

N° d'ordre : /2007/DM

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

UNIVERSITÉ DE BATNA

FACULTÉ DES SCIENCES DE L'INGÉNIEUR
DÉPARTEMENT DE MÉCANIQUE

Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme de

MAGISTÈRE

En

Mécanique

Option CONSTRUCTION MÉCANIQUE

Par

NAILI Mokhtar

**MODÉLISATION GÉOMÉTRIQUE D'UNE
PROTHÈSE TOTALE DE HANCHE**

Soutenu le :

Devant le jury :

Mr. ZIDANI Kamel	M.C.	Université de Batna	Président.
Mr. MAZOUZ Hamoudi	M.C.	Université de Batna	Rapporteur.
Mr. DJEBAILI Hamid	M.C.	Centre universitaire de Khenchela	Examineur.
Mr. MANAA Rabah	M.C.	Université de Batna	Examineur.

Année Universitaire 2008 / 2009

SOMMAIRE

SOMMAIRE

INTRODUCTION GÉNÉRALE.....	01
----------------------------	----

CHAPITRE 1

GÉNÉRALITÉS SUR LES P.T.H.

1.1 DÉFINITIONS DE BASE.....	03
1.1.1 LA BIOMÉCANIQUE.....	03
1.1.2 LES PROTHÈSES ORTHOPÉDIQUES.....	04
1.2 HISTORIQUE DE LA PROTHÈSE.....	04
1.2.1 ÉVOLUTION DE LA PROTHÈSE.....	04
1.3 LA PROTHÈSE TOTALE DE HANCHE.....	05
1.3.1 HISTORIQUE DE LA PROTHÈSE TOTALE DE HANCHE.....	06
1.3.2 LA POPULATION CONCERNÉE PAR LES PROTHÈSES.....	07
1.4 L'ARTHROPLASTIE.....	07
1.4.1 INDICATIONS ET CONTRE-INDICATIONS DE L'ARTHROPLASTIE.....	08
1.4.1.1 Indications d'une arthroplastie totale de la hanche.....	08
1.4.1.2 Contre-indications d'une arthroplastie totale de la hanche.....	08
1.4.2 ÉVOLUTION DE L'ARTHROPLASTIE.....	09
1.5 LES EXIGENCES REQUISES POUR UNE ARTICULATION ARTIFICIELLE.....	13

CHAPITRE 2

MATÉRIAUX UTILISÉS POUR LES P.T.H.

2.1 INTRODUCTION.....	15
2.2 MATÉRIAUX CONSTITUTIFS DES IMPLANTS PROTHÉTIQUES.....	16

2.2.1 LES ALLIAGES MÉTALLIQUES.....	16
2.2.1.1 Aciers Inoxydables.....	16
2.2.1.2 Alliages à base de cobalt	16
2.2.1.3 Alliages à base de titane.....	17
2.2.2 LES POLYMÈRES.....	18
2.2.3 LES CÉRAMIQUES.....	19
2.2.3.1 L' Alumine.....	20
2.2.3.2 La Zircono.....	23
.	
2.2.4 LES MATÉRIAUX D'ORIGINE NATURELLE.....	24
2.3 CHOIX DES COMBINAISONS DE MATÉRIAUX DES SURFACES ARTICULAIRES.....	25
2.4 CONCLUSION.....	26

CHAPITRE 3

FIXATION DES P.T.H.

3.1 INTRODUCTION.....	28
3.2 LES PROTHÈSES SANS CIMENT.....	28
3.3 LES PROTHÈSES TOTALES DE HANCHE CIMENTÉES.....	29
3.4 CIMENT CHIRURGICAL	29
3.4.1 CONDITIONNEMENT DU CIMENT.....	30
3.4.2 COMPOSITION DU CIMENT.....	30
3.4.3 STÉRILISATION DU CIMENT.....	31
3.4.4 PROPRIÉTÉS PHYSIQUES.....	31
3.4.4.1 Temps de prise ou de durcissement.....	32

3.4.4.2 Chaleur dégagée.....	32
3.4.4.3 Viscosité.....	33
3.2.4.4 Porosité	33
3.4.4.5 Fissures.....	34
3.4.5 PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES.....	35
3.4.6 EFFETS DE L'ENVIRONNEMENT IN VIVO SUR LE CIMENT ACRYLIQUE.....	36
3.4.7 CARACTÉRISTIQUES DU CIMENT CHIRURGICAL.....	37
3.4.7.1 Température de Polymérisation	37
3.4.7.2 Contraction de Volume	37
3.4.7.3 Antibiotiques	38
3.4.7.4 Viscosité	39
3.4.8 CARACTÉRISTIQUES DE MANIPULATION.....	41
3.4.8.1 La phase de mélange.....	42
3.4.8.2 La phase de repos	43
3.4.8.3 La phase d'injection.....	44
3.4.8.4 La phase de durcissement	44
3.5 TECHNIQUE OPÉRATOIRE.....	45
3.5.1 TECHNIQUES DE MISE EN PLACE DE LA PROTHÈSE.....	45
3.5.2 TECHNIQUES DE MISE EN ŒUVRE DU CIMENT.....	45
3.6 INCONVÉNIENTS DU CIMENT.....	46
3.7 CONCLUSION	47

CHAPITRE 4
PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DES P.T.H.

4.1 INTRODUCTION	48
4.2 LA CUPULE À DOUBLE MOBILITÉ	48
4.2.1 PRINCIPES TECHNIQUES DE FONCTIONNEMENT.....	49
4.2.2 LA RÉDUCTION DES CONTRAINTES.....	54
4.3 TECHNIQUE DE MISE EN PLACE.....	56
4.3.1 LA PLANIFICATION PRÉOPÉRATOIRE	56
4.3.2 L'INTERVENTION	56
4.4 CONCLUSION.....	60

CHAPITRE 5
LES CONTRAINTES SUR LES P.T.H.

5.1 INTRODUCTION.....	62
5.2 CAS DE CHARGE.....	62
5.2.1 MÉTHODE.....	62
5.2.1.1 Prothèses instrumentées.....	63
5.2.1.2 Patients.....	65
5.2.1.3 Activités.....	65
5.2.2 CAS DE CHARGE ÉTUDIÉS.....	68
5.2.3 CHANGEMENT DE REPÈRE.....	72
5.3 MODÉLISATION AUX ÉLÉMENTS FINIS.....	74
5.3.1 MODÉLISATION DE L'ENSEMBLE ACETABULUM CIMENT PROTHÈSE.....	74
5.3.2 DÉFINITION DES GRILLAGES.....	77

5.3.3 MAILLAGE.....	78
5.3.4 CONTACT TÊTE FÉMORALE – CUPULE.....	79
5.4 RÉSULTATS.....	81
5.5 CONCLUSION.....	100

CHAPITRE 6

PROBLÉMATIQUES ET SOLUTIONS EXISTANTES

6.1 INTRODUCTION.....	102
6.2 PROBLÉMATIQUES.....	102
6.2.1 LES MICROMOUVEMENTS DE LA TIGE DIAPHYSAIRE.....	102
6.2.1.1 La déformation de l'étui de ciment.....	103
6.2.1.2 La micro-mobilité entre l'implant et le ciment	103
6.2.1.3 Méthodes de réduction des conséquences des micromouvements.....	103
6.2.2 PROBLÉMATIQUE PHYSICO-MÉCANIQUE	105
6.2.2.1 Examens Préopératoires.....	105
6.2.2.2 Le couple de frottement.....	106
6.3 SOLUTIONS EXISTANTES.....	109
6.3.1 LA MODÉLISATION NUMÉRIQUE.....	109
6.3.1.1 Les paramètres à prendre en compte avant la modélisation.....	111
6.3.2 MODÉLISATION GÉOMÉTRIQUE.....	113
6.3.2.1 Modélisation géométrique de l'implant fémoral.....	113
6.3.2.2 Modélisation de la structure osseuse.....	115

6.3.2.2.1 Définition des conditions de charge.....	116
6.3.2.2.2 Évaluation de la stabilité primaire.....	116
6.4 CONCLUSION.....	117
CONCLUSION GÉNÉRALE.....	118
BIBLIOGRAPHIE.....	120
GLOSSAIRE.....	123

INTRODUCTION

GÉNÉRALE

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Le marché actuel des prothèses totales de hanche compte différents modèles qui sont presque tous très semblables bien que différents, tant au niveau de leurs formes, des matériaux utilisés ou de leur revêtement de surface. Cependant, il a été montré que de faibles différences ou des modifications même apparemment discrètes des caractéristiques d'un implant pouvaient conduire à des différences significatives du comportement clinique à court ou à long terme. L'évaluation d'un implant, en termes de contrôle de qualité ne peut se faire en définitive que par l'investigation clinique, c'est justement à cause de cet aspect que le domaine de conception des prothèses totales de hanche n'a pas, à notre sens eu assez d'attention de la part des concepteurs. Mais avec l'apparition de la modélisation géométrique numériquement assistée, ce domaine pourrait à nouveau éveiller l'imagination des concepteurs.

C'est dans ce cadre que ce travail vient donner une synthèse globale de ce qui s'est fait jusqu'à lors, en tentant de comprendre les études menées, tout en s'appuyant sur leurs résultats pour proposer des alternatives aux conceptions existantes. Le but restant, d'augmenter au maximum la longévité de ces prothèses, tout en améliorant la qualité de vie de leurs porteurs.

Ce travail est conçu de sorte que les concepteurs novices dans ce domaine aient une image globale de ce qui s'est fait et de ce qui pourrait se faire dans ce domaine, en ayant pour principal atout l'avancée qu'a apporté l'outil informatique dans la conception géométrique

Dans le chapitre 1 « Généralités sur les PTH », nous apportons les définitions nécessaires, ainsi qu'un historique permettant l'initiation dans ce domaine.

Dans le chapitre 2, nous donnerons une synthèse des matériaux utilisés pour la fabrication des PTH, ainsi que le rôle de ces matériaux dans la détermination du comportement à court et à long terme.

Dans le chapitre 3, nous donnons un aperçu des méthodes existantes pour la fixation des P.T.H, en l'occurrence la cimentation et ses alternatives.

Dans le chapitre 4, on expose le principe de fonctionnement de ces prothèses. Le chapitre 5 sera consacré aux contraintes subites par ces dernières.

Le chapitre 6 exposera les problématiques posées par les PTH, et surtout solutions existantes, en faisant un balayage de ce que pourrait apporter la modélisation géométrique numérisée, et des perspectives pouvant être développés dans ce domaine.

Un glossaire reprenant les termes des jargons médicale et mécanique sera joint pour faciliter aux lecteurs la compréhension du contenu de ce travail.

Chapitre 1

GÉNÉRALITÉS

SUR LES

P.T.H.

CHAPITRE 1

GÉNÉRALITÉS SUR LES P.T.H.

RÉSUMÉ DU CHAPITRE

Dans ce chapitre, nous essayerons de faire le tour des définitions de base et de l'historique sur les prothèses orthopédiques en général et sur les prothèses de hanche en particulier. Le langage utilisé dans ce chapitre sera un mélange du jargon médical et du jargon technique. Un chapitre sous le thème de glossaire sera dédié à l'explication de ces termes.

1.1 DÉFINITIONS DE BASE

1.1.1 LA BIOMÉCANIQUE

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

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

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

1.1.2 LES PROTHÈSES ORTHOPÉDIQUES

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

1.2 HISTORIQUE DE LA PROTHÈSE

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

1.2.1 ÉVOLUTION DE LA PROTHÈSE

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

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

1.3 LA PROTHÈSE TOTALE DE HANCHE

D'une manière générale, une PTH est composée de deux parties principales : Une tige fémorale coiffée d'une boule qui s'articule dans la cupule acétabulaire qui est hémisphérique (Figure 1.1).

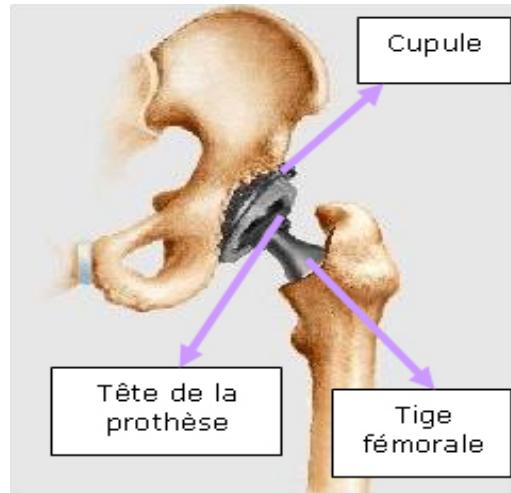


Figure 1.1 : Prothèse Totale de Hanche

Il existe de nombreux modèles de PTH, ceux-ci diffèrent selon leur mode de fixation, la nature des surfaces de frottement, la taille de la tête fémorale prothétique. Ainsi qu'à leurs mode de fixation (cimenté ou non cimenté). Le ciment servant à fixer la tige de la prothèse dans le fémur (Figure 1.2).

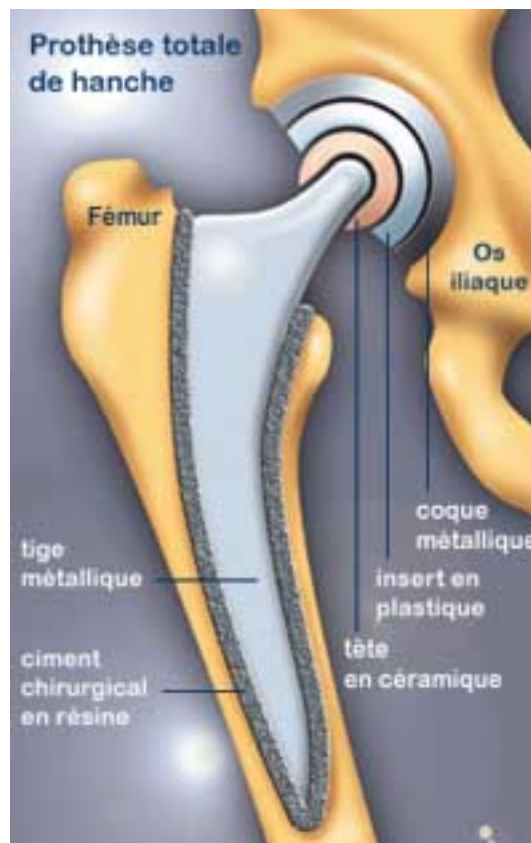


Figure 1.2 : Prothèse totale de hanche cimentée

Le type de prothèse le plus fréquent est la prothèse **cimentée** dans sa cavité. Plus récemment, quelques chirurgiens ont commencé à utiliser des implants **non cimentés** pour positionner la cupule (le ciment dont il est question ici n'a évidemment rien à voir avec celui employé pour construire les maisons, il s'agit d'une colle particulièrement efficace qui permet de maintenir les éléments constituant la prothèse). [1]

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

1.3.1 HISTORIQUE DE LA PROTHÈSE TOTALE DE HANCHE

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.

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

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

d'une douleur persistante. L'érosion du **cartilage** acétabulaire attira l'attention sur la nécessité de resurfer l'acetabulum.

Pour résoudre ce problème, des **couples articulaires prothétiques métal-métal** furent développés par Urist, Ring, McKee-Farrar et d'autres. Ces implants se révélèrent toutefois incompatibles avec une fonction articulaire normale et leur taux élevé d'échec, en raison d'un fort coefficient de frottement et d'une usure du métal excessive à l'origine d'une fréquence élevée de douleurs et de **descellements**, conduisit rapidement à leur abandon.

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

1.3.2 LA POPULATION CONCERNÉE PAR LES PROTHÈSES

La mise en place d'une prothèse totale de la hanche est classiquement envisagée à partir de l'âge de 60 ans, la durée de vie de cet implant dépasse aujourd'hui souvent les 25 ans. En dessous de l'âge de 60 ans, il faut prendre en compte l'importance du handicap. Chez les jeunes sujets, l'**arthrose** est souvent secondaire à un traumatisme, à une ostéochondrite, à une anomalie congénitale. L'amélioration des techniques de **reprise chirurgicale** fait moins hésiter à proposer la mise en place d'une prothèse de hanche chez les sujets plus jeunes, en effet si la durée de vie escomptée de la prothèse est de l'ordre de 25 ans, les possibilités de changement de prothèse lorsque celle-ci est usée ont modifié le problème, de la sorte, il n'est plus d'usage de faire attendre un sujet jeune, très handicapé, jusqu'à l'âge de 60 ans pour envisager cette intervention. Réf 27

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

1.4 L'ARTHROPLASTIE

Une arthroplastie est donc une opération destinée à restituer le mouvement à une articulation et leur fonction aux muscles, **ligaments** et autres structures constituées de tissus mous qui contrôlent cette articulation en créant un nouvel espace articulaire. 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.

1.4.1 INDICATIONS ET CONTRE-INDICATIONS DE L'ARTHROPLASTIE

1.4.1.1 Indications d'une arthroplastie totale de la hanche

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

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

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

1.4.1.2 Contre-indications d'une arthroplastie totale de la hanche

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

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

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

1.4.2 ÉVOLUTION DE L'ARTHROPLASTIE

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

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

Le concept fondamental d'arthroplastie à faible moment de frottement est devenu un fait bien établi et l'articulation métal sur polyéthylène (Figure 1.3) le standard de l'arthroplastie totale de la hanche. La stabilisation initiale de l'implant est la fonction clé du ciment. Les résultats de l'arthroplastie totale de la hanche de Charnley sont devenus le point de référence pour l'évaluation des performances d'autres arthroplasties.



Figure 1.3 : P.T.H avec cupule en polyéthylène, tête en céramique et tige en

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 [2].

Il cherchait également au début à centrer de rotation de la hanche, c'est-à-dire à le rapprocher légèrement du plan de symétrie du corps, par creusement de l'acetabulum, afin de raccourcir le bras de levier du poids du corps Pr (Figure 1.4), et à augmenter le bras de levier des muscles abducteurs Mr (moyen fessier) en rattachant latéralement le grand trochanter T ostéotomisé. Il attribua plus tard le taux élevé de migration de la cupule, dans son étude à un recul de 12 à 15 ans, à ce creusement excessif de l'acetabulum.

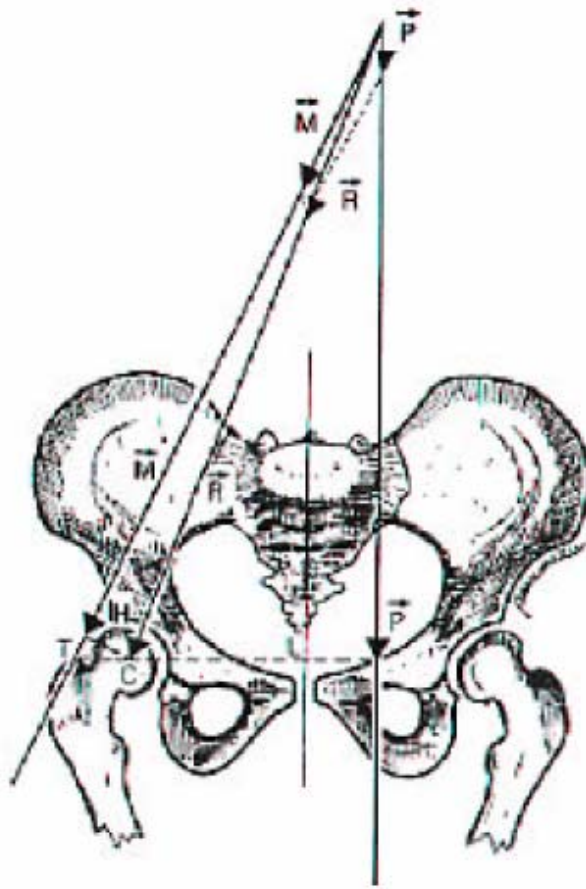


Figure 1.4

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

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

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

En 1970, Buchholz et Engelbrecht furent les premiers à utiliser le **ciment** comme **support de principes actifs** en mélangeant un **antibiotique**, la gentamicine, au ciment chirurgical. L'association du ciment pour os et de la gentamicine s'est révélée stable et offre

toujours une activité antibiotique efficace contre les germes rencontrés en chirurgie orthopédique et sensibles à la gentamicine.

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

La recherche s'est orientée depuis suivant deux axes principaux, l'un visant à supprimer l'utilisation de ciment dont les particules produites par son effritement ou sa fissuration provoquent des réactions tissulaires intenses, l'autre au contraire à **améliorer l'ancrage des prothèses de hanche cimentées**. Des tiges fémorales et des cupules avec un revêtement en hydroxyapatite ou micro-poreux par billes, fibres, microrugosités ou treillis qui peut servir de support à une couche d'hydroxyapatite [BREM90], en press-fit, ont été développés pour substituer l'ancrage biologique, favorisé par la repousse et la réhabilitation osseuses, au ciment, comme mode de fixation.

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

Des cupules blindées (Figure 1.5), constituées d'une cupule en polyéthylène ou en céramique insérée dans une coque métallique (metal-back) ont été conçues initialement pour pouvoir changer l'insert sans rompre l'interface ciment – os, et donc sans endommager le capital osseux du patient, lorsqu'il y a usure excessive du polyéthylène ou pour modifier le diamètre de la tête et le diamètre intérieur de la cupule en cas d'instabilité [PERA97]. La modélisation aux éléments finis et les résultats d'expériences réalisées sur des pièces anatomiques indiquaient que le metalback raidissait le polyéthylène, réduisait les pics de contraintes dans le ciment et l'os spongieux et diminuait ainsi le taux de descellement aseptique. Des descellements précoces ont été observés en raison vraisemblablement d'une trop grande différence entre les modules d'élasticité du metal-back et de l'os receveur.



Figure 1.5 : 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 métal-back comme moyen de fixation de la cupule à l'os sans ciment [3].

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

1.5 LES EXIGENCES REQUISES POUR UNE ARTICULATION ARTIFICIELLE

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

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

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

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

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

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

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

Chapitre 2

LES

MATÉRIAUX

UTILISÉS

POUR LES

P.T.H.

