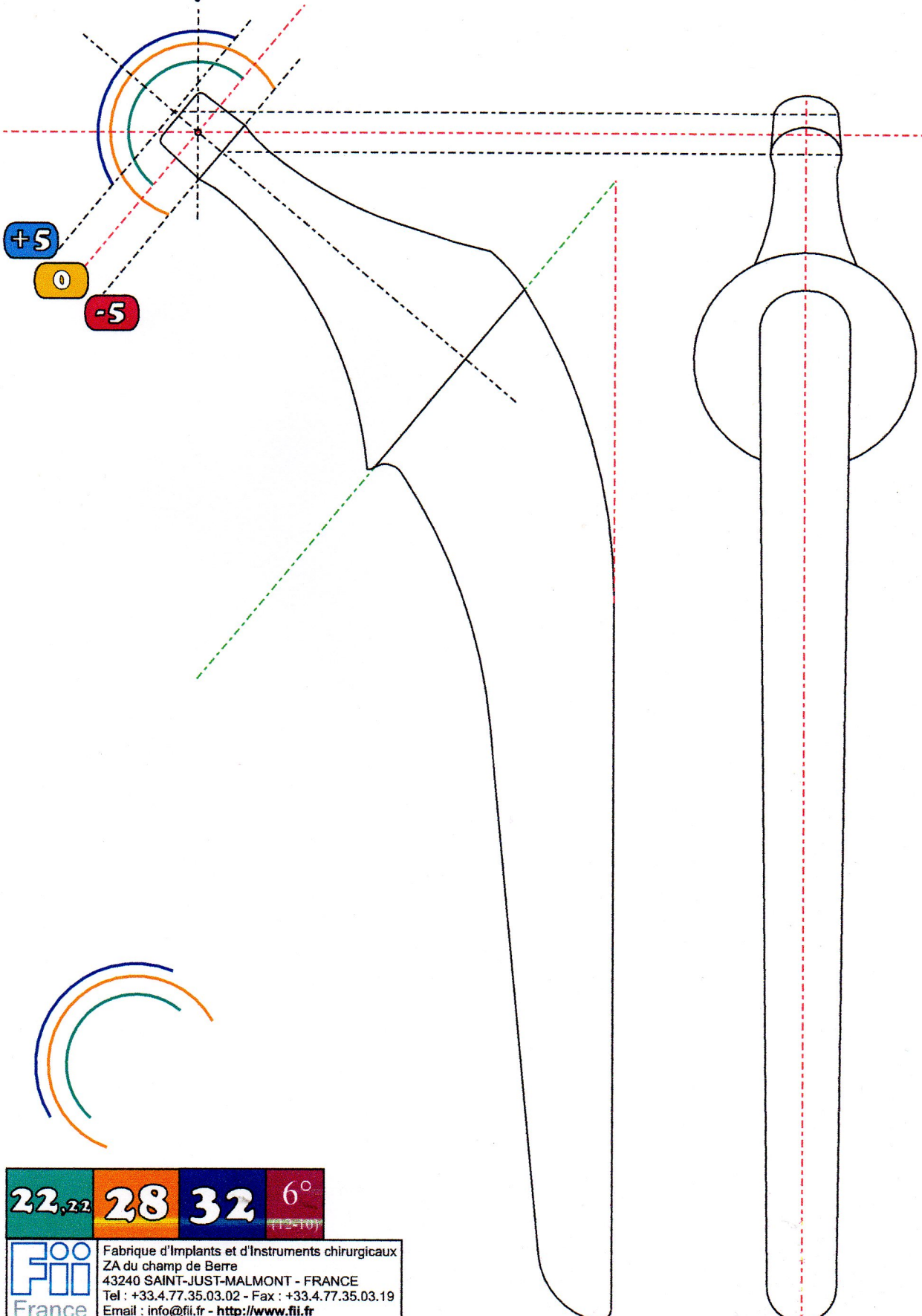
22,22	28	32	6° (12-10)
-------	----	----	---------------


**Fii France**  
 Fabrique d'Implants et d'Instruments chirurgicaux  
 ZA du champ de Berre  
 43240 SAINT-JUST-MALMONT - FRANCE  
 Tel : +33.4.77.35.03.02 - Fax : +33.4.77.35.03.19  
 Email : info@fii.fr - <http://www.fii.fr>