CHAPITRE 2

MATÉRIAUX UTILISÉS POUR LES P.T.H.

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 bio-compétence, 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 odontologistes 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 : $E = 220 \text{ GPa}$, $e = 640 \text{ MPa}$, $r = 835 \text{ MPa}$, $f = 530 \text{ MPa}$. 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 > 4 000 MPa ; résilience – résistance aux chocs : 45 N/cm². 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 inexplicable rapidement évolutive dès la libération des premiers débris de céramique. Par ailleurs, la pureté de l'alumine doit être maximale pour éviter les fissures entre les grains et la sphéricité de la tête doit être parfaite au micromètre près. Dans quelques cas, la qualité de la céramique d'alumine a été considérée comme origine de la fracture. La céramique d'alumine (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.

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

L'alumine, même avec une microstructure fine et une grande pureté chimique, présente une résistance à la rupture modeste, bien inférieure à celle des métaux. Elle est donc sensible aux défauts et présente une faible résistance aux concentrations de contraintes. Pour cette

raison, afin de conserver un niveau de fiabilité élevé, les têtes fémorales en alumine sont réalisées essentiellement avec un diamètre égal ou supérieur à 28 mm et avec un nombre limité de designs de cône. Malgré ces restrictions, de nombreuses fractures de têtes alumine ont été rapportées au cours de ces 20 dernières années. Ces ruptures constituent un problème majeur, qui a limité l'utilisation des têtes alumine.

Afin de palier ce problème, la céramique de zircone 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 Zircone

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

Généralement stabilisée à l'aide d'additifs (MgO, CaO, Y₂O₃, Al₂O₃,...) dont le taux varie entre 5 et 10% [BLAN87], 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 zircone 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 zircone 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 péri-prothétiques. 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 de liquide synovial
Protasul 2 / Protasul 2	0,4	0,35

Protasul 2 / Polyéthylène	0,13	0,21
Alumine / Polyéthylène	0,16	0,05
Alumine / Alumine	0,71	0,09

Tableau 2-2 : Coefficient de frottement de différents couples articulaires. Réf 19

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 Eléments 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 Eléments 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

FIXATION

DES

P.T.H.

CHAPITRE 3

FIXATION DES P.T.H.

3.1 INTRODUCTION

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

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

3.2 LES PROTHÈSES SANS CIMENT

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

3.3 LES PROTHÈSES TOTALES DE HANCHE CIMENTÉES

La majorité des prothèses posées sont cimentées, c'est à dire que la fixation de la prothèse fémorale et cotyloïdienne est assurée par du ciment. Le ciment chirurgical et un polymère acrylique qui durcit en une quinzaine de minutes durant l'intervention, la fixation est immédiatement solide et permet en théorie une charge complète (notamment pour la tige).

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

La technique de cimentation est plus déterminante pour le résultat que ne l'est le choix de l'implant. Ces techniques modernes de cimentation visent à améliorer la fixation mécanique entre l'os et le ciment de façon à créer une interface durable dès le temps opératoire. L'augmentation de la profondeur de pénétration du ciment accroît la résistance de l'interface os-ciment. Cette interpénétration du ciment ne dépend pas seulement d'une préparation méticuleuse de l'os en préservant notamment du spongieux solide, mais aussi du lavage et du mode d'injection du ciment. Une préparation rigoureuse du lit osseux par un matériel de lavage pulsé, l'utilisation d'un obturateur centromédullaire et d'un pressurisateur proximal (pressurisation du ciment) réduisent chacun approximativement la probabilité de révision de 20%. Le recours à un système de lavage pulsé est considéré comme de première importance pour optimiser la pénétration osseuse du ciment, et pour réduire le risque d'embolie graisseuse. Son utilisation devrait être rendue obligatoire pour toute arthroplastie totale de hanche. [1]

3.4 CIMENT CHIRURGICAL

Les ciments à base de résine acrylique pour os actuellement utilisés en chirurgie orthopédique sont du type PMMA (polyméthylméthacrylate) auto-durcissant à polymérisation rapide. Ils sont indiqués pour le scellement de prothèses dans l'os vivant au cours d'arthroplasties partielles ou totales de la hanche, du genou ou d'autres articulations. Ces

ciments n'ont pas de propriétés adhésives. Leur utilisation repose sur un verrouillage mécanique étroit entre la surface irrégulière de l'os et du ciment, de même qu'entre celle de la prothèse et du PMMA. [4]

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

3.4.1 CONDITIONNEMENT DU CIMENT

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

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

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

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

3.4.2 COMPOSITION DU CIMENT

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

-La poudre :

- Poly-méthyle-méthacrylate (PMMA) 90%
- Peroxyde de benzoyle (initiateur ou catalyseur) 2 à 3%
- BaSO₄ ou ZrO₂ (produit de contraste) 4 à 8%

-Le liquide :

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

L'hydroquinone agit comme stabilisant du monomère qui, en son absence, polymériserait à la lumière ou à la chaleur [MERC93]. Peu de temps après le mélange des deux composants, l'activateur (di-méthyle-para-toluidine) décompose le catalyseur (peroxyde de benzoyle) et initie des radicaux libres qui déclenchent la polymérisation du monomère. La masse pâteuse qui se forme progressivement enrobe les billes pré-polymérisées dans une matrice de PMMA. La dureté du composé obtenu devient maximale un peu avant que la température maximale de polymérisation soit atteinte.

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

Les ciments chirurgicaux peuvent contenir des adjuvants :

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

3.4.3 STÉRILISATION DU CIMENT

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

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

3.4.4 PROPRIÉTÉS PHYSIQUES

3.4.4.1 Temps de prise ou de durcissement

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

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

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

3.4.4.2 Chaleur dégagée

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

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

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

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

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

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

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

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

3.4.4.3 Viscosité

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

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

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

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

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

3.2.4.4 Porosité

On distingue trois types de porosités :

-La porosité gazeuse : l'air emprisonné lors du mélange des constituants du ciment a tendance à s'échapper lors de la polymérisation. Ces bulles d'air sont toujours parfaitement régulières, à peu près sphériques. Les monomères de méthylméthacrylate sont très volatils et s'évaporent à une température plus basse que celle de la prise du ciment. Le diamètre de ces cavités varie du millimètre à quelques micromètres : les macro-bulles doivent être attribuées à de l'air enfermé dans les échantillons au moment du mélange alors que les champs de petites bulles sont plus vraisemblablement liés à l'ébullition du monomère ;

-La porosité par vide ou retrait : ce type de porosité est lié au phénomène de retrait lors de la polymérisation in vivo. Il est à l'origine de cavités à surface intérieure boursouflée où l'on voit apparaître des sphères réalisant des empreintes en relief, correspondant à des billes de prépolymère, à l'intérieur de la cavité. Dans un certain nombre de cas, ces cavités sont moins régulières et peuvent initialiser les fissures dont le point de départ correspond vraisemblablement au phénomène de retrait ;

-La porosité par inclusion de sang, de tissus mous ou osseux au cours du cimentage de l'implant.

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

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

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

3.4.4.5 Fissures

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

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

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

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

3.4.5 PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES

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

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

- Module d'Young 2 000 à 2 300 MPa
- Résistance à la rupture :
 - en traction 25 MPa
 - au cisaillement 40 MPa
 - en flexion 50 MPa
 - en compression 80 MPa
- Allongement à la rupture 5%
- Résistance à la fatigue à 10 cycles 14 MPa [4]

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

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

3.4.6 EFFETS DE L'ENVIRONNEMENT IN VIVO SUR LE CIMENT ACRYLIQUE

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

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

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

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

3.4.7 CARACTÉRISTIQUES DU CIMENT CHIRURGICAL

3.4.7.1 Température de Polymérisation

La polymérisation du MMA est une réaction exothermique. Ce qui signifie qu'il se dégage une chaleur équivalente à 57 kJ par mole de MMA (une mole de MMA correspondant à approximativement 100 g) et qu'il en résulte un accroissement de température dans le ciment pendant sa phase de durcissement. Cette exothermie varie en fonction de la composition chimique du ciment, du ratio poudre/liquide, et du radio-opacifiant [24].

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

3.4.7.2 Contraction de Volume

La phase de polymérisation supposant la conversion d'un nombre important de molécules de monomère en un nombre plus réduit de molécules de polymère, il apparaît un phénomène de contraction du volume de ciment pendant le durcissement. L'explication de ce phénomène provient de la distance moléculaire qui tend à se réduire entre les molécules de monomère libres avant polymérisation, et la distance moléculaire des molécules reliées aux chaînes de polymères. Le méthylmétacrylate (MMA) pur présente un rapport de contraction

d'à peu près 21%. Ce qui signifie que la polymérisation de 100ml de MMA se transforme en 79ml de polyméthylmétacrylate (PMMA) solide. En utilisant une poudre pré-polymérisée, le MMA contenu dans les ciments normalement disponibles se réduit d'environ un tiers de sa masse totale. De sorte que la contraction théorique de volume des ciments osseux varie entre 6 et 7%. Mais en pratique la contraction réelle est inférieure en raison des inclusions d'air dans la pâte en préparation. Ceci est très compréhensible puisque les bulles d'air ne se contracteront pas sous l'effet de la polymérisation. En conséquence le rapport de contraction d'un ciment préparé manuellement sera inférieur au rapport de compression d'un ciment préparé sous vide, puisque ce dernier ne devrait pas contenir de bulles d'air.

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

3.4.7.3 Antibiotiques

Toute opération endo-chirurgicale comporte un risque d'infection. Le ciment osseux peut être utilisé comme matrice d'antibiothérapie locale. En raison de la possibilité de concentrer de façon importante une antibiothérapie à la périphérie immédiate de l'implant, le ciment présente des avantages par rapport aux thérapies antibiotiques systémiques. Ainsi la probabilité de révision est significativement réduite, avec des taux mesurés de TEP inférieurs à 1%. Il a été démontré à partir du Registre Norvégien d'Arthroplastie qu'une administration antibiotique par voie systémique combinée avec l'utilisation de ciments chargés aux antibiotiques conduit à une probabilité réduite de révision [27].

L'implant est particulièrement sensible à la contamination bactérienne en raison de la réponse immunitaire du patient qui repousse les germes sur sa surface. La bactérie génère rapidement une muqueuse protectrice et mute dans un mode inactif, devenant ainsi peu sensible aux antibiothérapies systémiques : le traitement local devient important.

La pharmacocinétique du re-largage antibiotique à partir de la matrice est d'importance clinique. Les taux atteints de concentration locale doivent clairement être au dessus de la concentration inhibitrice minimale pour le germe concerné.

Tous les antibiotiques ne sont pas adaptés à une thérapie locale dans un ciment osseux. L'efficacité du traitement antibiotique doit inclure un niveau initial élevé, avec un re-largage progressif et contrôlé sur les jours, voire les semaines suivantes.

A partir de ces contraintes, la **Gentamicine** est devenu l'antibiotique de référence pour les ciments osseux depuis le début des années soixante-dix.

Une thérapie antibiotique induit toujours un risque de développer des résistances, ou une sélection de bactéries déjà résistantes. Concernant la gentamicine, et même après plusieurs années d'utilisation, cet antibiotique continue à être efficace, avec une sensibilité des germes qui reste supérieure à 90%. Aujourd'hui nous en savons un peu plus sur les germes multi-résistants. Le problème clinique n'est pas tant les staphylocoques dorés, mais plutôt les formes résistantes des staphylocoques épidermis à coagulase, bien que ce problème reste rare dans les établissements à forte activité prothétique. C'est pourquoi les ciments osseux additivés d'une combinaison d'antibiotiques à l'instant du mélange en salle d'opération représentent une alternative intéressante de plus en plus utilisée. D'un point de vue légal le chirurgien n'est plus seulement l'utilisateur du produit, mais devient le fabricant d'un dispositif médical.

3.4.7.4 Viscosité

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

La viscosité des ciments osseux est déterminée essentiellement par la composition chimique et par le ratio poudre/liquide. Ces aspects ne doivent jamais être changés en per-opératoire dans le but de modifier la viscosité. En cas de variation des paramètres originaux, ce n'est pas seulement la viscosité qui serait modifiée, mais également d'autres caractéristiques comme la résistance mécanique, les caractéristiques de polymérisation, le taux résiduel de monomères, etc... Il existe cependant une manière de modifier la viscosité sans influencer sur les autres paramètres : la réfrigération préalable du ciment. La rapidité de la réaction chimique, et en même temps la viscosité sont dépendantes de la température. Une

température réduite implique un ralentissement de la réaction chimique et une réduction de la viscosité du ciment. La réfrigération préalable, surtout pour les ciments à haute viscosité a été rendue nécessaire par l'utilisation de systèmes de mélange pour ciment. Il s'agissait de rendre ces ciments plus faciles à manipuler avec ces systèmes, et aussi d'en améliorer la qualité en réduisant leur porosité. Il faut cependant garder en mémoire que la réfrigération préalable retarde la phase de manipulation et de durcissement du ciment.

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

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

La viscosité des ciments comporte quelques conséquences pratiques. En ce qui concerne la phase de mélange, un ciment à basse viscosité semble avoir quelques avantages car le mélange est plus facile et plus pratique. Au premier abord la mise en place du ciment à basse viscosité semble plus facile. Le ciment osseux est souvent considéré comme une colle assurant un lien entre l'os et l'implant. Pourtant le ciment osseux doit plutôt être considéré comme un mastic. Il n'y a aucun lien chimique ou biologique avec l'os. La fixation du ciment

à l'os spongieux est basée sur une inter-pénétration mécanique. Certaines études ont établi qu'une forme de viscosité est nécessaire pour que le ciment puisse résister à la pression vasculaire dans le lit osseux. Sans quoi du sang pourrait se mélanger au ciment, entraînant des laminations ou des inclusions de poches sanguines dans le ciment avec un effet forcément péjoratif sur sa stabilité mécanique.

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

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

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

3.4.8 CARACTÉRISTIQUES DE MANIPULATION

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

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

Les caractéristiques de manipulation sont généralement divisées en 4 temps :

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

3.4.8.1 La phase de mélange

La phase de mélange doit permettre d'obtenir une pâte homogène à partir des 2 composants : poudre et liquide. Il faut noter que les phases de mélange peuvent être différentes selon le type de ciment choisi. Certaines notices de préparation du ciment indiquent qu'il faut ajouter le liquide à la poudre, alors que d'autres indiquent une procédure inverse. La raison pour cette opposition est à rechercher dans la composition chimique des différents ciments et dans leurs aspects physiques. Les instructions fournies par le fabricant doivent être strictement respectées si l'on souhaite optimiser les qualités du matériau.

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

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

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

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

3.4.8.2 La phase de repos

Après avoir mis en contact la poudre de polymère et le liquide de monomère, il se produit habituellement une dissolution partielle de la poudre acrylique dans le liquide et un gonflement de ces particules. A cet instant le ciment colle encore au gant du manipulateur, et le ciment ne peut pas encore être manipulé par l'opérateur si la préparation et l'injection sont faites manuellement.

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

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

le niveau de viscosité requis pour la mise en place. Pour cette raison le temps de repos doit être également respecté avec les systèmes de préparation et d'injection modernes.

3.4.8.3 La phase d'injection

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

La méthode initiale de mise en place consistait à pousser le ciment avec le pouce. Le canal médullaire distal n'était pas obturé, et le lit osseux était rarement nettoyé avant la mise en place des composants. L'expérience maintenant longue de l'utilisation des ciments osseux, complétée par les enseignements des Registres Scandinaves, nous ont permis d'objectiver d'autres facteurs essentiels à l'amélioration à long terme de la stabilité des implants de hanche. Ces facteurs sont résumés dans le terme Technique Moderne de Cimentation (fig. 16).

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

3.4.8.4 La phase de durcissement

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

habituellement conservé ne doit être qu'indicatif, et en aucun cas une preuve du durcissement final du ciment dans le patient.

3.5 TECHNIQUE OPÉRATOIRE

3.5.1 TECHNIQUES DE MISE EN PLACE DE LA PROTHÈSE

La mise en place d'une PTH est réalisée généralement en position latérale, une cicatrice de 15 à 20 cm latérale à la hanche permet d'accéder à l'articulation (abord postérieur) et de procéder à la mise en place des implants. On commence en général par le cotyle puis la tige. On limite les sections de muscles en glissant entre ces derniers pour la plupart. L'opération dure une à deux heures selon la complexité de la situation. [5]

Il existe plusieurs façons d'aborder la hanche pour implanter une prothèse. L'abord utilisé dans le service se situe à la partie haute de la cuisse, sur le devant, sur environ 15 centimètres. Le chirurgien passe ainsi entre les muscles, sans les couper, ni couper non plus d'os, sauf le col et la tête du fémur qui sont remplacés par la prothèse.

3.5.2 TECHNIQUES DE MISE EN ŒUVRE DU CIMENT

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

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

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

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

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

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

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

Dans le cimentage de troisième génération [VAN H99], la diminution de la porosité est recherchée par :

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

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

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

3.6 INCONVÉNIENTS DU CIMENT

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

- Le ciment est supposé jouer un rôle dans la nécrose thermique osseuse et affecter localement la circulation sanguine, avoir une prédisposition à la formation d'une membrane fibreuse à l'interface os - ciment. Ces phénomènes ont été attribués à la température de polymérisation élevée au centre du manteau de ciment in vivo. Cette température dépend de la formulation ;
- Le ciment est supposé prendre part à la nécrose chimique de l'os attribuée au relargage du monomère liquide MMA n'ayant pas réagi avant la polymérisation du ciment dans le lit osseux ;
- Le troisième problème est le retrait du ciment au cours de la polymérisation.
- Il existe un contraste important entre la rigidité du ciment et l'élasticité de l'acetabulum.

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

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

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

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

3.7 CONCLUSION

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

Chapitre 4

PRINCIPE

DE

FONCTIONNEMENT

DES

P.T.H.

CHAPITRE 4

PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DES P.T.H.

4.1 INTRODUCTION

Afin de comprendre le principe de fonctionnement des Prothèses totales de hanche, nous prendrons le système d'articulation prothétique le plus utilisé, en l'occurrence le système métal-polyéthylène avec 2 faces de mobilité qui se répandent à l'heure actuelle dans la conception des implants prothétiques tant au niveau de la hanche que du genou. Comme pour tout type d'articulation, les objectifs de conception peuvent être résumés en ces quelques points :

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

4.2 LA CUPULE À DOUBLE MOBILITÉ

Au niveau de la hanche, la cupule double mobilité a été imaginée par un scientifique nommé Gilles Bousquet en 1975. 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.

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

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

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

4.2.1 PRINCIPES TECHNIQUES DE FONCTIONNEMENT

Le système à double mobilité se compose d'une cupule en acier inoxydable à fixation sans ciment et d'un insert polyéthylène mobile dans la cupule. On se trouve donc en présence de deux articulations concentriques (Figure 4.1):

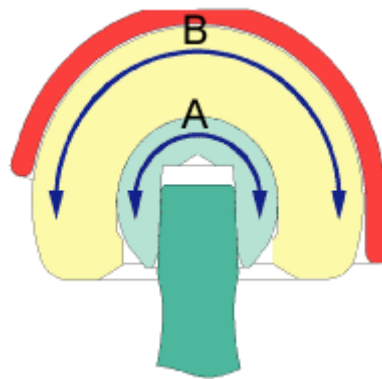


Figure 4.1

A : articulation tête-insert
B : articulation insert-cupule

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

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 4.2), puis ouverte largement dans toute la zone distale comprise entre les cornes antérieure et postérieure. [26]

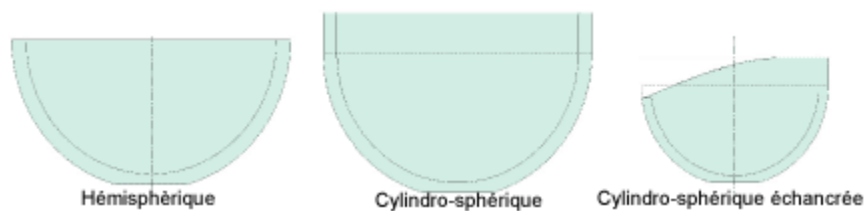


Figure 4.2

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

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

L'insert polyéthylène représente, selon les tailles, approximativement 5/8 de la sphère. Il dispose toujours d'un dispositif de retenue de la tête fémorale. Certains inserts sont monoblocs, et il faut donc recourir à une presse (Figure 4.3) pour impacter en force la tête prothétique dans l'insert, d'autres utilisent un système de bague à clipper, plus facile à mettre en œuvre mais à la longévité moins évidente (mobilité et risque de rupture de la bague, discontinuité de l'anneau avec des angles vifs...).



Figure 4.3 : Presse à insert

La cupule originelle imaginée par Bousquet est dite tripode. Elle comporte trois points d'ancrages (Figure 4.4 et 4.5).



Figure 4.4 : Cupule à trois points d'ancrage



Figure 4.5 : Cliché radiologique de la cupule à trois points d'ancrage

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

Le principe des 3 points d'ancrage a été imaginé pour assurer une stabilité primaire immédiate en rotation et en arrachement. Il s'agit d'abord de mettre en place les deux pions ischiatiques, et de les solidariser sur la cupule par une fixation de type cône morse, tout en vérifiant qu'ils ne débordent pas dans la concavité de la cupule. [26]

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

Ce système 3P, qui fut longtemps le seul disponible en première intention, présente toutefois l'inconvénient de briser la continuité de la surface articulaire insert-cupule. Il est rare que les plots restent suspendus pour altérer le polyéthylène dans sa convexité. Il s'agit dans ce cas le plus souvent de défaut d'orientation du plot dans son logement comme le montre la (Figure 4.6), mais la seule présence des trous peut justifier un fluage de l'insert et une faillite à moyen terme de l'implant.

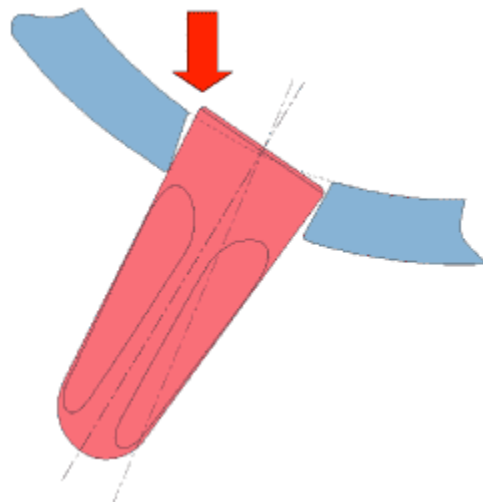


Figure 4.6

Ultérieurement le principe a été décliné dans des versions adaptées à la révision cotyloïdienne (Figure 4.7).



Figure 4.7 : Cupules à double mobilité pour arthroplastie de révision

Le principe de fonctionnement dynamique est le suivant :

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

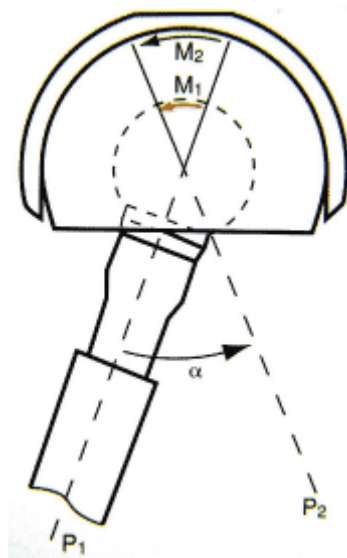


Figure 4.8

M1 est toujours plus petit que M2

M1 se mobilise jusqu'au contact col-collarète et mobilise ensuite M2

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

4.2.2 LA RÉDUCTION DES CONTRAINTES

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

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

Au niveau du polyéthylène l'analyse des explants montre que dans tous les cas un chanfrein s'est constitué au niveau de la collerette (Figure 4.9), et que dans certains cas il existe une importante modification de l'état de surface du polyéthylène à ce niveau.

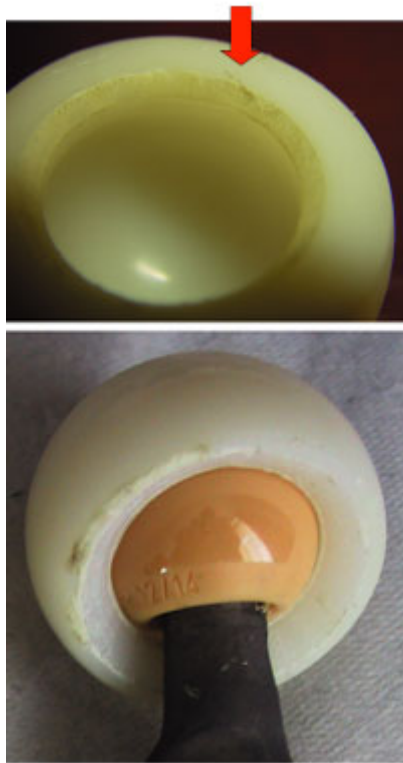


Figure 4.9 : Chanfreinage spontané de la collerette : générateur de débris d'usure

Cette usure est fonction de plusieurs facteurs :

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

La cupule à double mobilité fonctionnant sur le principe de deux articulations concentriques de même friction, l'utilisation des têtes fémorales en diamètre 22,2mm crée

une plus grande différence de couple de frottement entre la "petite" et la "grande" articulation, et cela optimise la répartition de la mobilité dans la concavité de l'insert.

A noter que l'utilisation d'un insert avec chanfrein au niveau de la collerette fait gagner 9° de débattement.

Inversement un col de 13mm ou plus nécessitera l'emploi systématique de têtes en 28mm. Néanmoins, il existe sur le marché des têtes d'un diamètre de 32 mm. Beaucoup de scientifiques recommandent ce diamètre, en raison du couple de frottement trop important qu'ils engendrent avec comme conséquence possible une usure importante du polyéthylène, et des contraintes en cisaillement plus fortes sur la cupule.

4.3 TECHNIQUE DE MISE EN PLACE

4.3.1 LA PLANIFICATION PRÉOPÉRATOIRE

Étape nécessaire dans laquelle, il faudra s'assurer de la possibilité d'encaster convenablement l'insert dans le cotyle osseux. Autre mesure importante, il faut éviter de surdimensionner la cupule par rapport au cotyle osseux, afin d'éviter un trop gros sacrifice osseux, mais aussi l'inévitable extériorisation des bords antérieurs et postérieurs de la cupule.

4.3.2 L'INTERVENTION

La voie d'abord est de principe postéro externe, patient en décubitus latéral. Après section classique des pelvi-trochantériens, luxation, coupe du col, le fémur est préparé en premier. La préparation du cotyle requiert en premier lieu une excellente exposition de tout le pourtour qui permettra en particulier de s'assurer de l'absence d'interposition lors de la mise en place des différents implants [5].

- Les parties molles

Dans cette partie, il faut absolument faire disparaître tout résidu qui pourrait s'interposer, soit entre os et cupule, mais aussi entre cupule et insert, bloquant la mobilité de l'articulation périphérique.

- La préparation osseuse

Son objectif est d'atteindre l'os sous chondral sur toute la zone articulaire périphérique pour permettre la stabilisation primaire de l'implant. Pour permettre un bon positionnement de la cupule, autant en hauteur qu'en antéro postérieur, il est indispensable de retrouver les repères anatomiques que sont l'arrière fond du cotyle et le bord supérieur du trou obturateur. Souvent la rigidité de la corne postérieure empêche une bonne impaction, et, en particulier en cas de dysplasie antérieure, elle peut conduire à des fausses routes lors du fraisage. De même la présence d'ostéophytes en os dur au fond du cotyle peut être responsable d'erreur dans le positionnement de la cupule. Pour ces raisons, il est intéressant de réaliser "le tour d'amphithéâtre" au ciseau frappé, et d'effondrer l'extrémité de la corne postérieure, ce qui permettra, après avoir réséqué le ligament transverse, souvent calcifié, de repérer le trou obturateur et de guider le trajet des fraises. L'autre solution étant de débiter le fraisage avec une fraise de petit diamètre que l'on dirige verticalement centrée sur l'arrière fond ; mais le risque n'est pas nul de fraiser trop loin ou de se déporter, trop en avant, voire à l'inverse trop en arrière.

- Le fraisage

Il débute une taille ou deux (maximum) en dessous de la taille programmée, selon la dureté osseuse et la profondeur de fraisage souhaitée : Si l'os est très fragile, ou si l'on souhaite ne pas trop médialiser la cupule, il est préférable de débiter taille pour taille. Le fraisage est réalisé dans l'os sous-chondral du croissant articulaire, jusqu'au 'freinage' de la fraise, garant d'un bon press-fit. A l'issue du fraisage l'os sous-chondral doit être "saignant" afin d'optimiser la fixation sans ciment. Idéalement, le fraisage doit s'arrêter avant l'arrière fond, tout en permettant un bon encastrement de la cupule métallique, en avant et en arrière. Dans le cas où manifestement elle sera en superstructure, il est préférable, si on décide de conserver l'indication de cupule à double mobilité, de reprendre le fraisage, quitte à traverser la lame quadrilatère, sans risque particulier pour la stabilité de l'implant, mais en acceptant l'inconvénient théorique que peut représenter une médialisation excessive du centre de rotation. Par contre il faut éviter à tout prix d'augmenter la taille des fraises, ce qui conduirait à sacrifier trop de capital osseux, tout en augmentant le risque de saillie antérieure ou postérieure de l'implant. Si manifestement on ne peut obtenir un bon press fit, il est préférable de s'orienter vers une cupule tripode que l'on pourra stabiliser même si les appuis antérieur ou postérieur ne sont pas satisfaisants.

- La cupule d'essai

Montée sur le porte cupule d'essai permet de s'assurer de la qualité du fraisage et de la stabilité que l'on pourra obtenir. Si manifestement le fraisage s'est fait dans un os dur et de bonne qualité, il peut être intéressant de faire l'essai d'abord avec la taille inférieure.

- La mise en place de l'implant

-Implant press fit. L'utilisation du préhenseur permet de positionner l'implant et de l'orienter. Si l'exposition insuffisante ne permet pas de s'assurer de l'absence d'interposition, il est alors préférable de la mettre en place manuellement, orientée vers l'avant, puis de la faire pivoter progressivement en prenant garde, dans tous les cas, de ne pas l'impacter avant de s'être assuré de sa bonne orientation. La correction de l'orientation peut être obtenue en frappant le bord de la cupule à l'aide d'un impacteur généralement prévu à cet effet. Une fois l'orientation satisfaisante, l'impaction définitive est obtenue en impactant au fond de la cupule à l'aide de l'impacteur. A ce stade, l'implant doit être stable correctement positionné par rapport au cotyle osseux, sans débord métallique antérieur ni postérieur, mais pas verticalisé. Encore une fois, il n'est pas nécessaire de rechercher une antéversion théorique. C'est alors que l'on peut compléter, si nécessaire, la résection des ostéophytes du pourtour du cotyle.

-Implant trois points : Selon l'état du toit du cotyle osseux, il est en général souhaitable de cintrer légèrement la patte (Figure 4.10) pour qu'elle s'adapte à la surface osseuse. Si l'encombrement de la patte ne permet pas l'utilisation du préhenseur, il faut introduire la cupule verticalement, l'impacter doucement au fond puis la faire pivoter vers la verticale, mais sans rechercher le contact de la patte avec le bord supérieur du cotyle osseux, ce d'autant qu'il existe une dysplasie. L'orientation du cotyle sur la verticale peut être vérifié à l'aide d'un impacteur orienteur à 45°. Il est préférable d'exagérer de quelques degrés l'horizontalisation. Là encore, l'orientation antéro postérieure doit se faire en fonction du cotyle osseux. La patte doit être positionnée à 11 heures pour une hanche droite et à 1 heure pour une hanche gauche.

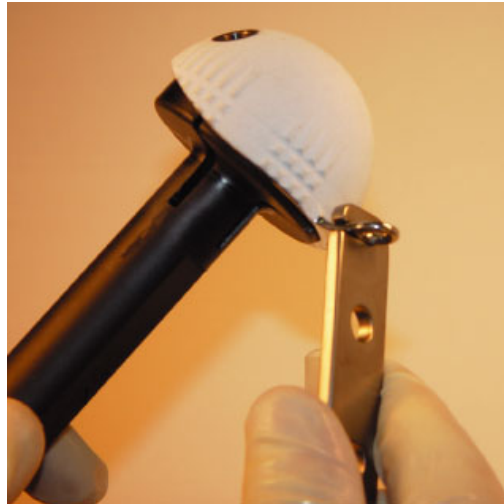


Figure 4.10 : Préformage de la patte supérieure pour l'adapter au rebord supérieur du cotyle

Une fois l'orientation définitive obtenue, même si la stabilité n'est pas parfaitement satisfaisante, commence la mise en place du "tabouret à trois pieds" cher à Gilles Bousquet. Le premier point d'ancrage est le pion antérieur parce qu'il est dans l'axe de la voie d'abord. On réalise un avant trou à l'aide du perforateur, plutôt qu'à la mèche. Puis on met en place le pion à l'aide du porte pion et on l'impacte à l'aide d'un impacteur droit. Avant l'impaction définitive on met en place le pion postérieur, selon la même technique. Puis on impacte les deux pions jusqu'à les mettre en infrastructure par rapport à la surface intra articulaire de la cupule métallique. Il n'est pas inutile de vérifier avec le doigt que les pions ne dépassent plus dans la surface articulaire.

La vis supérieure est ensuite mise en place. Le forage à la mèche doit être prudent, et l'orientation de la vis doit se faire vers le haut et vers l'avant, aussi oblique que le permet l'aile iliaque.

Il est parfois utile de modifier l'orientation de la mèche, une fois traversée la corticale. Il faut absolument éviter tout contact avec la cupule métallique, ce qui serait une cause rapide d'échec. Le serrage de la vis va permettre une compression de la cupule contre le cotyle osseux et souvent la fera basculer de quelques degrés vers la verticale, d'où la nécessité de garder une réserve lors de la mise en place.

- Mise en place de la tige

* Si on utilise une tige monobloc (type Charnley par exemple) il est préférable d'impacter l'insert sur la tige avant mise en place de la tige, à l'aide de la presse à insert dépourvue de sa platine. L'impaction peut être réalisée après scellement de la tige, mais il faut impérativement que le ciment soit parfaitement sec, et ce geste n'est pas toujours très aisé.

* Dans le cas d'une tête modulaire, l'impaction de l'insert se fait sur la table d'instrument, à l'aide de la presse à insert montée sur sa platine.

* Le choix de la taille de la tête. Dans la mesure où on a choisi comme dit plus haut, une tige dont le col est du diamètre le plus réduit possible, le diamètre de la tête est essentiellement fonction de la taille de l'insert polyéthylène, selon deux règles : d'abord, avoir une épaisseur suffisante de polyéthylène, donc taille 22 pour les petites tailles (jusqu'à 52), ensuite éloigner le plus possible le col d'un contact avec le polyéthylène, donc optimiser la mobilité dans l'articulation centrale, soit une taille 28 au delà de 52. Si le col a un diamètre plus important, il faut utiliser au plus tôt une taille 28 (à partir de 50).

- Réarticulation

Cette étape est importante car elle conditionne la mobilité dans l'articulation périphérique dont il faut rappeler l'importance pour le fonctionnement à long terme de la prothèse.

Il faut nettoyer soigneusement le fond de la cupule, qui aura été protégé par une compresse lors du temps fémoral. S'assurer de l'absence de fragment osseux, de partie molle et bien sûr de ciment. Lors de la manœuvre de réarticulation il faut éviter une interposition d'un lambeau de capsule postérieure.

Une fois l'articulation prothétique réduite, il faut impérativement vérifier la mobilité de la cupule polyéthylène dans la cupule métallique et ne pas hésiter à reluxer pour nettoyer le fond de la cupule si cette mobilité n'est pas satisfaisante.

4.4 CONCLUSION

Si les conditions d'implantation sont respectées, cette prothèse permet d'obtenir de très bons résultats fonctionnels, en particulier l'absence de luxation. Cette "confiance" dans les suites opératoires bénéficie au praticien bien sûr car, sauf cas exceptionnel, il oublie vite

l'angoisse de se retrouver face aux interrogations du patient luxé, mais elle bénéficie surtout au patient lui-même au travers d'une hospitalisation plus courte, une rééducation plus rapide, et beaucoup moins de consignes contraignantes à respecter dans sa vie quotidienne.

Son concept, quand il est maîtrisé et correctement utilisé, doit permettre de limiter l'usure du polyéthylène et donc d'assurer une survie satisfaisante à long terme.

Les versions modernes de la cupule à double mobilité ne sont évidemment pas toutes d'égale valeur. Néanmoins, l'apparition de versions à fixation sans ciment en press-fit seul, avec une surface intra articulaire lisse et continue, ont simplifié et raccourci le temps opératoire. De plus l'amélioration des inserts polyéthylènes en terme de design et de fabrication laissent espérer des résultats à long terme encore meilleurs.

Chapitre 5

LES

CONTRAINTES

SUR LES

P.T.H.

CHAPITRE 5

LES CONTRAINTES SUR LES P.T.H.

5.1 INTRODUCTION

Il est nécessaire de connaître les forces appliquées au droit de l'articulation prothétique au cours des activités courantes exercées par les patients dans leur vie quotidienne afin de pouvoir établir la distribution des contraintes dans le système os – ciment – cupule:

- Le renforcement de la résistance à la traction et éventuellement au cisaillement du PMMA.
- Le maintien de l'intensité des contraintes dans l'os et de leur distribution à un niveau proche de celles observées dans la hanche normale.

Plusieurs auteurs ont publié des valeurs de forces de contact coxo-fémorales établies à partir de l'analyse des différentes phases d'un mouvement et calculées en utilisant des modèles musculaires simplifiés ainsi que différentes méthodes d'optimisation. La plupart de ces études ont été restreintes aux cas de la marche et de la montée des escaliers. Une des caractéristiques de ces calculs est qu'ils donnent des valeurs d'efforts plus importantes que celles mesurées *in vivo*. Certaines mesures effectuées *in vivo* ne couvrent que la période postopératoire immédiate, alors que les patients n'ont pas encore la possibilité de solliciter normalement leur articulation prothétique. Nous avons préféré présenter une étude qui s'est basé sur des mesures expérimentales dynamiques réalisées sur des patients porteurs de prothèses instrumentées, et corrélées au différentes phases du mouvement étudié, établie par Bergmann et al un à trois ans environ après une arthroplastie totale de la hanche.

Après plusieurs années de recherche, ces auteurs sont parvenus à développer un outil de mesure électronique qui puisse être intégré dans le col des implants fémoraux des prothèses de hanche et permettre la mesure directe et sans fil des forces exercées dans l'articulation prothétique du patient. Cette méthode a évidemment l'inconvénient de limiter les données à quelques individus.

5.2 CAS DE CHARGE

5.2.1 MÉTHODE

Bergmann et al ont mesuré les forces de contact agissant au niveau de l'articulation coxo-fémorale de quatre patients au cours des activités les plus fréquentes de la vie quotidienne à l'aide de prothèses instrumentées avec transmission téléométrique des données.

5.2.1.1 Prothèses instrumentées

Un système équipé de 6 caméras avec une fréquence d'échantillonnage de 50 Hz était utilisé pour mesurer la position des marqueurs apposés sur le corps de chaque patient. Deux plateaux mesuraient les réactions d'appui au sol. Les implants en alliage de titane étaient pourvus d'une tête fémorale en alumine que venait coiffer une cupule en polyéthylène. Le système électronique de mesure était constitué d'une carte d'acquisition multicanaux et d'un circuit électrique compact téléométrique permettant la transmission sans fil du signal depuis l'intérieur du corps. Il était soudé à 3 jauges de contraintes insérées dans le col (Figure 5.1) scellé par un plateau fixé par soudure laser et contenant une antenne à l'intérieur de la tête fémorale de diamètre 32 mm. Un système de transmission des données comportant des fils aurait contraint à effectuer les mesures justes après l'intervention chirurgicale. [24]



Figure 5.1 : Prothèse instrumentée.

A partir des signaux émis, l'amplitude et la direction de la force agissant sur la prothèse au droit de l'articulation pouvaient être mesurées à une fréquence de 200Hz environ (précision 1%) puis amplifiées.

L'ensemble des données provenant de l'analyse du mouvement et des indications des prothèses instrumentées étaient synchronisées (Figure 5.2) et conservées sur vidéocassettes. Une interpolation des mesures était ensuite effectuée de manière que le cycle de chaque essai

soit composé de mesures équidistantes. Les longueurs de cycle étaient normalisées et les courbes lissées au moyen de séries de Fourier. Chacune des activités était effectuée à raison de 4 à 6 essais pour chaque patient. Les courbes de chaque essai étaient ensuite superposées et la moyenne arithmétique était effectuée pour chaque incrément de temps.

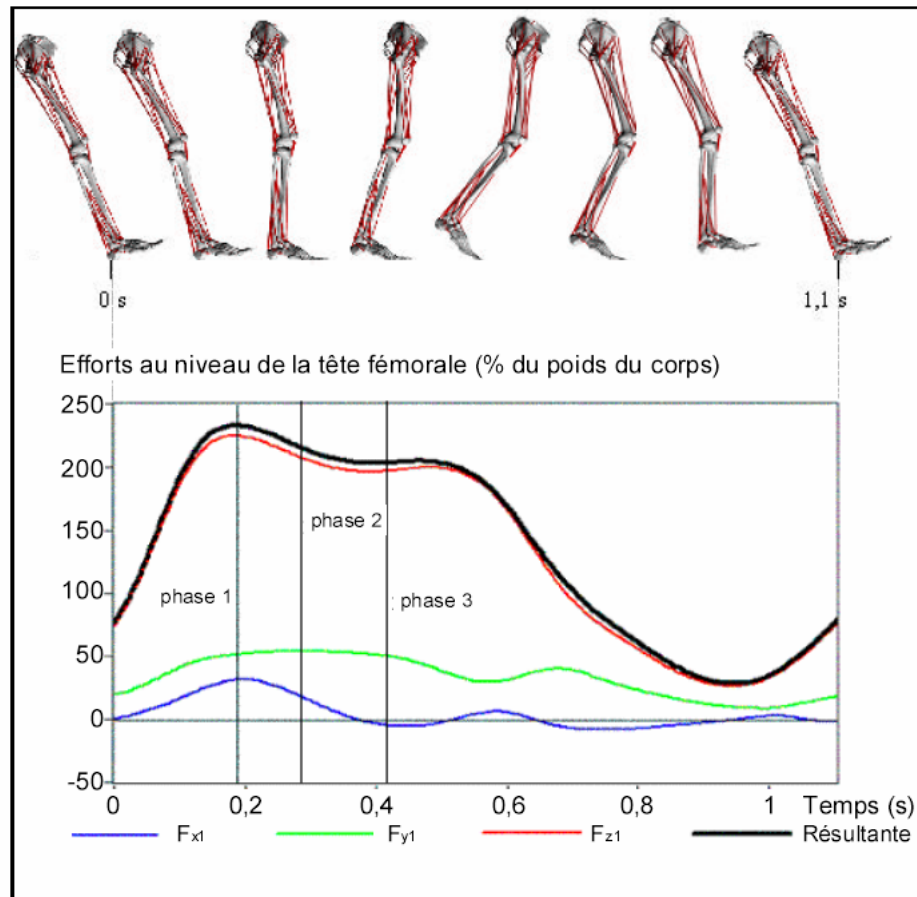


Figure 5.2 : Décomposition d'un cycle de marche en phases et effort correspondant appliqué à la tête fémorale

La force de contact au niveau de l'articulation de la hanche, d'amplitude F et de composantes $-F_{x1}$, $-F_{y1}$ et $-F_{z1}$, transmise par l'implant acétabulaire à la tête fémorale était déterminée dans le système d'axes du fémur gauche $R_1 = (O, x_1, y_1, z_1)$ (Figure 5-3) et exprimée en pourcentage du poids du corps. L'axe z est parallèle à la ligne moyenne idéalisée du fémur tandis que l'axe x est parallèle au contour dorsal des condyles fémoraux dans le plan horizontal.