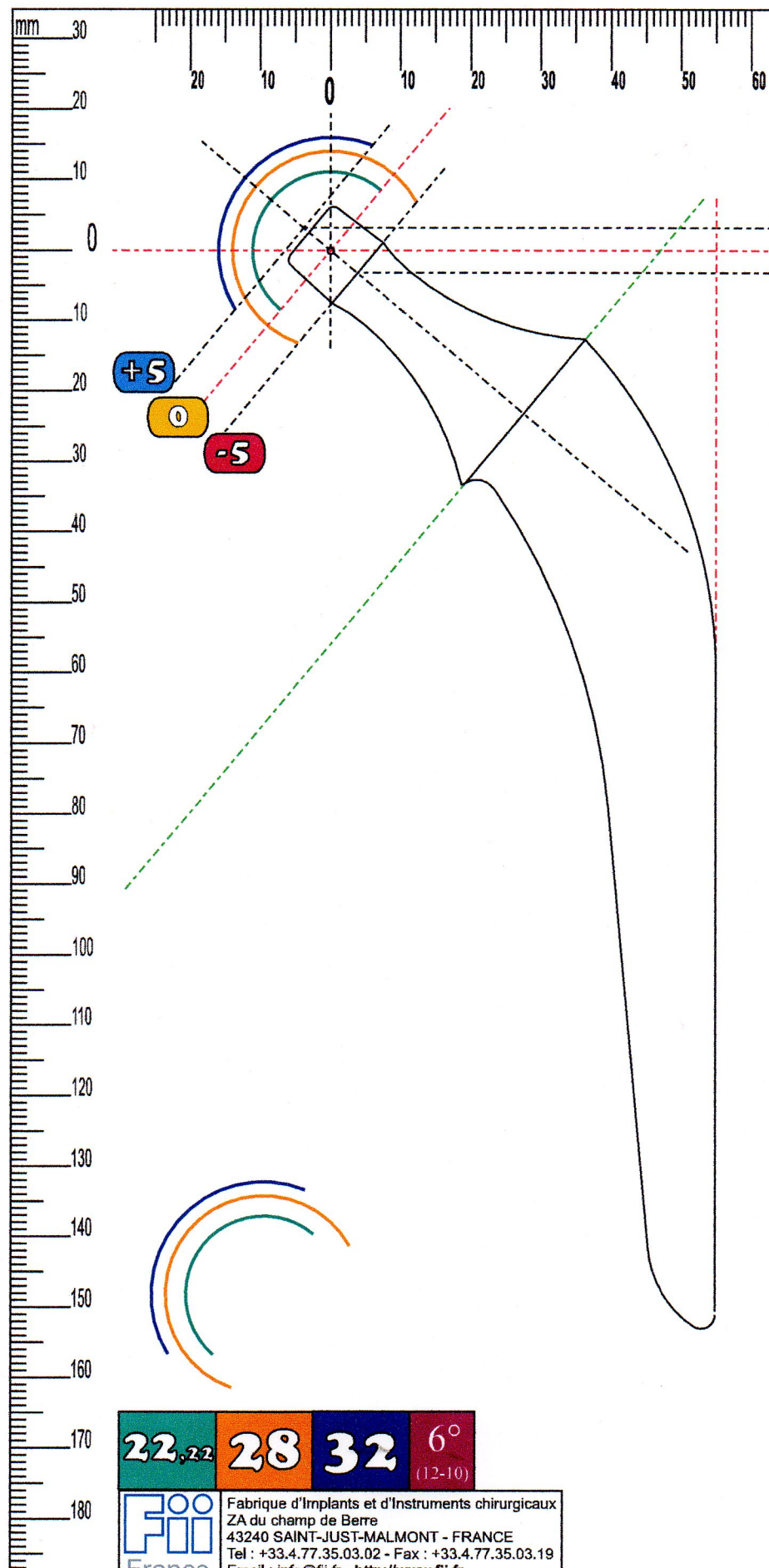
Taille/Size	CLASSIC	Echelle/Scale
610	REF H010610	FR-CL.000 1.15



22<sub>.22</sub>
28
32
6°  
(12-10)

**Fii**  
 France  
 Fabrique d'Implants et d'Instruments chirurgicaux  
 ZA du champ de Berre  
 43240 SAINT-JUST-MALMONT - FRANCE  
 Tel : +33.4.77.35.03.02 - Fax : +33.4.77.35.03.19  
 Email : info@fii.fr - <http://www.fii.fr>

Avant impression Vérifier que votre logiciel ou que votre imprimante ne réduisent ou n'agrandissent pas ce document, utiliser "réduction aucune" ou échelle 100% puis vérifier après impression l'échelle en contrôlant la longueur des règles.  
 Before printing verify that your software or your printer do not reduce or enlarge this document, use "any reduction" or scale 100% then verify after printing the scale by checking the length of rules.  
 Ce document est téléchargeable sur <http://www.fii.fr> / This document is downloadable on <http://www.fii.fr>