Les angles que fait la résultante des forces F dans les trois plans Oy_1z_1 , Ox_1z_1 et Ox_1y_1 sont notés respectivement A_{x1} , A_{y1} et A_{z1} . A_v est l'angle d'antéversion de l'implant.

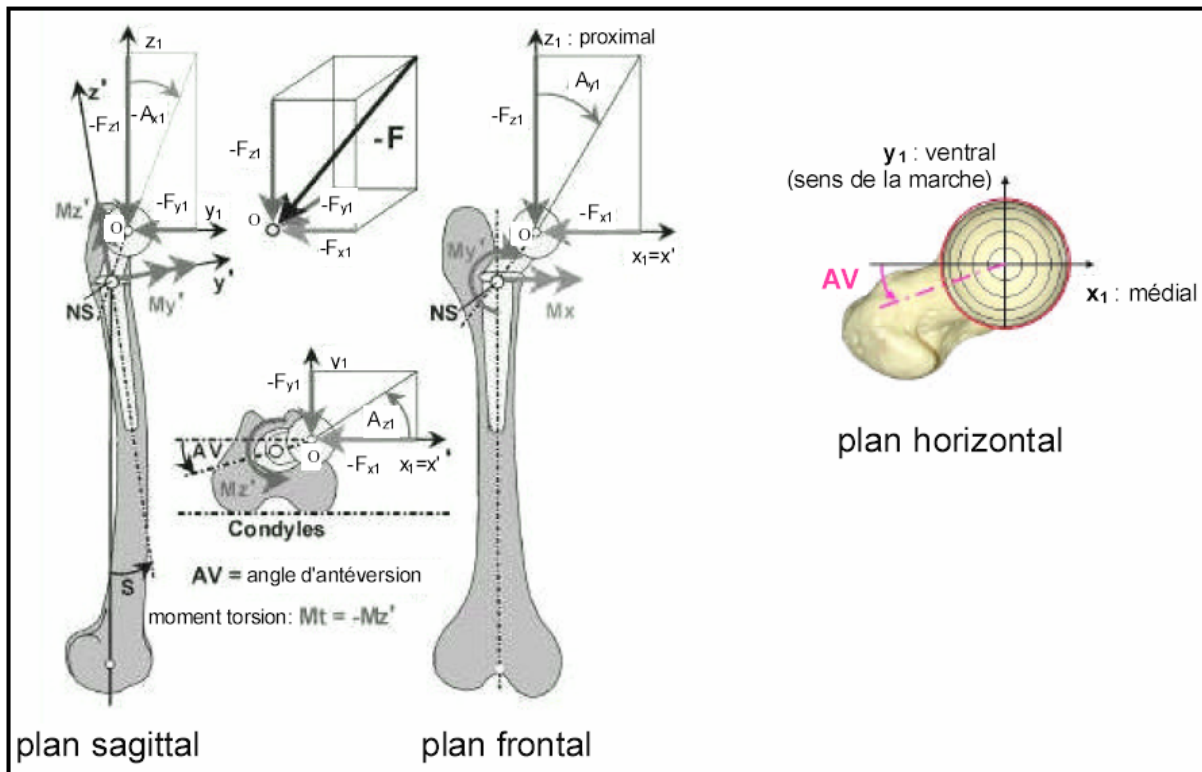


Figure 5.3 : Système de coordonnées du fémur gauche.

5.2.1.2 Patients

Bergmann et al. ont étudié 9 activités de la vie courante chez quatre patients âgés de 51 à 76 ans, dont le poids variait de 702 à 980 N et la taille de 1,65 m à 1,75 m, qui avaient subi une arthroplastie totale de la hanche en raison d'une coxarthrose (dans 3 cas) ou d'une nécrose avasculaire de la tête fémorale consécutive à une fracture (dans 1 cas). La posture pendant la marche et la mobilité étaient bonnes chez trois patients. Le quatrième avait une démarche légèrement dissymétrique et mal assurée du fait de douleurs dans l'articulation coxo-fémorale du côté opposé. A partir des valeurs moyennes établies pour chaque patient, les auteurs ont calculé des données moyennes pondérées pour un patient « type » d'un poids moyen de 836 ou 847 N, selon le nombre de patients pris en compte dans le calcul de la moyenne, et mesurant environ 1,71 m, les efforts étant exprimés en pourcentage du poids du corps.

5.2.1.3 Activités

Le tableau suivant (Tableau 5.1), établi à partir des données des auteurs, présente pour chaque activité :

- Le nombre de patients avec lequel les données du patient type ont été calculées.
- L'amplitude minimale et maximale de la résultante et de ses 3 composantes - F_{x1} , - F_{y1} et - F_{z1} dans le repère R1,
- La durée d'un cycle.

Activité	Nombre de patients	Effort (% du poids du corps)				Durée d'un cycle (s)	
			- F_{x1}	- F_{y1}	- F_{z1}		F
marcher lentement (3,5 km/h, soit 0,98 m/s)	3	min	16	-9	25	30	1,25
		max	51	36	235	243	
marcher normalement (3,9 km/h, soit 1,09 m/s)	4	min	9	-7	27	29	1,10
		max	54	32	225	233	
marcher rapidement (5,3 km/h, soit 1,46 m/s)	3	min	21	-9	35	41	0,95
		max	52	33	243	251	
monter des escaliers (hauteur de marche : 17 cm)	3	min	18	-7	33	37	1,59
		max	60	61	237	252	
descendre des escaliers (hauteur de marche : 17 cm)	3	min	19	-10	38	43	1,44
		max	60	39	253	261	
s'asseoir sur une chaise	3	min	12	-10	23	27	3,72
		max	43	8	150	156	
se lever d'une chaise	4	min	6	-3	25	26	2,49
		max	53	23	182	190	
appui monopodal	2	min	18	-5	62	65	6,70
		max	32	17	230	232	
plier les genoux	3	min	21	-8	74	78	4,67
		max	42	9	138	144	

Tableau 5.1 : Amplitude des efforts et durée d'un cycle pour chaque activité

La marche était effectuée sur un sol horizontal. Des indications verbales sur la vitesse de marche étaient données aux patients. La montée et la descente des escaliers se faisaient sans appui sur une main courante. Le patient maintenait ses bras croisés sur la poitrine lorsqu'il s'asseyait sur une chaise de hauteur 50 cm ou se levait de celle-ci.

Pour la marche, la montée et la descente des escaliers, le début d'un cycle d'activité était déterminé par les instants de contact du pied avec le sol. Le début et la fin des autres activités étaient fixés à partir des forces de contact coxo-fémorales et des vidéos synchronisées [24].

L'examen du Tableau 5.1 montre que la valeur maximale de la résultante des efforts appliqués à l'articulation coxo-fémorale instrumentée du patient « type » est de 233% du poids du corps lors de la marche à 3,9 km/h. Elle oscille, suivant les patients étudiés, entre 211% et 285% du poids du corps. Des efforts plus importants de 307% et 324% du poids du corps ont été constatés par les auteurs lors de l'étude de la marche à 3 km/h sur leur premier patient, appelé EB, porteur de deux prothèses instrumentées. Ceci montre des variations importantes d'un patient à un autre. Les auteurs ont constaté des différences plus importantes encore pour des activités non cycliques telles que l'appui monopodal ou se lever d'une chaise. Ils émettent l'hypothèse que la marche, qui est l'activité la plus fréquente produisant des efforts de contact élevés au niveau de l'articulation, est mieux « optimisée » anatomiquement et par l'entraînement pour ce qui est de la dépense en énergie.

La direction de la résultante des forces de contact dans le plan frontal (Figure 5.9 à Figure 5.13) varie peu pendant les activités étudiées par les auteurs et la valeur de l'angle A_{y1} (Figure 5.3) est pratiquement la même lorsque la résultante atteint sa valeur maximale à l'intérieur d'un cycle, soit 12° à 16° pour tous les mouvements sauf l'appui monopodal où la valeur maximale de A_{y1} est de 7° . Ces constatations soutiennent l'hypothèse selon laquelle l'anatomie et la fonction du système mécanique constitué par le fémur, le pelvis et les muscles actifs sont optimisées de manière à limiter les contraintes de flexion les plus élevées dans le fût fémoral.

Parce que les efforts appliqués au niveau de l'articulation de la hanche lors des autres activités courantes pratiquées par les patients sont comparativement plus faibles, les auteurs recommandent de tester principalement les implants dans des conditions de chargement simulant la marche et la montée des escaliers (la descente des escaliers donne des valeurs du même ordre).

Dans une étude précédente, Bergmann et al avaient mesuré des valeurs maximales de la résultante des forces appliquées à la hanche de 584% du poids du corps pour la course (jogging) à 7 km/h chez un homme (EB, taille : 1,68 m, poids : 650 N) de 82 ans et de 870 % du poids du corps pour le trébuchement chez une femme (JB, taille 1,60 m, 470 N) de 69 ans. EB avait pratiqué la natation et le ski pendant toute sa vie et était en excellente condition physique. 30 mois après son intervention, il était capable de courir à plus de 8 km/h. Selon les

auteurs, les données enregistrées chez ce patient sont probablement caractéristiques de patients en bonne santé.

5.2.2 CAS DE CHARGE ÉTUDIÉS

Dans ce travail, nous avons retenu 5 activités parmi les 9 décrites précédemment. Les courbes (Figure 5-4 à Figure 5.8) donnant la résultante des efforts appliqués au niveau de l'articulation de la hanche et de ses trois composantes F_{x1} , F_{y1} et F_{z1} en fonction du temps pendant un cycle, dans le système de coordonnées R_1 du fémur gauche (Figure 5.3) sont exposées ci-dessous :

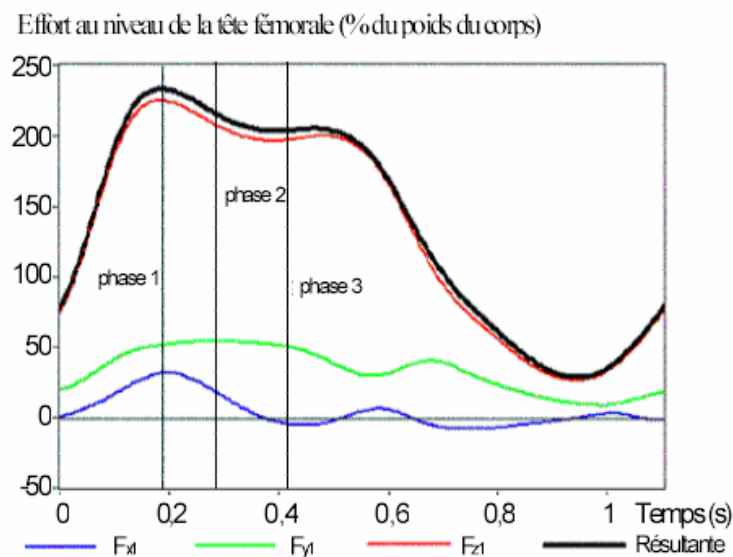


Figure 5.4 : Marcher à 3,9 km/h

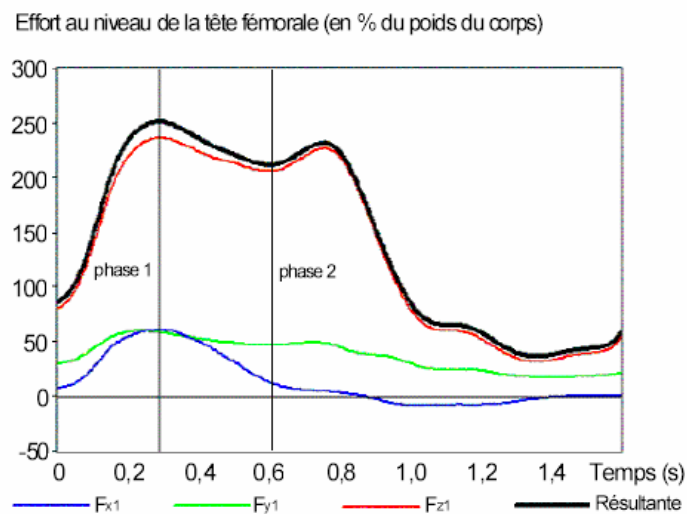


Figure 5.5 : Monter des escaliers

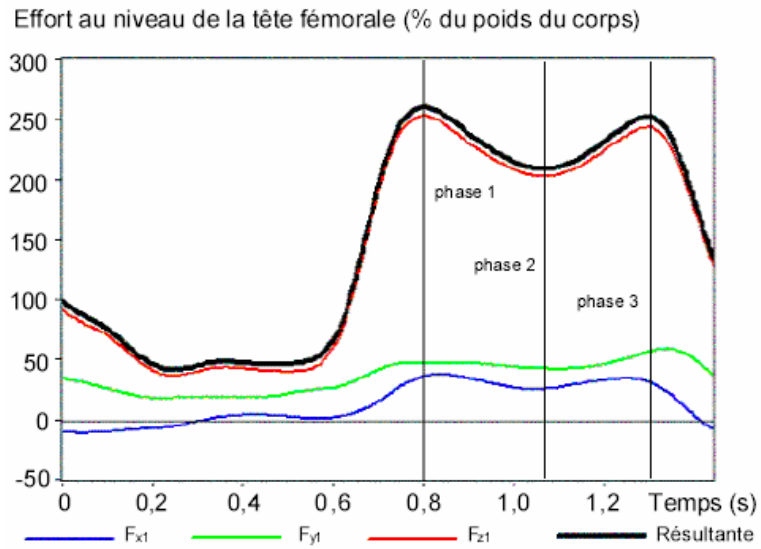


Figure 5.6 : Descendre des escaliers

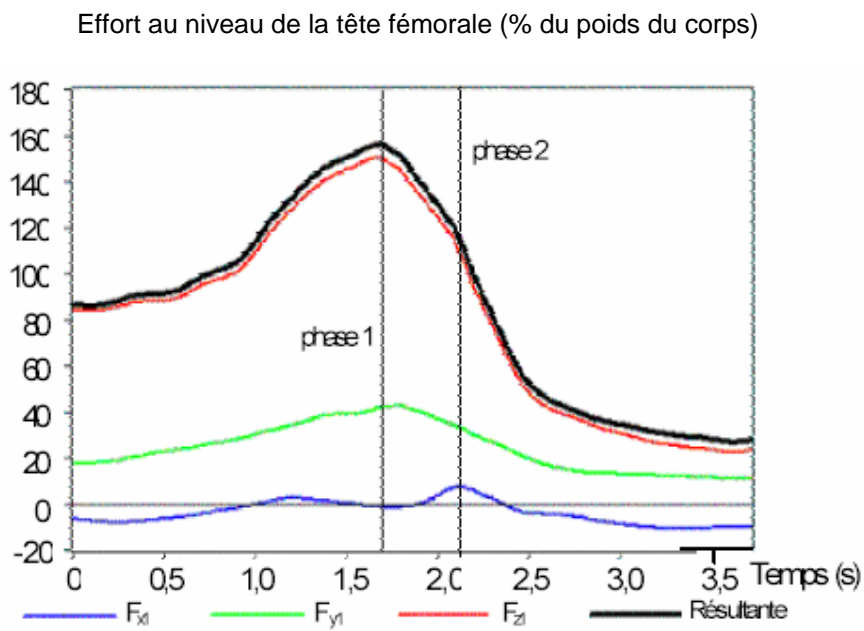


Figure 5.7 : S'asseoir sur une chaise

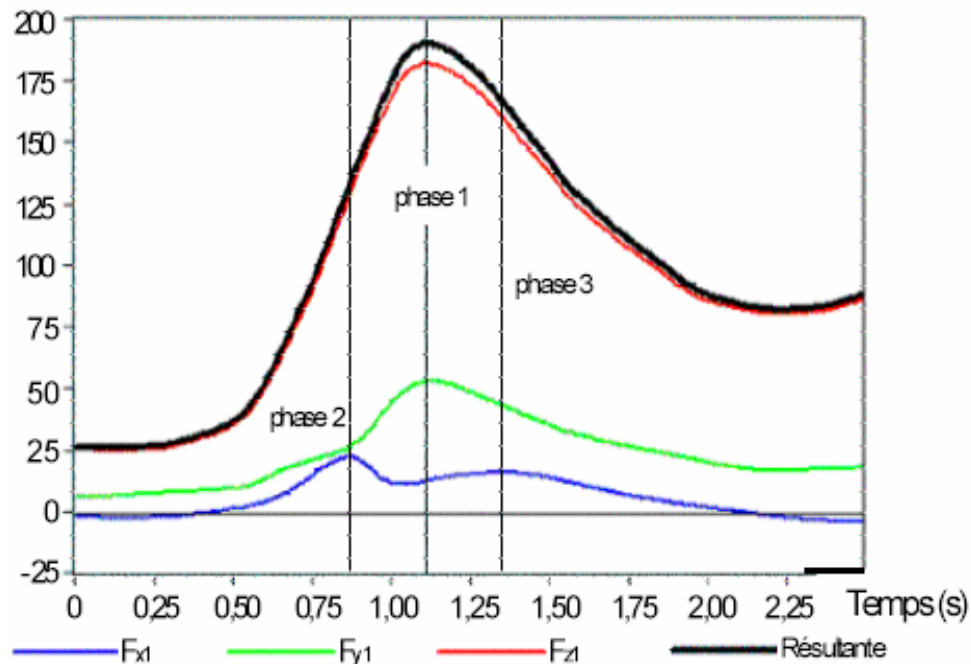


Figure 5.8 : Se lever d'une chaise

Ces mouvements donnent les efforts les plus élevés au droit de l'articulation et nous semblent les plus courants chez des personnes âgées. Pour chacune de ces activités, 2 ou 3 phases susceptibles de donner les cas de charge les plus défavorables ont été déterminées. La phase 1 correspond à la valeur maximale de la résultante, qui coïncide généralement avec les valeurs maximales (ou presque) des 3 composantes. Les deux autres phases prennent en compte des extremums des composantes F_{x1} , F_{y1} ou F_{z1} . Ces choix ont été faits de manière à obtenir les contraintes maximales pour chacun des cinq mouvements [24].

Les figures suivantes (Figure 5.9 à Figure 5.13) montrent la position et l'amplitude de la résultante des forces de contact dans les 3 plans associés au repère du fémur pour les 2 ou 3 phases des cinq mouvements retenus.

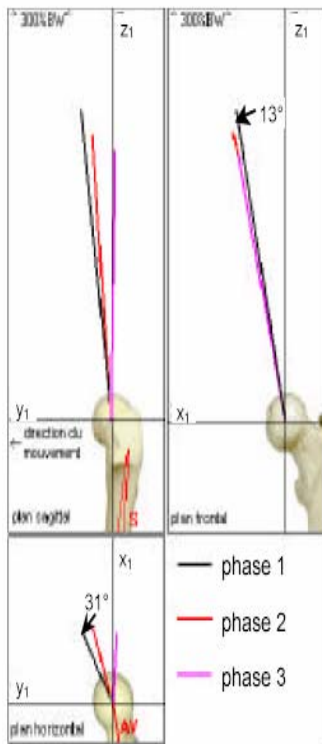


Figure 5.9
Marche normale

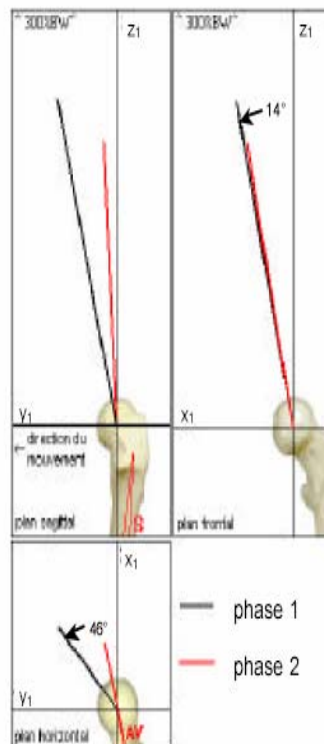


Figure 5.10
Montée des escaliers

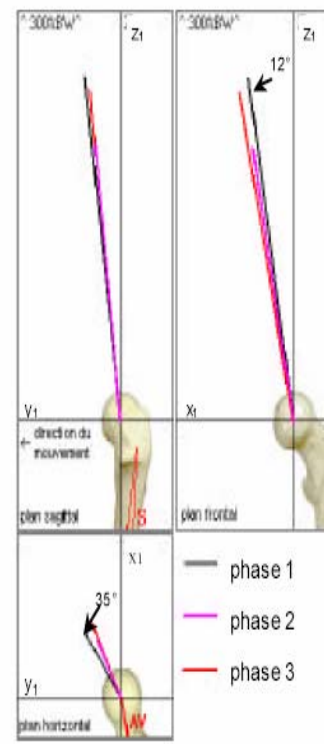


Figure 5.11
Descente des escaliers

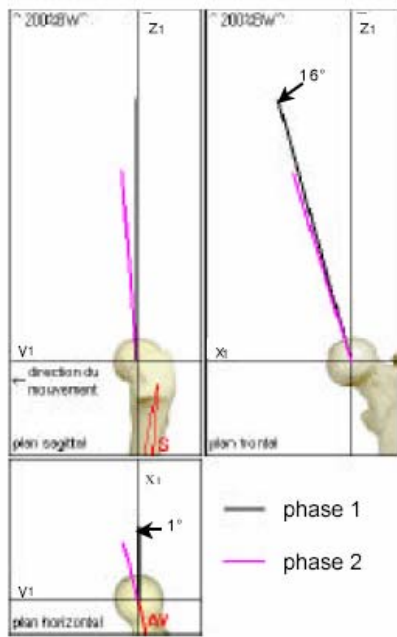


Figure 5.12 : S'asseoir sur une

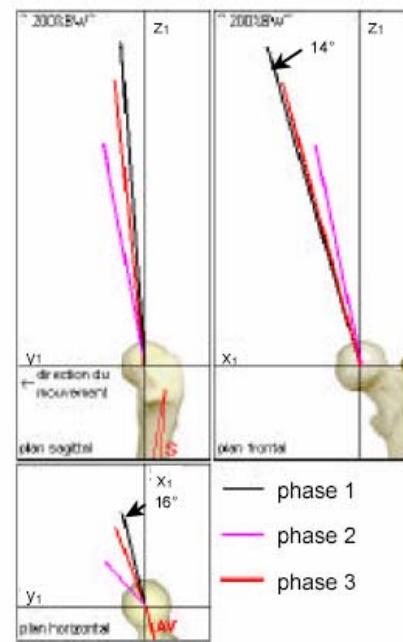
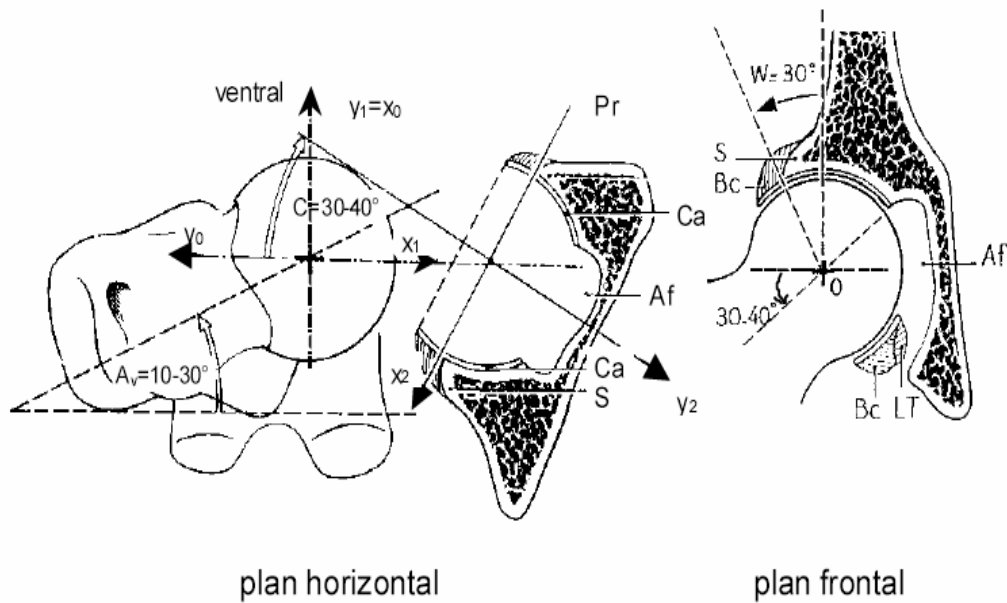


Figure 5.13 : se lever d'une chaise

5.2.3 CHANGEMENT DE REPÈRE

Les valeurs des efforts définies dans le repère R_1 associé au fémur gauche du patient ont ensuite été exprimées dans le repère R_2 associé à la cupule. La Figure 5.14 montre la position relative de la tête fémorale et de l'acetabulum dans un plan horizontal ainsi que l'angle de recouvrement W de la tête fémorale par le toit acétabulaire à partir de la verticale passant par O , appelé angle de Wiberg. L'acetabulum regarde en bas et en avant. Son axe de symétrie y_2 fait un angle C de 30 à 40° avec l'axe $x_1 = -y_0$.