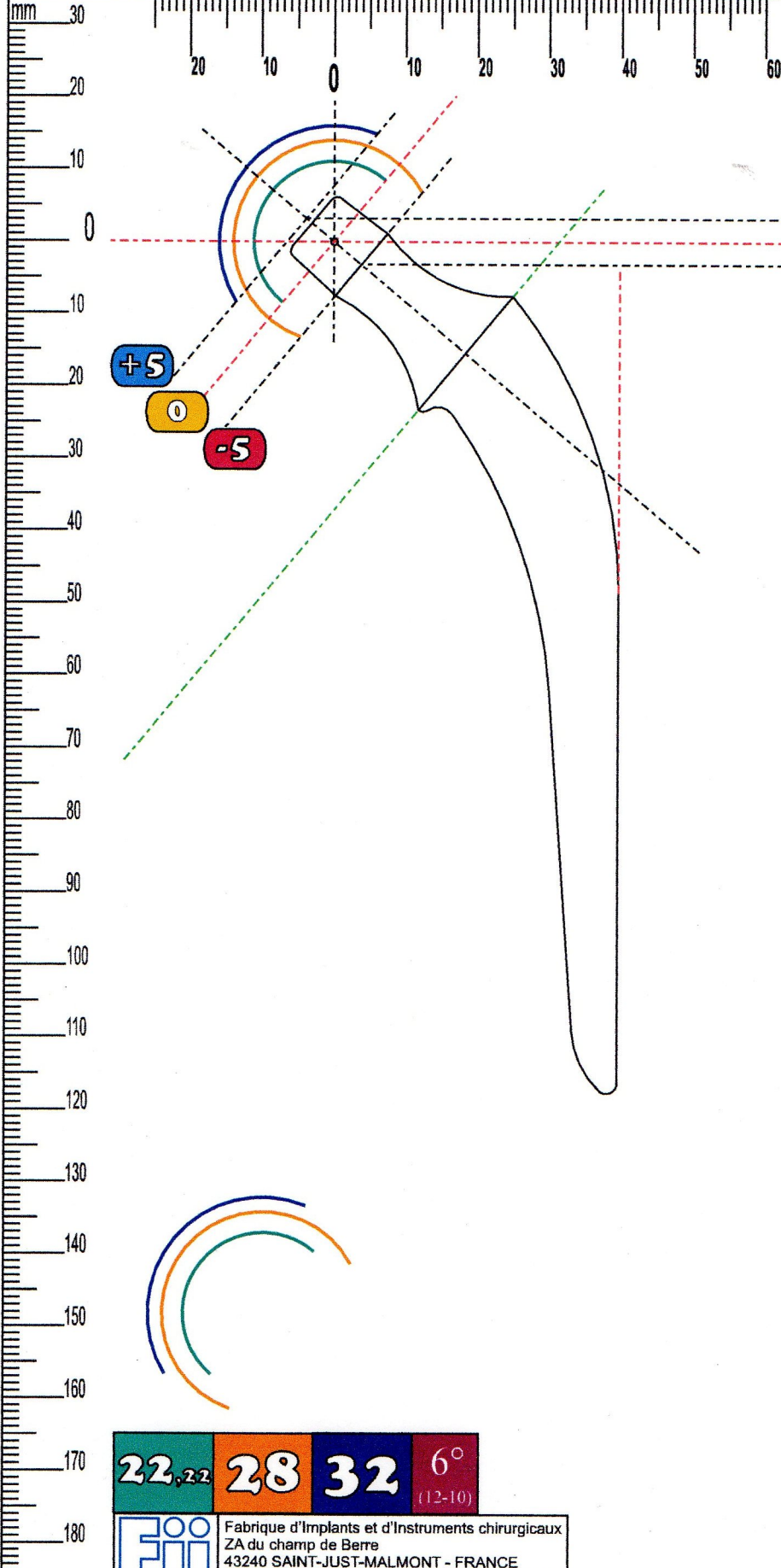


Taille/Size	<b>CLASSIC</b>	Echelle/Scale
<b>320</b>	REF H010320	TR-CL.000 <b>1.15</b>