- | | |
|--|---|
| S : sourcil acétabulaire | Pr : plan tangent au sourcil acétabulaire |
| Ca : croissant articulaire (cartilage) | W : angle de Wiberg |
| Af : arrière-fond acétabulaire | C : angle de l'axe de l'acétabulum avec l'horizontale |
| Bc : bourrelet acétabulaire | Av : angle d'antéversion |
| LT : ligament transverse | |

Figure 5.14

Positions relatives de la tête fémorale et de l'acetabulum dans un plan horizontal – angle de Wiberg

Sur la Figure 5.15 sont présentés les repères R_0 et R_2 respectivement associés au corps humain et à la cupule.

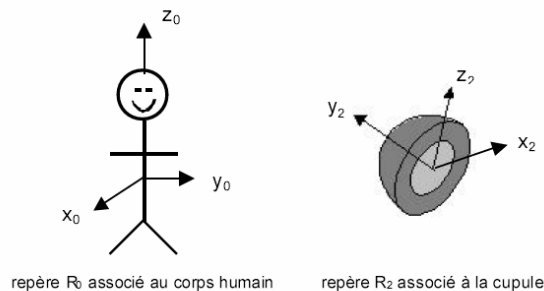


Figure 5.15 : Repères R_0 et R_2

Les composantes de la résultante F des forces de contact dans le repère R_2 associé à la cupule sont données en fonction de l'activité dans le tableau suivant :

Activité	Poids du corps P (N)		Instant t dans le cycle (s)	Efforts dans le repère R ₂			Résultante F
				F _{x2}	F _{y2}	F _{z2}	(N)
marcher normalement	836	phase 1	0,19	472	966	1626	1949
		phase 2	0,28	396	977	1469	1808
		phase 3	0,41	218	1020	1346	1702
monter des escaliers	847	phase 1	0,29	713	935	1777	2131
		phase 2	0,59	334	960	1479	1794
descendre des escaliers	847	phase 1	0,80	494	1031	1888	2207
		phase 2	1,06	395	871	1493	1772
		phase 3	1,30	502	1087	1769	2136
s'asseoir sur une chaise	847	phase 1	1,69	202	800	1032	1321
		phase 2	2,12	218	557	755	963
se lever d'une chaise	836	phase 1	1,11	344	908	1261	1591
		phase 2	0,86	284	495	929	1090
		phase 3	1,34	325	762	1133	1404

Tableau 5.2 : Résultante F des forces de contact et composantes dans le repère R2 pour chaque activité

5.3 MODÉLISATION AUX ÉLÉMENTS FINIS

5.3.1 MODÉLISATION DE L'ENSEMBLE ACETABULUM – CIMENT - PROTHÈSE

L'acetabulum de l'hémibassin droit dans lequel une cupule en polyéthylène avait été scellée au moyen d'un ciment renforcé par un grillage métallique a un diamètre de 56 mm pour un diamètre extérieur de cupule de 54 mm. Le poids normal d'un homme ayant ce diamètre d'acetabulum est d'environ 800 N. Nous pouvons donc retenir pour notre modélisation aux éléments finis le poids moyen du corps d'environ 840 N des patients de Bergmann et al. La cavité acétabulaire est située sur la face externe de l'os iliaque à la jonction de ses 3 parties constitutives (Figure 5.17) : aile iliaque, os pubien et ischion. Pedersen et al ont représenté la forme presque hémisphérique de l'os sous-chondral, du ciment

et de la cupule dans un modèle aux éléments finis axisymétrique qui a été repris (Figure 5.16 et Figure 5.17). [8]

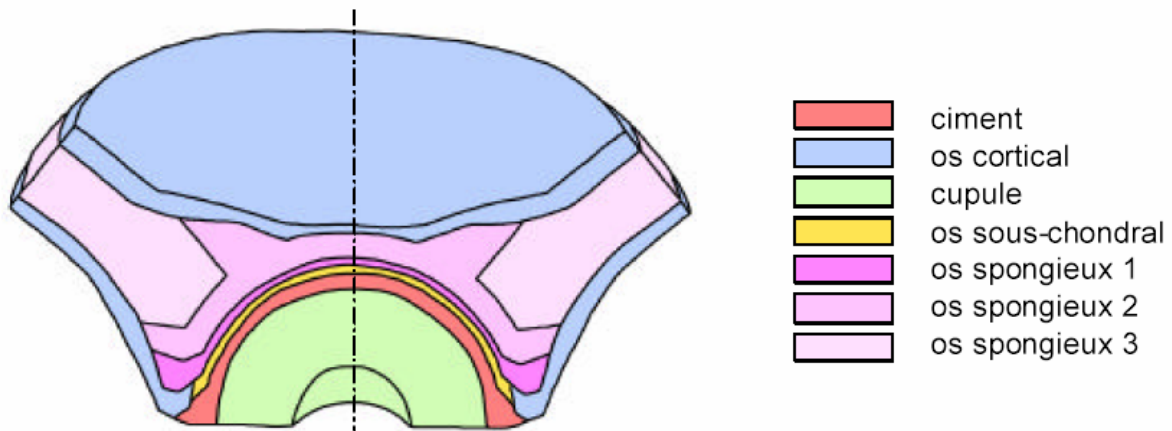


Figure 5.16 : Modèle axisymétrique avec os sous - chondral [d'après PEDER82]

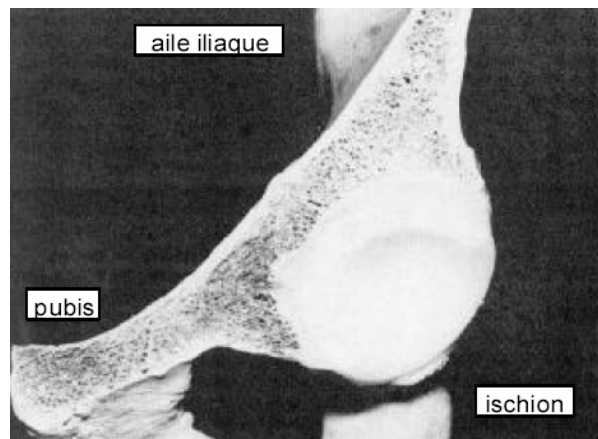


Figure 5.17 : Coupe frontale d'une cupule implantée dans une pièce anatomique.

En fait, nous avons retenu 2 modèles : avec et sans sous - chondral. Le choix d'un modèle sans sous-chondral a été fait pour mettre en évidence un autre rôle de l'armature que les chirurgiens ont déjà constaté : celui de réaliser un pont entre deux zones saines de l'acetabulum, dans le cas d'acétabuloplasties avec greffe osseuse. Dans ce cas, l'armature ne protège pas seulement la reconstruction par greffe de contraintes excessives ou du ciment, mais avec le ciment, elle se substitue à l'os sous - chondral en fonctionnant comme une membrane qui transmet directement les efforts à l'os cortical du pelvis et en restituant à l'acetabulum sa rigidité structurelle. Elle prévient ainsi la migration de la cupule que l'os spongieux n'est pas en mesure d'empêcher. Elle joue vraisemblablement le même rôle en cas d'ostéoporose ou en présence de géodes.

Dans notre modèle avec os sous - chondral (Figure 5.16), la cupule a un diamètre extérieur de 54 mm et un diamètre intérieur de 28 mm. Elle est scellée dans l'os par un manteau de ciment d'épaisseur 3 mm, renforcé ou non par un grillage dont l'enrobage sera pris égal au diamètre de l'armature. Pour le modèle sans sous - chondral (figure 5.18), l'épaisseur de 3 mm du manteau de ciment est conservée, de même que le diamètre intérieur de la cupule de 28 mm. Le diamètre extérieur de celle - ci passe de 54 à 57 mm, l'os sous - chondral ayant une épaisseur de 1,5 mm. Ce diamètre de cupule n'existe pas. Nous l'avons admis pour ne changer aucune autre dimension du modèle, afin de ne pas faire varier d'autres paramètres (épaisseur du ciment, de l'os spongieux,...).

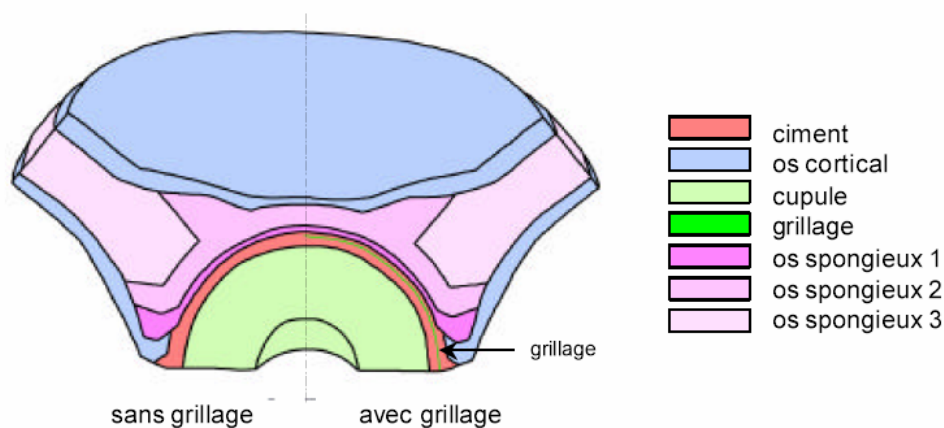


Figure 5.18 : Modèle axisymétrique sans sous - chondral

Le module d'Young et le coefficient de Poisson des matériaux du système modélisé sont donnés dans le Tableau 5.3.

Matériau	Module d'Young E (en MPa)	Coefficient de Poisson ν
Os cortical	17 000	0,30
Os sous-chondral	2 000	0,30
Os spongieux 1	132	0,20
Os spongieux 2	70	0,20
Os spongieux 3	2	0,20
Cupule UHMWPE	690	0,35
Ciment PMMA	2 300	0,30
Tissu métallique	210 000	0,30

Tableau 5.3 : Module d'Young et coefficient de Poisson des matériaux du modèle.

5.3.2 DÉFINITION DES GRILLAGES

La complexité de la géométrie des tissus métalliques ne pouvant être reproduite dans la modélisation aux éléments finis, nous avons retenu, par analogie au béton armé, une coque d'épaisseur équivalente (Figure 5.19 et Tableau 5.4). Le grillage a été placé à proximité de l'interface os-ciment, l'enrobage des armatures étant pris égal au diamètre de celles-ci.

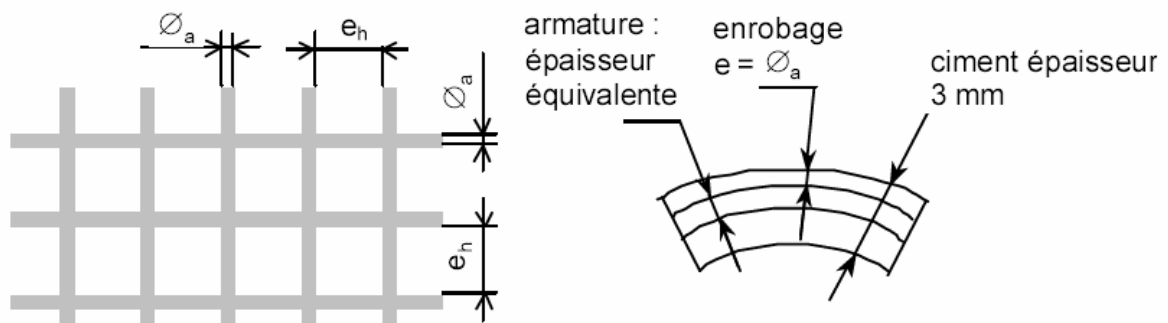


Figure 5.19 : Enrobage et épaisseur équivalente des armatures

Armatures	Dimensions (mm x mm / mm x mm)	Enrobage $e = \varnothing_a$ (mm)	Épaisseur équivalente (mm)
Toilinox	0,10 x 0,10 / 0,60 x 0,60	0,10	0,04 (pour 3 nappes)
FDCG	0,28 x 0,28 / 0,45 x 0,45	0,28	0,09
SKH	0,80 x 0,80 / 3,00 x 3,00	0,80	0,14

Tableau 5.4 : Enrobage et épaisseur équivalente des armatures

5.3.3 MAILLAGE

Pour réaliser le modèle en 3D avec le logiciel Patran (MSC Software), les étapes suivantes ont été nécessaires :

- ◆ la représentation géométrique filaire en 2 dimensions (2D) de la structure,
- ◆ la création de surfaces à raison d'une par matériau (Figure 5.16 et Figure 5.18),
- ◆ le maillage par éléments finis de chaque surface discrétisée en Quad 4 et Tria 3 (Figure 5.20).
- ◆ une révolution de 360° du modèle 2D pour obtenir le modèle axisymétrique 3D constitué des éléments volumiques Hex 8 et Wedge 6 (Figure 5.20).

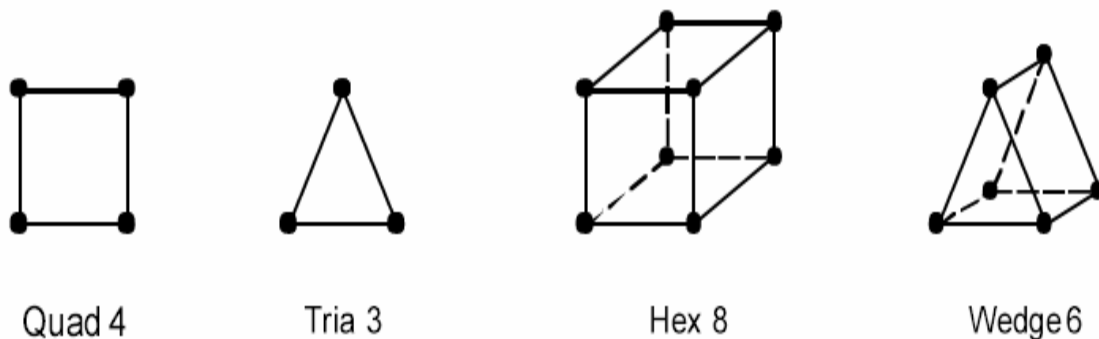


Figure 5.20 : Forme des éléments utilisés et position des nœuds

Pour simuler les liaisons avec le reste du bassin, on a bloqué les nœuds correspondant à la jonction avec l'os iliaque (angle A), l'ischion (angle B) et l'os pubien (angle D), suivant les 3 translations (Figure 5.21).

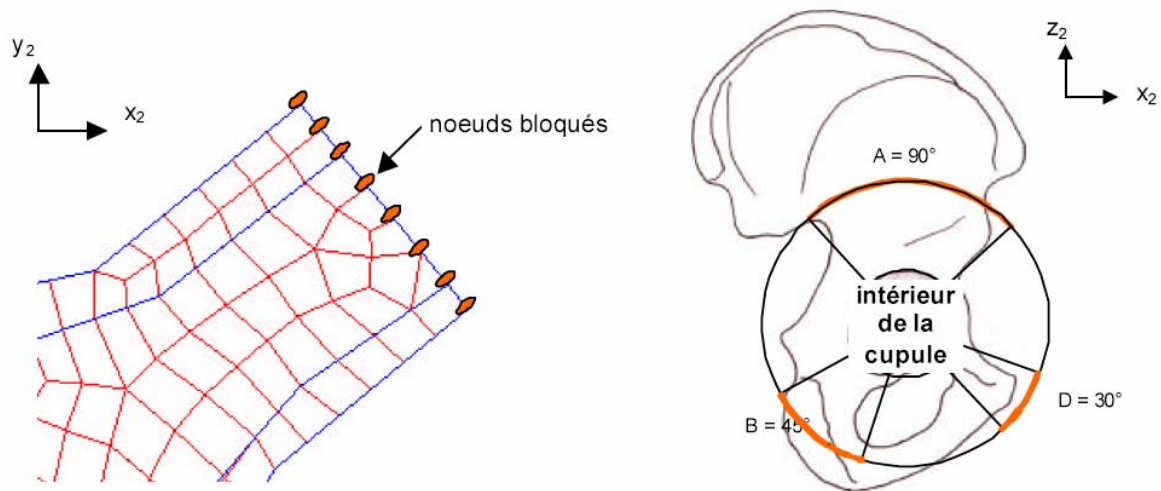


Figure 5.21 : Blocage des nœuds - localisation

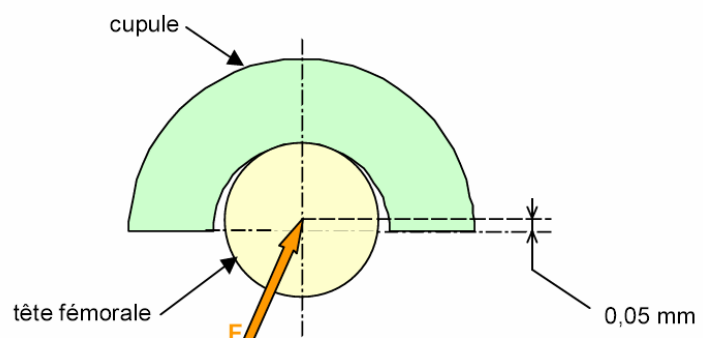
Le premier modèle comportant un nombre trop élevé de nœuds, environ 20 500, le logiciel ne calculait pas la matrice de rigidité. Le modèle proposé ci - dessus (Figure 5.21) n'en compte plus que 4800 environ.

5.3.4 CONTACT TÊTE FÉMORALE - CUPULE

La zone de contact tête fémorale – cupule se déplace au cours des différentes phases d'une activité. Si on applique une pression de contact à l'intérieur de la cupule, elle doit être modifiée pour chaque phase de chaque cas de charge étudié.

En appliquant une force F au centre de la tête fémorale, dont le diamètre est légèrement inférieur à celui de l'intérieur de la cupule ($\varnothing_{\text{tête}} = 28 \text{ mm}$; $\varnothing_{\text{cupule}} \approx 28,1 \text{ mm}$), on obtient un modèle plus proche de la réalité et permettant de reproduire toutes les phases de chaque mouvement en ne changeant que les composantes des efforts à appliquer. L'inconvénient de cette modélisation est que le logiciel de calcul d'abord utilisé, Nastran (MSC Software), ne gère que les contacts linéiques.

Figure 5.22 : Application d'un effort au centre de la tête fémorale



Le logiciel Marc (MSC Software), qui lui gère les contacts surfaciques, a donc été adopté. Il a l'avantage de permettre l'utilisation directe du fichier éléments finis généré par Patran. Pour modéliser la tête fémorale, une coque a été réalisée sous Patran, puis le fichier a été converti au format IGES pour ne conserver que la géométrie. La propriété de rigidité sous Marc ne s'applique en effet qu'à des géométries. Un contact rigide / déformable (tête / cupule) a été choisi, le module d'Young du métal de la tête (acier ou alliage chrome – cobalt) étant environ 300 fois plus élevé que celui du polyéthylène de la cupule. La convergence du calcul n'étant pas assurée en appliquant directement un effort au centre de la tête fémorale, un pilotage en déplacement a été effectué en donnant au déplacement la même direction que celle de l'effort avec un coefficient approprié aux valeurs des composantes de l'effort. Le pilotage de la table de déplacement est linéaire pour que le chargement de la tête se fasse progressivement.

L'affichage de la force de contact en fonction de l'incrément (Figure 5.23) permet de relier facilement l'effort et l'incrément, et donc le déplacement (Figure 5.24).

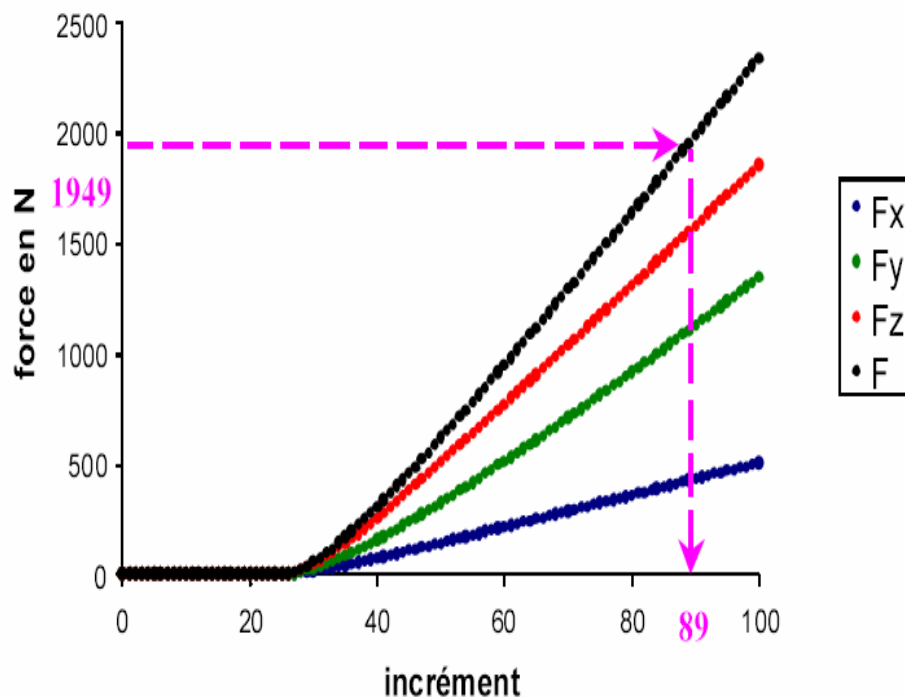
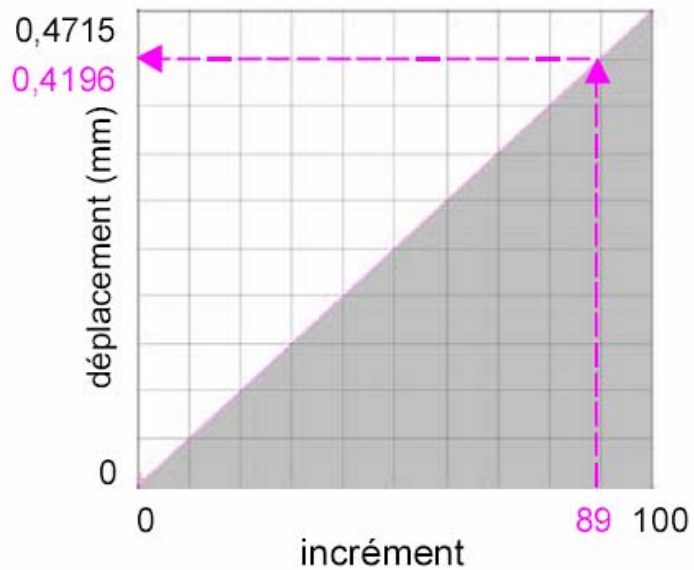


Figure 5.23 : Force de contact en fonction de l'incrément (exemple de la phase 1 de la marche)

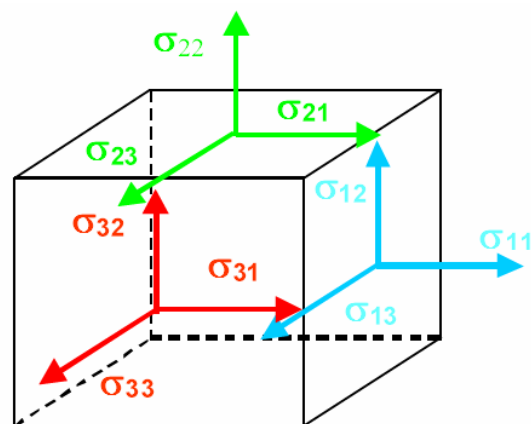
Figure 5.24 : Table de déplacement en fonction de l'incrément (exemple de la phase 1 de la marche)



5.4 RÉSULTATS

La Figure 5.25 indique la position des 6 composantes de la contrainte σ_e au point P, à savoir les 3 contraintes normales σ_{11} , σ_{22} et σ_{33} (i.e. perpendiculaires aux 3 facettes 1, 2 et 3) et les 3 contraintes tangentielles σ_{12} , σ_{23} et σ_{31} (avec $\sigma_{12} = \sigma_{21}$, $\sigma_{23} = \sigma_{32}$, $\sigma_{31} = \sigma_{13}$). La traction est comptée positivement (normale extérieure à la facette : positive) et la compression négativement. La contrainte équivalente σ_e (ou résultante) est la contrainte de von Mises, en MPa, dont l'expression est la suivante :

$$\sigma_e^2 = \frac{1}{2} [(\sigma_{11} - \sigma_{22})^2 + (\sigma_{22} - \sigma_{33})^2 + (\sigma_{33} - \sigma_{11})^2] + 3 [\sigma_{12}^2 + \sigma_{23}^2 + \sigma_{31}^2]$$



cube élémentaire découpé au point P

Figure 5.25 : 6 Composantes de la contrainte au point P

Les contraintes sont exprimées en MPa dans un repère sphérique (Figure 5.26), σ_{11} , σ_{22} et σ_{33} étant respectivement les composantes normales radiale (suivant le rayon r), méridienne (suivant un méridien) et circonférentielle (suivant un parallèle) de la contrainte au point P considéré (par analogie au globe terrestre).

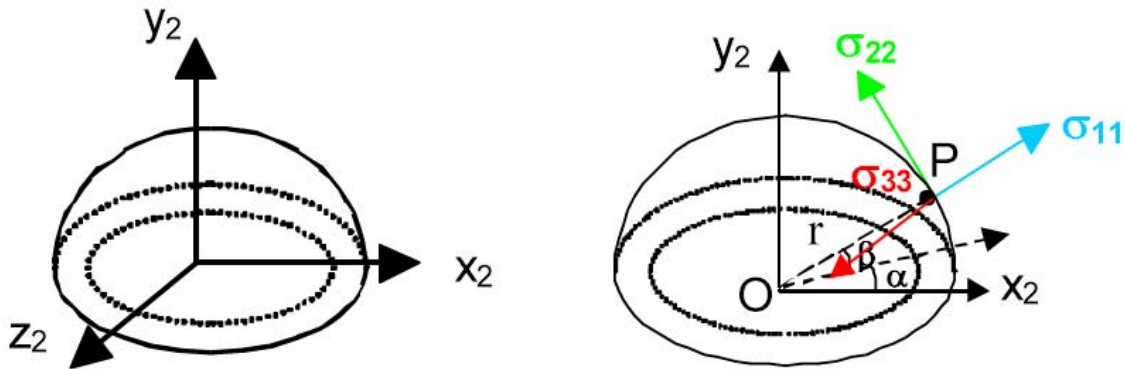


Figure 5.26 : Coordonnées cartésiennes et sphériques de la cupule

Deux types de modèles (Tableau 5.5) ont été étudiés : avec (A) et sans (S) os sous - chondral :

Modèle	Os sous - chondral	Armature
A0	oui	non
A1	oui	Toilinox
S0	non	non
S1	non	Toilinox
S2	non	FDCG
S3	non	SKH

Tableau 5.5 : Sous-modèles étudiés

Les tableaux suivants (Tableau 5.6 à Tableau 5.11) donnent les extremums des contraintes dans la cupule, le ciment, l'os sous - chondral, le spongieux 1 et dans l'ensemble du système os – ciment– cupule. Dans le modèle A0, les valeurs correspondant à toutes les phases sélectionnées des cas de charge étudiés, de même que pour la course à 7 km/h (pour 1 patient, à titre indicatif) sont données. Dans les autres modèles, seuls les cas de charge les plus défavorables sont exposés.

marche 1		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux I	ensemble
déplacement (mm)		0,124	0,066	0,064	0,062	0,124
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,15	4,68	3,61	0,53	16,69
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		1,04 / -3,21	1,25 / -2,86	0,13 / -0,51	9,12 / -14,8
	σ_{22}		2,88 / -1,05	3,26 / -0,56	0,19 / -0,11	11,9 / -14,5
	σ_{33}		1,91 / -3,12	1,92 / -2,43	0,15 / -0,47	9,81 / -15,4
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,88 / -1,07			
	σ_{23}		0,84 / -0,96			
	σ_{31}		1,00 / -3,23			

marche 2		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux I	ensemble
déplacement (mm)		0,115	0,062	0,060	0,059	0,115
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	5,48	4,28	3,36	0,49	15,40
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,97 / -2,90	1,16 / -2,62	0,12 / -0,47	8,49 / -13,6
	σ_{22}		2,70 / -0,99	3,02 / -0,54	0,18 / -0,10	11,0 / -13,4
	σ_{33}		1,82 / -2,83	1,80 / -2,22	0,13 / -0,43	9,10 / -14,2
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,82 / -0,97			
	σ_{23}		0,78 / -0,88			
	σ_{31}		0,96 / -2,92			

marche 3		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux I	ensemble
déplacement (mm)		0,107	0,058	0,056	0,055	0,107
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	4,80	3,86	3,12	0,44	14,1
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,93 / -2,59	1,05 / -2,37	0,10 / -0,43	7,92 / -12,4
	σ_{22}		2,53 / -0,93	2,75 / -0,53	0,16 / -0,10	10,00 / -12,1
	σ_{33}		1,71 / -2,55	1,65 / -2,03	0,12 / -0,39	8,36 / -13,2
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,79 / -0,87			
	σ_{23}		0,74 / -0,80			
	σ_{31}		0,92 / -2,63			

course 1 (1 patient)		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux I	ensemble
déplacement (mm)		0,244	0,139	0,134	0,132	0,244
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	11,20	8,69	7,06	1,02	33,1
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		2,34 / -5,76	2,76 / -5,35	0,25 / -0,98	18,7 / -35,0
	σ_{22}		5,80 / -2,32	6,80 / -1,19	0,39 / -0,25	23,85 / -30,9
	σ_{33}		4,29 / -5,34	4,29 / -4,38	0,28 / -0,86	19,7 / -29,3
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		1,59 / -2,07			
	σ_{23}		1,53 / -1,87			
	σ_{31}		2,16 / -5,73			

course 2 (1 patient)		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,113	0,063	0,061	0,059	0,113
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	4,70	3,88	3,24	0,46	14,6
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		1,03 / -2,55	1,19 / -2,39	0,11 / -0,44	8,41 / -14,8
	σ_{22}		2,67 / -1,04	3,07 / -5,38	0,18 / -0,11	10,6 / -13,8
	σ_{33}		2,00 / -2,38	1,99 / -1,98	0,12 / -0,38	8,84 / -13,1
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,73 / -0,91			
	σ_{23}		0,71 / -0,83			
	σ_{31}		0,99 / -2,54			

montée des escaliers 1		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,136	0,071	0,069	0,067	0,136
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,95	5,16	3,96	0,58	18,4
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		1,14 / -3,57	1,38 / -3,15	0,15 / -0,56	9,92 / -17,0
	σ_{22}		3,08 / -1,13	3,59 / -0,58	0,20 / -0,11	12,9 / -16,3
	σ_{33}		2,11 / -3,41	2,16 / -2,66	0,16 / -0,51	10,9 / -16,7
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,94 / -1,19			
	σ_{23}		0,89 / -1,06			
	σ_{31}		1,06 / -3,60			

montée des escaliers 2		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,113	0,063	0,061	0,059	0,113
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	4,70	3,88	3,24	0,46	14,6
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		1,03 / -2,55	1,19 / -2,39	0,11 / -0,44	8,41 / -14,8
	σ_{22}		2,67 / -1,04	3,07 / -0,54	0,18 / -0,11	10,6 / -13,8
	σ_{33}		2,00 / -2,38	1,99 / -1,98	0,12 / -0,38	8,84 / -13,1
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,73 / -0,91			
	σ_{23}		0,71 / -0,83			
	σ_{31}		0,99 / -2,54			

descente des escaliers 1		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,138	0,073	0,071	0,069	0,138
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	7,03	5,27	4,04	0,59	18,7
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		1,15 / -3,62	1,38 / -3,21	0,15 / -0,58	10,1 / -16,6
	σ_{22}		3,19 / -1,16	3,60 / -0,61	0,21 / -0,12	13,3 / -16,0
	σ_{33}		2,08 / -3,54	2,09 / -2,74	0,16 / -0,52	10,9 / -17,2
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		1,02 / -1,19			
	σ_{23}		0,94 / -1,07			
	σ_{31}		1,10 / -3,64			

descente des escaliers 2		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,113	0,060	0,058	0,057	0,113
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	5,62	4,29	3,31	0,48	15,2
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,93 / -2,94	1,12 / -2,62	0,12 / -0,47	8,27 / -13,5
	σ_{22}		2,63 / -0,95	2,96 / -0,51	0,17 / -0,10	10,8 / -13,1
	σ_{33}		1,72 / -2,87	1,73 / -2,23	0,13 / -0,43	8,93 / -14,1
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,81 / -0,97			
	σ_{23}		0,77 / -0,87			
	σ_{31}		0,91 / -2,96			

descente des escaliers 3		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,134	0,072	0,070	0,068	0,134
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,63	5,06	3,92	0,57	18,1
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		1,14 / -3,46	1,37 / -3,09	0,14 / -0,56	9,93 / -16,1
	σ_{22}		3,13 / -1,16	3,54 / -0,61	0,20 / -0,12	12,9 / -15,7
	σ_{33}		2,09 / -3,36	2,08 / -2,62	0,16 / -0,50	10,7 / -16,7
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,97 / -1,15			
	σ_{23}		0,91 / -1,04			
	σ_{31}		1,10 / -3,48			

s'asseoir sur une chaise 1		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,086	0,047	0,045	0,044	0,086
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	3,8	3,08	2,52	0,36	11,2
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,74 / -2,06	0,83 / -1,89	0,08 / -0,34	6,34 / -9,90
	σ_{22}		2,04 / -0,74	2,22 / -0,43	0,13 / -0,08	8,02 / -9,73
	σ_{33}		1,39 / -2,04	1,35 / -1,62	0,10 / -0,31	6,69 / -10,5
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,61 / -0,70			
	σ_{23}		0,59 / -0,64			
	σ_{31}		0,74 / -2,09			

s'asseoir sur une chaise 2		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,067	0,039	0,034	0,033	0,067
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	2,96	2,39	1,94	0,27	8,44
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,55 / -1,60	0,62 / -1,46	0,06 / -0,26	4,77 / -7,57
	σ_{22}		1,56 / -0,55	1,72 / -0,32	0,10 / -0,06	6,07 / -7,47
	σ_{33}		1,06 / -1,56	1,06 / -1,24	0,07 / -0,24	5,12 / -7,91
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,46 / -0,53			
	σ_{23}		0,45 / -0,49			
	σ_{31}		0,55 / -1,62			

se lever d'une chaise 1		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,103	0,056	0,054	0,053	0,103
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	4,71	3,76	3,00	0,43	13,6
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,88 / -2,53	1,03 / -2,30	0,10 / -0,42	7,57 / -12,0
	σ_{22}		2,42 / -0,89	2,70 / -0,49	0,16 / -0,09	9,68 / -11,9
	σ_{33}		1,65 / -2,46	1,63 / -1,95	0,12 / -0,38	8,10 / -12,5
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,71 / -0,85			
	σ_{23}		0,70 / -0,77			
	σ_{31}		0,87 / -2,55			

se lever d'une chaise 2		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,076	0,038	0,037	0,036	0,076
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	3,77	2,86	2,19	0,32	9,86
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,57 / -1,98	0,69 / -1,74	0,08 / -0,31	5,34 / -8,86
	σ_{22}		1,71 / -0,59	1,95 / -0,33	0,11 / -0,06	7,01 / -8,50
	σ_{33}		1,10 / -1,92	1,14 / -1,48	0,08 / -0,28	5,82 / -9,21
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,55 / -0,64			
	σ_{23}		0,50 / -0,58			
	σ_{31}		0,56 / -2,00			

se lever d'une chaise 3		cupule	ciment	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,092	0,049	0,048	0,046	0,092
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	4,31	3,41	2,70	0,39	12,2
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,77 / -2,32	0,90 / -2,09	0,09 / -0,38	6,75 / -10,8
	σ_{22}		2,16 / -0,78	2,42 / -0,43	0,14 / -0,08	8,68 / -10,6
	σ_{33}		1,45 / -2,25	1,46 / -1,77	0,10 / -0,34	7,25 / -11,3
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,64 / -0,77			
	σ_{23}		0,62 / -0,70			
	σ_{31}		0,76 / -2,34			

Tableau 5.6 : Modèle A0 (avec os sous - chondral – sans grillage) : déplacements et contraintes

marche 1		cupule	ciment int.*	ciment ext.**	Toilinox	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,118	0,061	0,059	0,059	0,051	0,050	0,118
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	5,92	3,64	5,82	253	4,55	0,43	15,4
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,44/-3,00	2,36/-4,84	16,8/-22,3	1,88/-4,50	0,10/-0,45	8,63/-14,4
	σ_{22}		2,29/-0,56	2,57/-1,62	248/-40,8	4,27/-3,09	0,13/-0,10	11,0/-13,8
	σ_{33}		1,60/-2,93	2,69/-3,58	161/-53,8	2,60/-3,33	0,12/-0,34	9,22/-14,5
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,83/-0,69	1,57/-1,86	65,6/-65,9			
	σ_{23}		0,91/-0,81	1,54/-1,80	54,7/-47,8			
	σ_{31}		0,39/-2,94	1,24/-4,19	47,0/-42,1			

montée escaliers 1		cupule	ciment int.	ciment ext.	Toilinox	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,131	0,067	0,064	0,064	0,056	0,055	0,131
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,81	4,14	6,43	278	5,03	0,47	17,3
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,50/-3,42	2,65/-5,44	18,4/-25,0	2,03/-4,99	0,12/-0,49	9,55/-17,6
	σ_{22}		2,45/-0,61	2,86/-1,80	269/-43,1	4,82/-3,43	0,14/-0,10	12,2/-15,8
	σ_{33}		1,80/-3,31	2,87/-4,05	181/-61,1	2,87/-3,70	0,13/-0,36	10,3/-16,0
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,93/-0,82	1,63/-2,05	74,3/-75,4			
	σ_{23}		1,00/-0,85	1,58/-1,98	62,8/-53,5			
	σ_{31}		0,44/-3,33	1,40/-4,73	53,4/-47,7			

descente escaliers 1		cupule	ciment int.	ciment ext.	Toilinox	sous-chondral	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,133	0,069	0,066	0,066	0,057	0,056	0,133
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,88	4,19	6,62	284	5,18	0,49	17,6
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,50/-3,46	2,67/-5,53	18,8/-25,2	2,13/-5,12	0,12/-0,51	9,71/-16,0
	σ_{22}		2,58/-0,63	2,90/-1,83	281/-45,7	4,80/-3,48	0,14/-0,11	12,5/-15,6
	σ_{33}		1,78/-3,41	3,04/-4,10	178/-58,2	2,88/-3,81	0,14/-0,39	10,4/-16,5
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,93/-0,78	1,81/-2,09	72,7/-73,6			
	σ_{23}		1,03/-0,93	1,77/-2,02	62,3/-53,1			
	σ_{31}		0,44/-3,40	1,42/-4,80	52,4/-46,5			

Tableau 5.7: Modèle A1 (avec os sous - chondral – avec Toilinox) : déplacements et contraintes

marche 1		cupule	ciment	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,128	0,068	0,066	0,128
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,00	4,90	0,53	17,10
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		1,44 / -3,46	0,14 / -0,52	9,35 / -14,9
	σ_{22}		3,65 / -0,87	0,21 / -0,10	12,2 / -14,8
	σ_{33}		2,27 / -3,28	0,15 / -0,48	10,1 / -15,5
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		1,14 / -1,37		
	σ_{23}		1,11 / -1,32		
	σ_{31}		0,74 / -3,44		