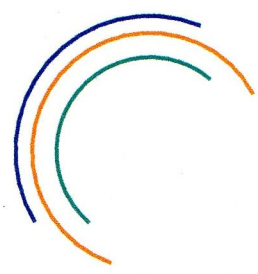
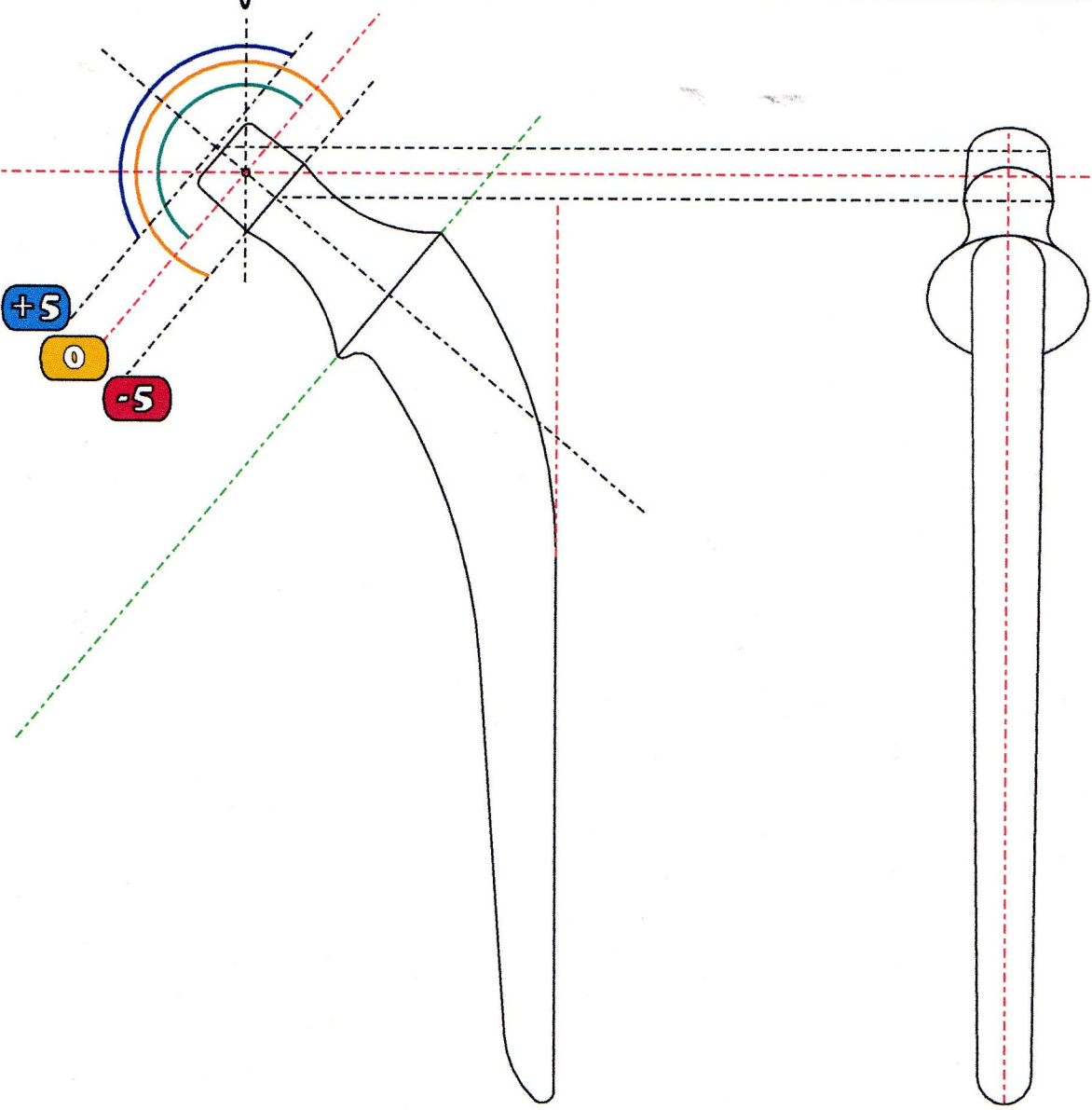
**22**<sub>22</sub> **28** **32** **6°**  
(12-10)

**Fii**  
France  
Fabrique d'Implants et d'Instruments chirurgicaux  
ZA du champ de Berre  
43240 SAINT-JUST-MALMONT - FRANCE  
Tel : +33.4.77.35.03.02 - Fax : +33.4.77.35.03.19  
Email : info@fii.fr - <http://www.fii.fr>

Avant impression vérifier que votre logiciel ou que votre imprimante ne réduisent ou n'agrandissent pas ce document, utiliser "réduction aucune" ou échelle 100% puis vérifier après impression l'échelle en contrôlant la longueur des règles.  
Before printing verify that your software or your printer do not reduce or enlarge this document, use "any reduction" or scale 100% then verify after printing the scale by checking the length of rules.  
Ce document est téléchargeable sur <http://www.fii.fr> / This document is downloadable on <http://www.fii.fr>



Taille/Size	CLASSIC	Echelle/Scale
110	REF H010110	FR-CL.000 1.15



22<sub>,22</sub>
28
32
6°  
(12-10)

**Fii**  
 France  
 Fabrique d'Implants et d'Instruments chirurgicaux  
 ZA du champ de Berre  
 43240 SAINT-JUST-MALMONT - FRANCE  
 Tel : +33.4.77.35.03.02 - Fax : +33.4.77.35.03.19  
 Email : [info@fii.fr](mailto:info@fii.fr) - <http://www.fii.fr>