Tableau 5.8: Modèle S0 (sans os sous - chondral – sans grillage) : déplacements et contraintes

marche 1		cupule	ciment int.	ciment ext.	Toilinox	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,118	0,056	0,054	0,054	0,054	0,118
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	5,65	3,15	3,54	223	0,38	15,1
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,50/-2,57	1,39/-2,86	18,3/-23,1	0,13/-0,40	8,40/-14,4
	σ_{22}		2,00/-0,53	2,18/-0,89	220/-41,3	0,12/-0,09	10,7/-13,6
	σ_{33}		1,35/-2,51	1,55/-2,67	146/-53,0	0,13/-0,34	8,99/-13,8
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,64/-0,57	1,02/-1,28	48,3/-48,5		
	σ_{23}		0,68/-0,65	1,02/-1,23	40,7/-40,9		
	σ_{31}		0,24/-2,52	0,98/-2,75	34,0/-29,5		

montée escaliers 1		cupule	ciment int.	ciment ext.	Toilinox	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,129	0,060	0,058	0,058	0,058	0,129
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,39	3,52	3,88	238	0,41	16,7
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,55/-2,87	1,53/-3,19	20,0/-25,6	0,14/-0,43	9,16/-17,3
	σ_{22}		2,14/-0,56	2,33/-0,97	236/-43,1	0,13/-0,09	11,7/-15,2
	σ_{33}		1,50/-2,78	1,66/-2,95	164/-58,9	0,15/-0,37	9,85/-15,0
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,71/-0,60	1,04/-1,41	55,2/-55,0		
	σ_{23}		0,72/-0,67	1,05/-1,34	45,7/-44,3		
	σ_{31}		0,29/-2,80	1,05/-3,05	37,4/-32,5		

descente escaliers 1		cupule	ciment int.	ciment ext.	Toilinox	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,131	0,062	0,059	0,059	0,059	0,131
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,46	3,57	3,96	246	0,42	16,9
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,56/-2,91	1,54/-3,24	20,2/-25,7	0,14/-0,44	9,29/-15,7
	σ_{22}		2,22/-0,58	2,42/-0,99	244/-45,5	0,14/-0,10	12,0/-15,0
	σ_{33}		1,47/-2,87	1,72/-3,03	159/-56,5	0,15/-0,39	9,98/-15,4
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,71/-0,63	1,16/-1,42	53,4/-53,4		
	σ_{23}		0,76/-0,73	1,15/-1,36	45,7/-45,9		
	σ_{31}		0,26/-2,86	1,09/-3,12	37,6/-32,3		

Tableau 5.9 : Modèle S1 (sans os sous - chondral – avec Toilinox) : déplacements et contraintes

marche 1		cupule	ciment int.	ciment ext.	FDCG	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,112	0,048	0,046	0,046	0,046	0,112
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	5,58	3,24	2,91	156	0,32	13,6
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,40/-2,78	1,35/-2,69	10,4/-14,2	0,11/-0,35	7,64/-14,6
	σ_{22}		1,29/-0,46	1,57/-1,08	156/-33,8	0,09/-0,08	9,63/-12,6
	σ_{33}		0,94/-2,72	1,54/-2,49	104/-46,8	0,12/-0,29	8,17/-12,3
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,60/-0,56	1,08/-1,25	36,1/-35,0		
	σ_{23}		0,59/-0,56	1,10/-1,21	36,3/-34,6		
	σ_{31}		0,26/-2,72	0,87/-2,57	25,7/-22,7		

montée escaliers 1		cupule	ciment int.	ciment ext.	FDCG	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,122	0,052	0,050	0,050	0,050	0,122
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,20	3,61	3,21	167	0,35	15,0
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,44/-3,10	1,49/-3,00	11,4/-15,8	0,13/-0,38	8,34/-17,5
	σ_{22}		1,36/-0,48	1,67/-1,17	165/-35,2	0,09/-0,09	10,6/-14,0
	σ_{33}		1,01/-3,00	1,63/-2,72	118/-52,3	0,13/-0,32	8,9/-13,4
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,66/-0,59	1,11/-1,36	41,1/-39,7		
	σ_{23}		0,64/-0,59	1,12/-1,30	39,9/-36,3		
	σ_{31}		0,29/-3,02	0,94/-2,83	28,4/-25,0		

descente escaliers 1		cupule	ciment int.	ciment ext.	FDCG	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,124	0,053	0,051	0,051	0,051	0,124
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,30	3,66	3,25	172	0,36	15,2
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,44/-3,14	1,50/-3,03	11,5/-15,9	0,13/-0,38	8,45/-15,9
	σ_{22}		1,44/-0,50	1,75/-1,19	173/-37,2	0,10/-0,09	10,8/-13,9
	σ_{33}		1,03/-3,09	1,71/-2,81	113/-49,7	0,14/-0,33	9,06/-13,8
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,67/-0,64	1,22/-1,38	39,8/-38,4		
	σ_{23}		0,67/-0,63	1,24/-1,34	40,7/-38,9		
	σ_{31}		0,28/-3,09	0,97/-2,91	28,3/-24,8		

Tableau 5.10 : Modèle S2 (sans os sous - chondral – avec FDCG) : déplacements et contraintes

marche 1		cupule	ciment int.	ciment ext.	SKH	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,108	0,044	0,043	0,043	0,042	0,108
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	5,49	3,49	2,68	122	0,30	12,9
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,34/-2,96	1,28/-2,46	7,18/-9,07	0,11/-0,31	7,31/-14,5
	σ_{22}		0,99/-0,40	1,36/-1,15	124/-28,9	0,07/-0,09	9,16/-12,1
	σ_{33}		0,69/-2,89	1,53/-2,26	81,9/-42,2	0,12/-0,26	7,79/-11,7
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		0,89/-0,82	1,09/-1,20	30,9/-28,8		
	σ_{23}		0,87/-0,82	1,10/-1,21	33,7/-30,7		
	σ_{31}		0,28/-2,89	0,85/-2,35	21,7/-18,9		

montée escaliers 1		cupule	ciment int.	ciment ext.	SKH	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,120	0,049	0,047	0,047	0,047	0,120
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,21	3,97	3,02	135	0,33	14,5
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,39/-3,35	1,44/-2,79	7,61/-10,3	0,13/-0,35	8,13/-17,7
	σ_{22}		1,13/-0,46	1,48/-1,27	134/-30,6	0,08/-0,09	10,2/-13,7
	σ_{33}		0,77/-3,26	1,65/-2,51	94,9/-48,4	0,13/-0,29	8,67/-13,5
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		1,00/-0,89	1,15/-1,34	35,8/-33,1		
	σ_{23}		0,96/-0,89	1,16/-1,34	37,8/-33,2		
	σ_{31}		0,31/-3,26	0,93/-2,62	24,4/-21,2		

descente escaliers 1		cupule	ciment int.	ciment ext.	SKH	spongieux 1	ensemble
déplacement (mm)		0,122	0,050	0,048	0,048	0,048	0,122
contrainte équivalente (MPa)	σ_e	6,31	4,02	3,05	138	0,34	14,7
contraintes normales (MPa)	σ_{11}		0,39/-3,40	1,45/-2,82	7,96/-10,4	0,12/-0,35	8,24/-16,1
	σ_{22}		1,14/-0,47	1,53/-1,29	141/-32,4	0,08/-0,10	10,4/-13,6
	σ_{33}		0,77/-3,35	1,72/-2,61	90,6/-45,7	0,14/-0,30	8,80/-13,3
contraintes tangentielles (MPa)	σ_{12}		1,02/-0,96	1,26/-1,37	34,5/-32,1		
	σ_{23}		1,00/-0,96	1,27/-1,38	38,4/-35,3		
	σ_{31}		0,32/-3,34	0,96/-2,70	24,3/-21,0		

Tableau 5.11 : Modèle S3 (sans os sous - chondral – avec SKH) : déplacements et contraintes

Sur les figures suivantes (Figure 5.27 à Figure 5.43), on peut voir la cartographie de la contrainte équivalente σ_e , ou des déplacements sur une coupe de l'ensemble du modèle, et des contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le ciment et le grillage. Le ciment intérieur est compris entre la cupule et le grillage, le ciment extérieur entre le grillage et l'os. Les déplacements sont donnés en mm et les contraintes en MPa.

- ◆ modèles avec os sous - chondral :
- modèle A0 (avec os sous - chondral, sans grillage) :

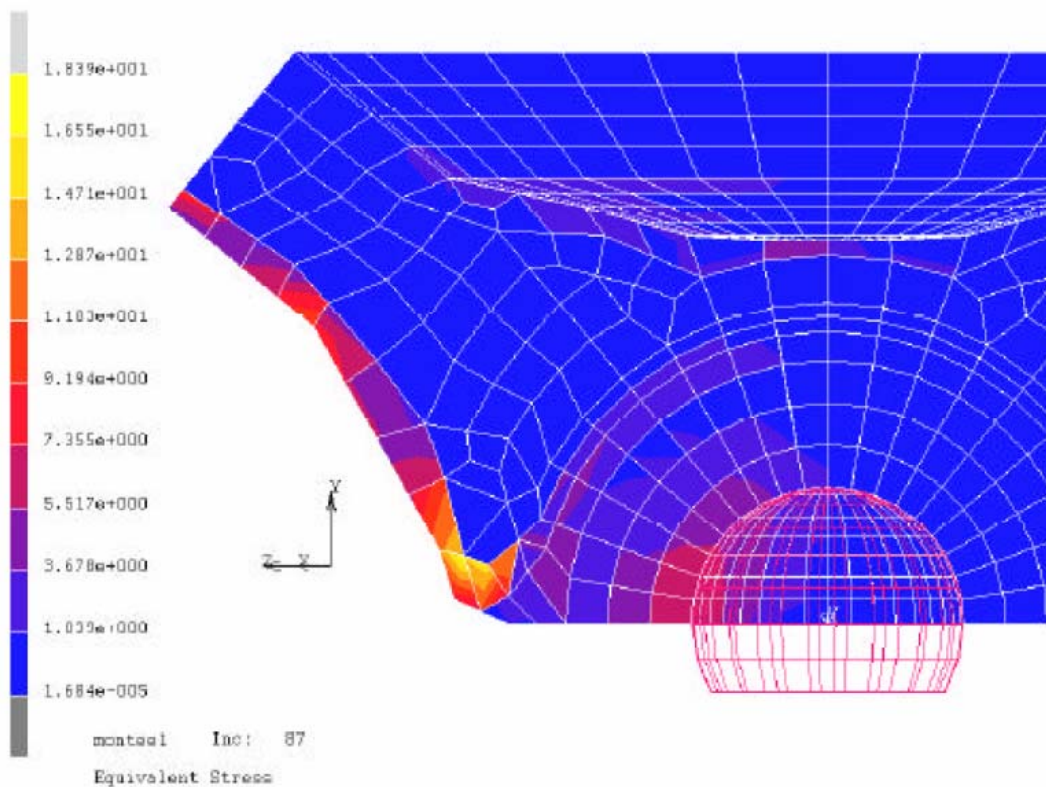


Figure 5.27 : Vue en coupe - contraintes équivalentes σ_e dans l'ensemble du modèle (montée des escaliers)

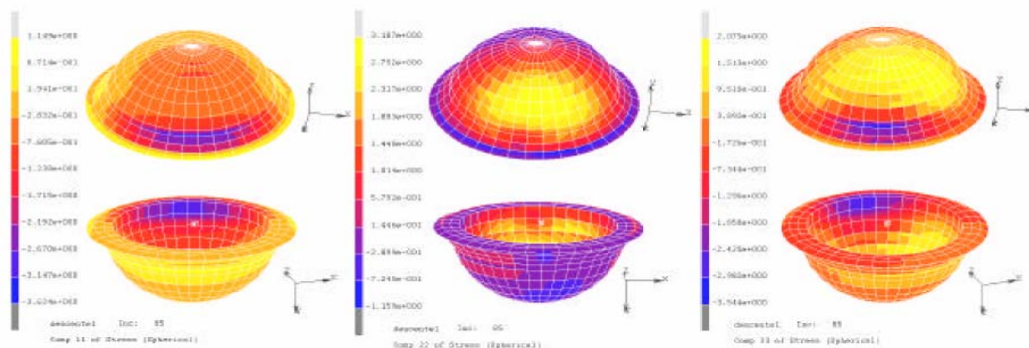


Figure 5.28 : Contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le ciment (descente des escaliers)

- modèle A1(avec os sous - chondral, avec Toilinox) :

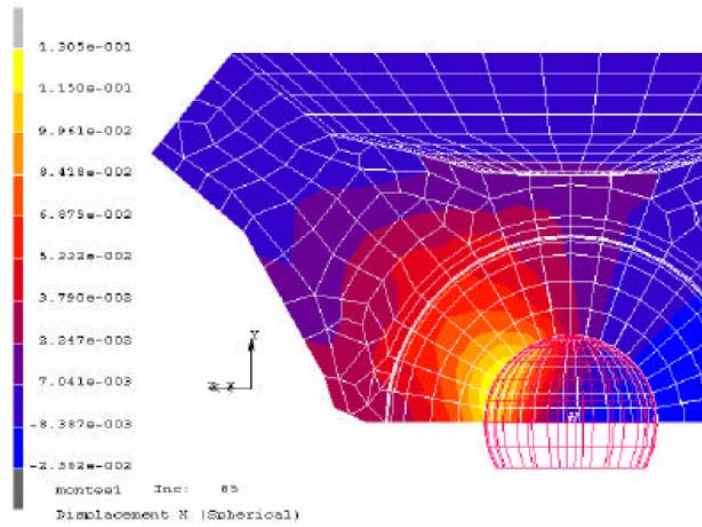


Figure 5.29 : Vue en coupe - déplacements radiaux (montée des escaliers)

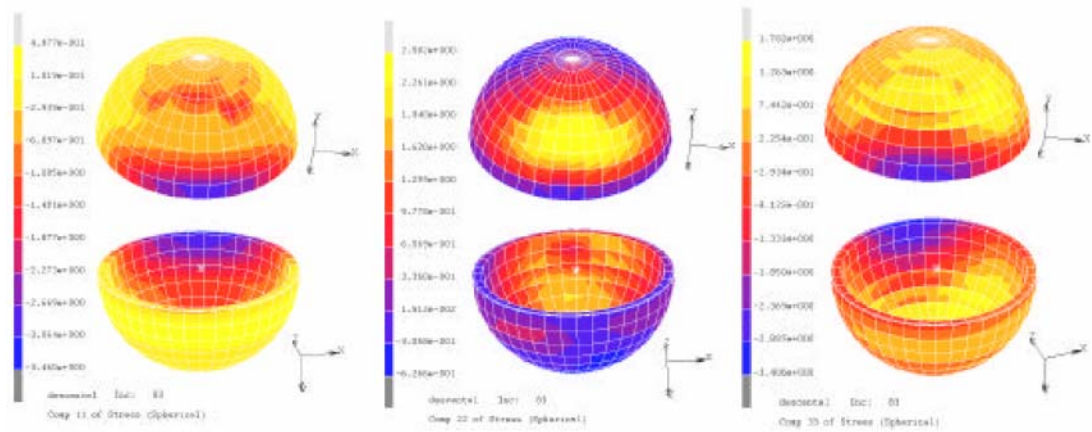


Figure 5.30 : Contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le ciment intérieur (descente des escaliers)

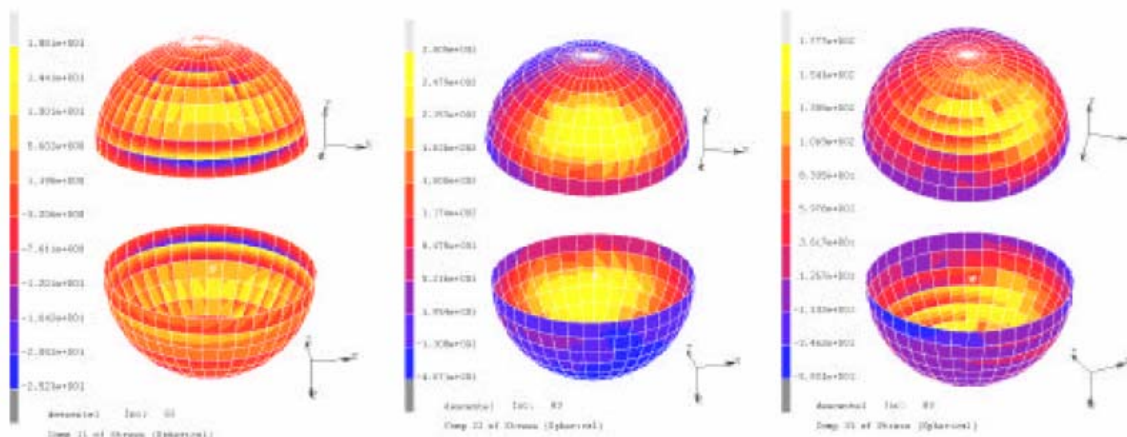


Figure 5.31 : Contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans la Toilinox (descente des escaliers)

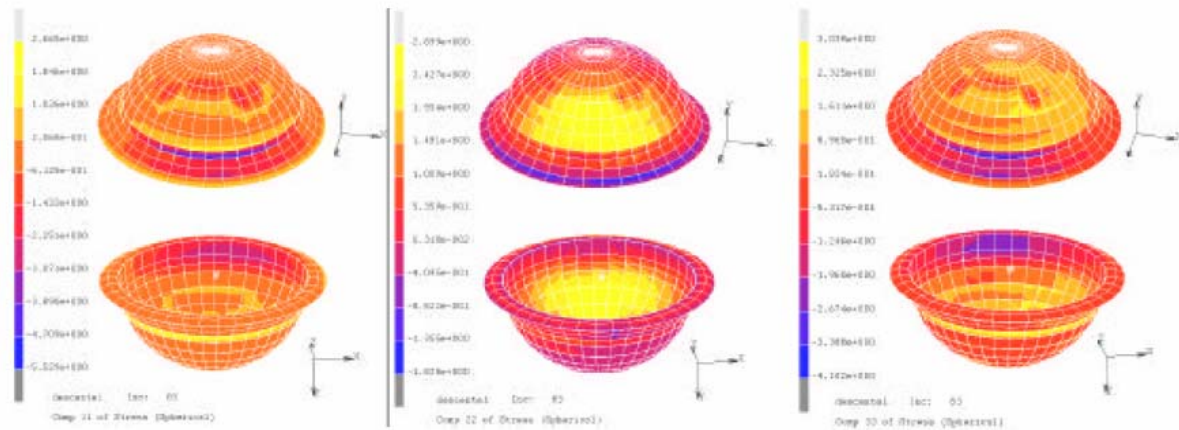


Figure 5.32 : Contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le ciment extérieur (descente des escaliers)

◆ modèles sans os sous - chondral :

- modèle S0 (sans os sous - chondral, sans grillage) :

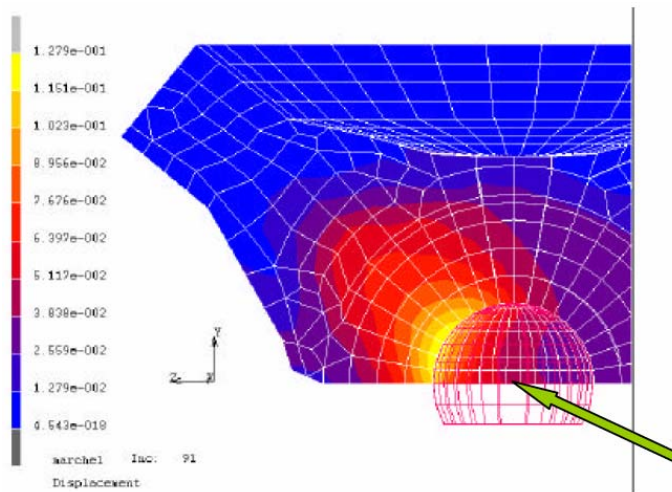


Figure 5.33 : Vue en coupe - déplacements totaux (marche)

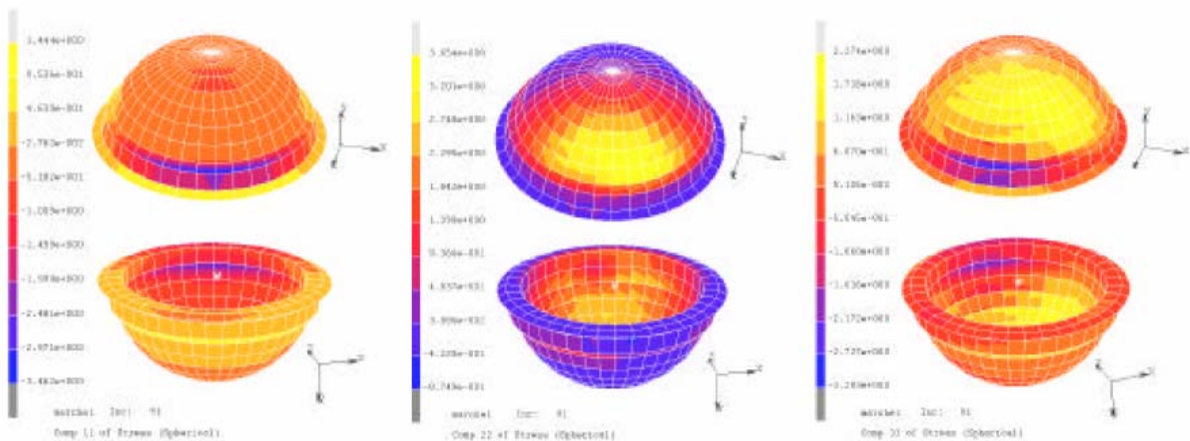


Figure 5.34 : Contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le ciment (marche)

- modèle S1 (sans os sous - chondral, avec Toilinox) :

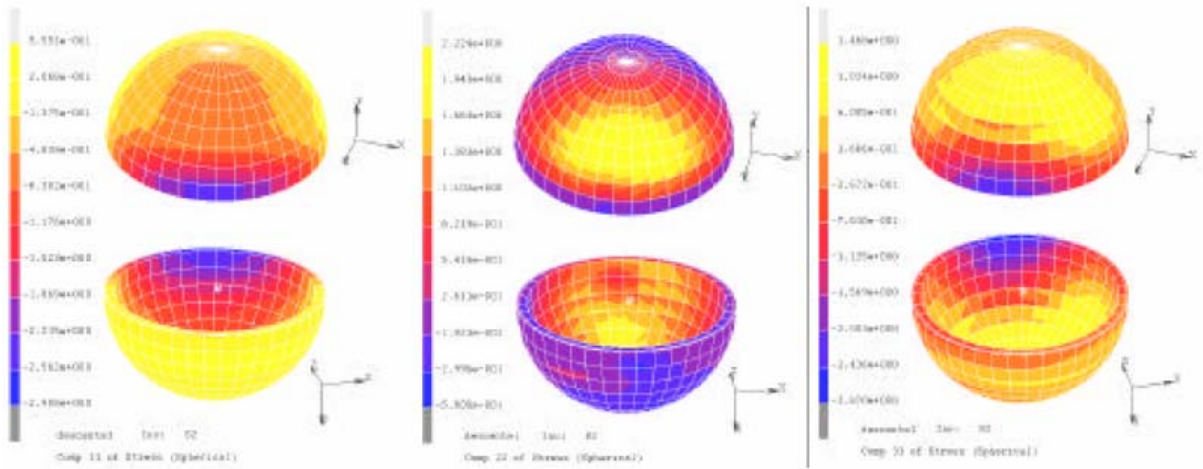


Figure 5.35 : Contraintes principales 11, 22, 33 dans le ciment intérieur (descente des escaliers)

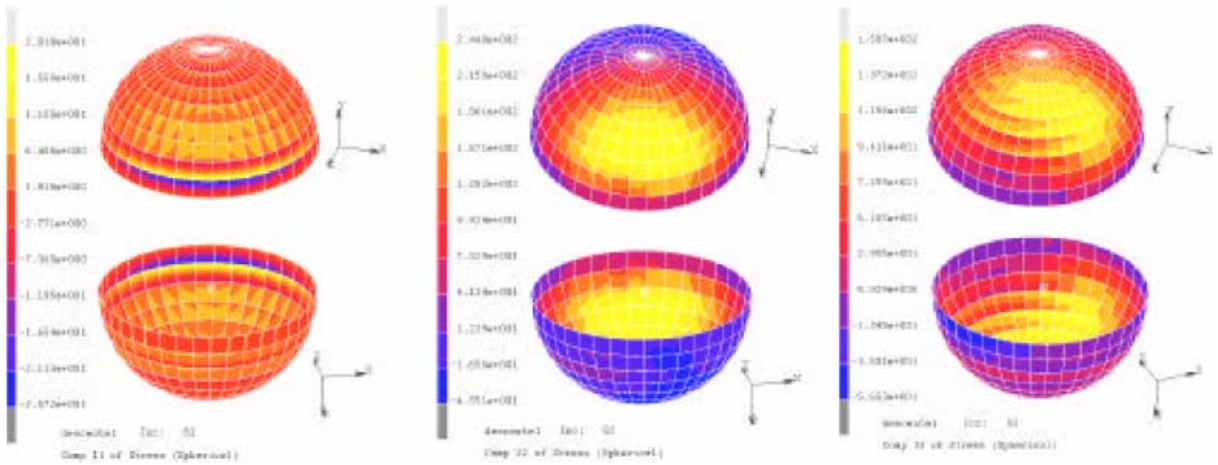


Figure 5.36 : Contraintes principales dans la Toilinox (descente des escaliers)

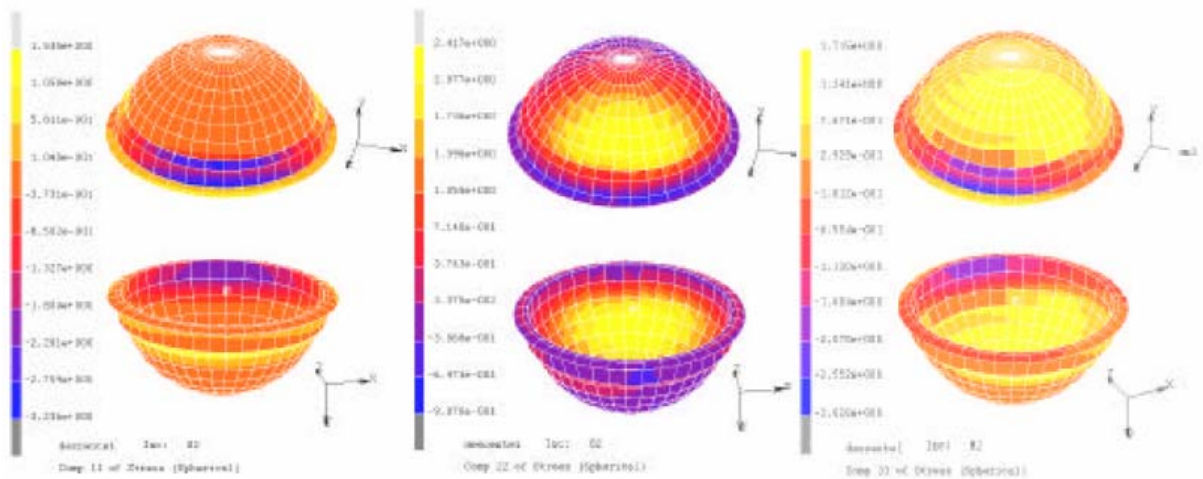


Figure 5.37 : Contraintes principales dans le ciment extérieur (descente des escaliers)

- modèle S2 (sans os sous - chondral, avec FDCG) :

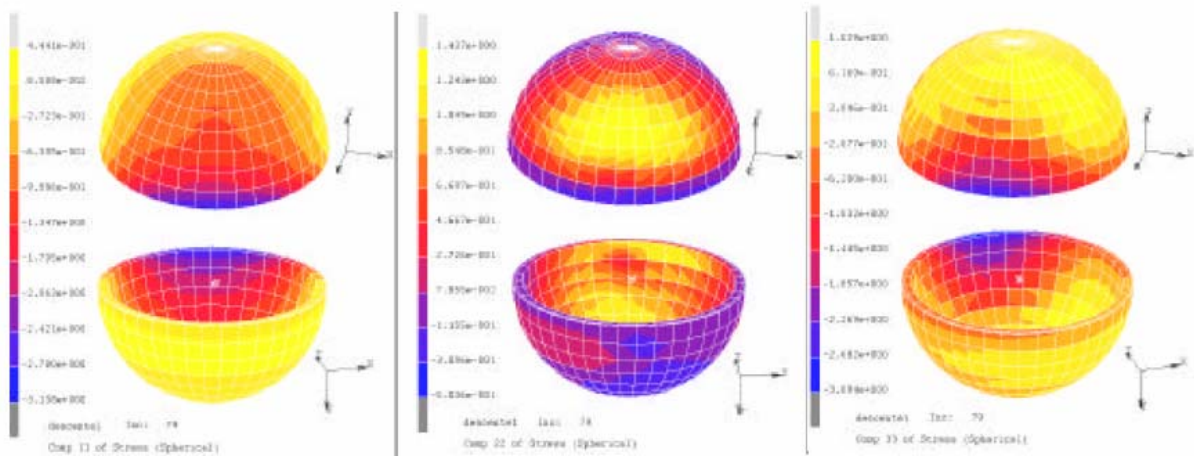


Figure 5.38 : Contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le ciment intérieur (descente des escaliers)

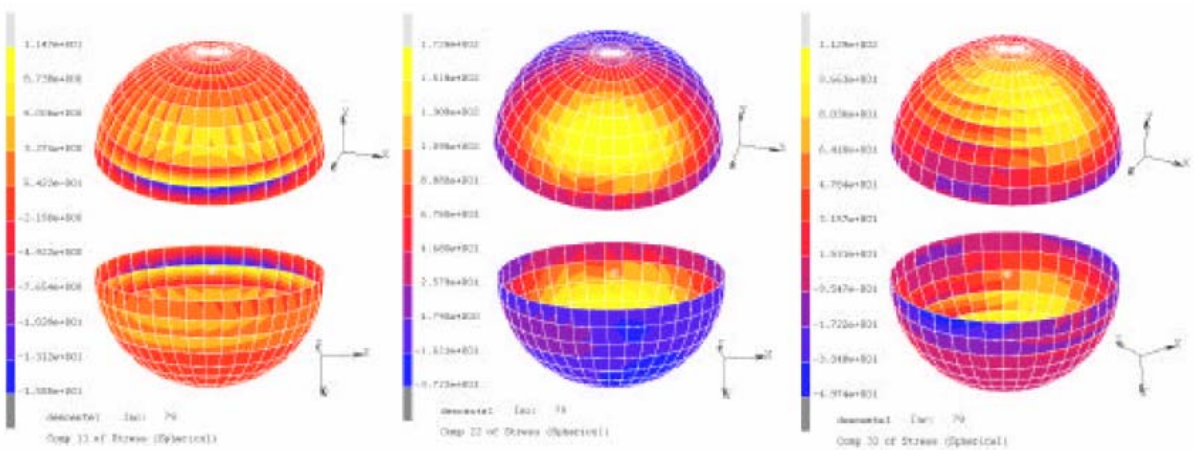


Figure 5.39 : Contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le FDCG (descente des escaliers)

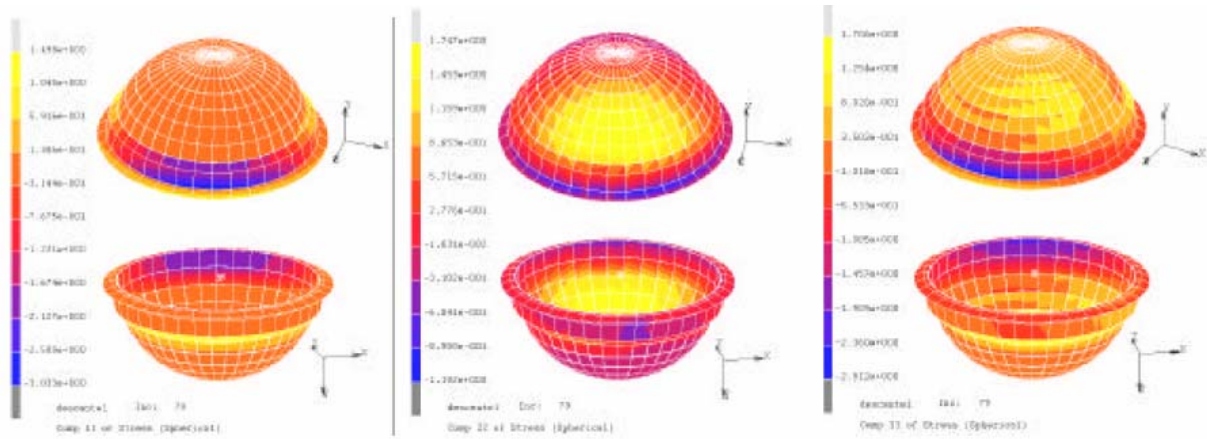


Figure 5.40 : Contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le ciment extérieur (descente des escaliers)

- modèle S3 (sans os sous - chondral, avec SKH) :

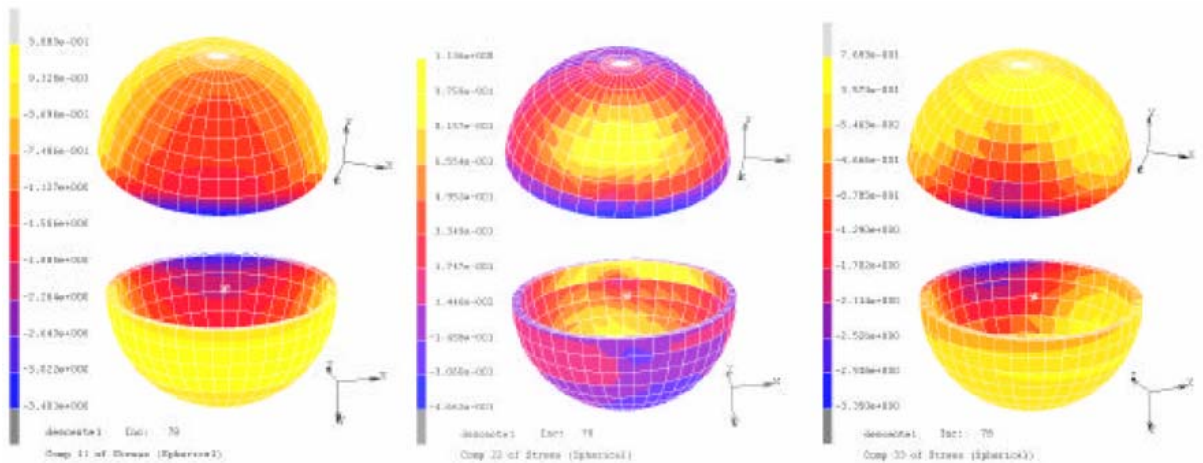


Figure 5.41 : Contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le ciment intérieur (descente des escaliers)

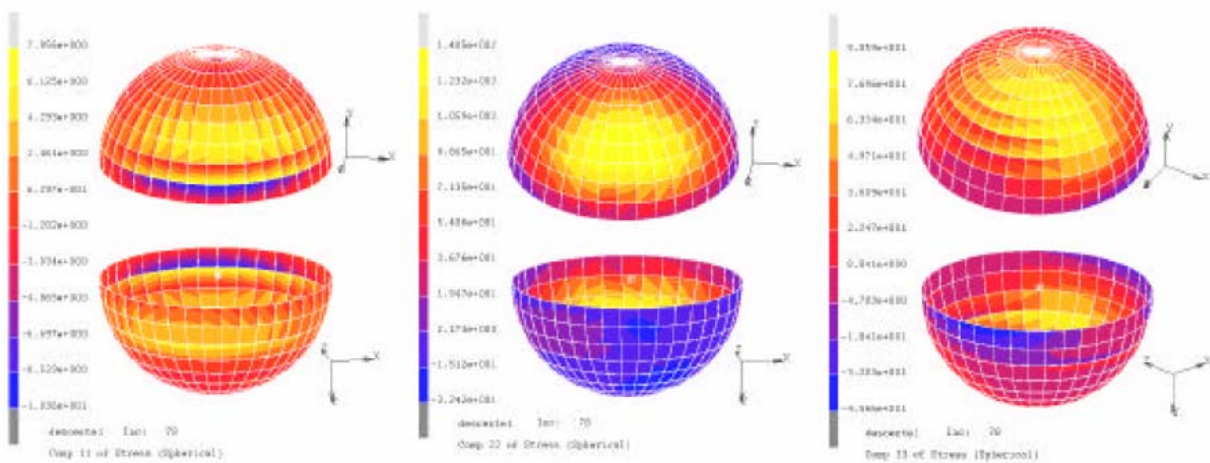


Figure 5.42 : Contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le SKH (descente des escaliers)

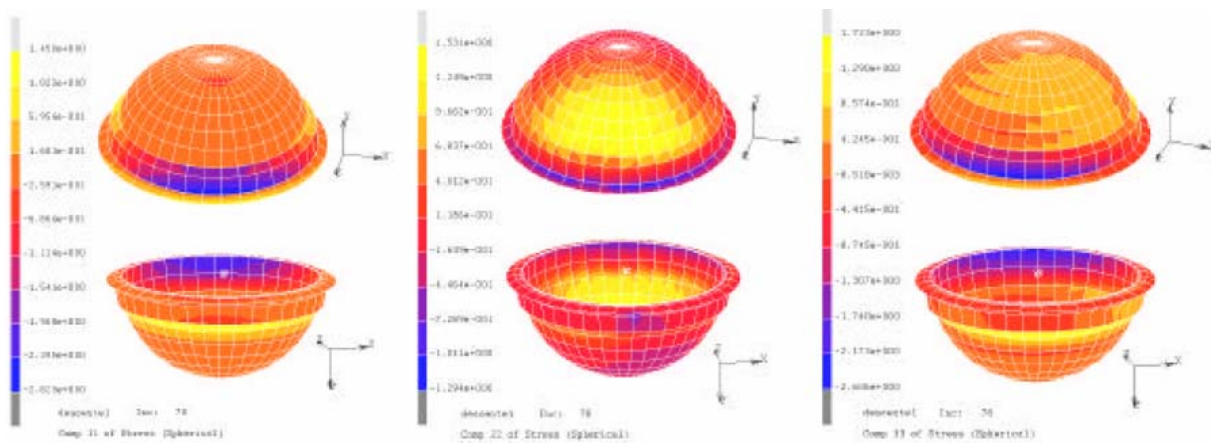


Figure 5.43 : Contraintes principales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} dans le ciment extérieur (descente des escaliers)

Les constatations suivantes peuvent être faites à partir des figures (Figure 5.27 à Figure 5.43) et des tableaux (Tableau 5.6 à Tableau 5.11) précédents :

♦ dans les modèles sans grillage A0 (avec os sous - chondral) et S0 (sans os sous - chondral) : les contraintes de traction les plus élevées à l'intérieur du manteau de ciment sont situées à proximité de l'interface ciment - os alors que les contraintes maximales de compression apparaissent près de l'interface ciment – cupule. La position d'une armature destinée à renforcer le PMMA, matériau fragile résistant moins à la traction qu'à la compression, à proximité de l'interface os – ciment semble donc pertinente. On observe aussi que, quel que soit le cas de charge étudié, la valeur maximale de la contrainte normale de traction méridienne σ_{22} est égale à 2,48 à 3,00 fois la valeur maximale de la contrainte de traction radiale σ_{11} et que la valeur maximale de la contrainte normale de traction circonférentielle σ_{33} est égale à 1,58 à 1,94 fois la valeur maximale de la contrainte de traction σ_{11} . Les contraintes σ_{22} et σ_{33} étant parallèles à la surface du ciment et la contrainte radiale σ_{11} perpendiculaire à celle-ci, donc parallèle à l'épaisseur du manteau de ciment, le choix d'une géométrie du grillage dont les fils sont parallèles aux deux plus grandes dimensions du manteau de ciment paraît judicieux.

La contrainte maximale de traction, σ_{22} , (contrainte méridienne) varie de 2,04 MPa pour l'activité « s'asseoir sur une chaise » à 5,80 MPa pour la course. Ces valeurs sont très inférieures à la contrainte de rupture par traction du ciment, voisine de 25 MPa. La contrainte maximale de compression varie de $\sigma_{22} = -0,59$ MPa pour l'activité « se lever d'une chaise » à

$\sigma_{11} = -5,76$ MPa pour la course. Ces valeurs sont également très inférieures à la contrainte de rupture par compression du ciment, de l'ordre de -80 MPa. Les contraintes maximales de cisaillement σ_{31} égales à -3,64 MPa pour la descente des escaliers et à -5,73 MPa pour la course sont nettement inférieures à la contrainte de rupture par cisaillement, voisine de 40 MPa.

Dans le modèle sans os sous-chondral, les contraintes normales de traction maximales σ_{11} , σ_{22} , σ_{33} sont respectivement plus importantes de 38%, 27% et 19% que les contraintes homonymes du modèle avec os sous - chondral, dans le cas de la marche. Le ciment semble supporter une part des contraintes que reprendrait l'os sous - chondral s'il était présent. Les contraintes dans l'os spongieux varient peu d'un modèle à l'autre. Il en est de même du déplacement. Cela s'explique par le fait que dans notre modèle, le manteau de ciment fonctionne comme une coque qui prend appui, le long de son diamètre équatorial, sur l'os cortical (figure 4-16) et qui empêche la migration de la cupule.

183

◆ dans les modèles avec os sous - chondral A0 (sans grillage) et A1 (avec Toilinox) : les contraintes normales de traction maximales méridiennes σ_{22} dans la Toilinox, qui varient de 248 à 281 MPa, sont supérieures à la limite élastique de l'acier 316 L, égale à 205 MPa, dans les 3 cas de charge étudiés : on observe un dépassement de la limite élastique de l'acier de 21% dans le cas de la marche, 31% dans le cas de la montée des escaliers et de 37% dans le cas de la descente des escaliers, ce qui semble indiquer que la section d'armatures dans cette direction est insuffisante. Les 2 autres contraintes normales σ_{11} et σ_{33} sont inférieures à cette limite, σ_{11} en moyenne de 88% et σ_{33} de 15%. L'épaisseur équivalente du grillage a été calculée à partir de la section droite des fils d'armature. Dans le cas d'un tissu, la forme des fils étant sinusoïdale, une épaisseur équivalente plus grande pourrait peut-être être prise en compte dans les calculs, à condition de connaître le poids par unité de surface de ce grillage, ce qui paraît impossible ici, la Toilinox n'étant plus disponible.

La présence d'un tissu métallique en Toilinox à proximité de l'interface ciment – os :

- réduit la valeur maximale des 3 contraintes normales, en traction comme en compression, dans le ciment d'épaisseur 2,86 mm compris entre le grillage et la cupule, dans les 3 cas de charge étudiés : de 57% pour σ_{11} , 20% pour σ_{22} et de 15% pour σ_{33} en traction. La réduction la plus importante de la contrainte de traction se produit donc dans le sens de l'épaisseur du ciment, bien que le grillage soit perpendiculaire à cette direction.

- réduit la valeur maximale de la contrainte normale σ_{22} , en traction (de 7 à 19%) comme en compression, dans le ciment d'épaisseur 0,10 mm compris entre le grillage et l'os, et augmente la valeur des 2 autres contraintes normales σ_{11} (de 127 à 132% en traction) et σ_{33} (de 36 à 46% en traction) dans les 3 cas de charge étudiés.

- réduit globalement la valeur maximale de la contrainte de cisaillement dans le ciment intérieur et l'augmente dans le ciment compris entre le grillage et l'os, la valeur maximale de la contrainte étant de -4,80 MPa, soit très inférieure à 40 MPa. [10]

♦ dans les modèles sans sous-chondral S0 (sans grillage), S1 (avec Toilinox), S2 (avec FDCG) et S3 (avec SKH) : la contrainte normale maximale de traction méridienne σ_{22} de la Toilinox est à nouveau supérieure à la limite élastique et varie de 220 MPa pour la marche à 244 MPa pour la descente des escaliers, ce qui semble encore une fois indiquer que la section d'armatures de ce grillage est insuffisante dans cette direction.

Les contraintes normales maximales dans le FDCG et le SKH sont inférieures à la limite élastique de l'acier dans les 3 cas de charge étudiés : marche, montée et descente des escaliers, la valeur maximale étant de 173 MPa pour la contrainte σ_{22} du FDCG (descente des escaliers) et de 141 MPa pour la contrainte σ_{22} du SKH (descente des escaliers).

La présence de chacun des 3 grillages à proximité de l'interface ciment – os réduit les valeurs maximales des 3 contraintes normales, en traction (tableau 4-12) comme en compression, et des 3 contraintes tangentielles dans le ciment extérieur et intérieur, pour le cas de charge étudié le plus défavorable (marche). [10]

contraintes normales	Toilinox (modèle S1) A = 0,336 mm ² /cm de largeur		FDCG (modèle S2) A = 0,838 mm ² /cm de largeur		SKH (modèle S3) A = 1,323 mm ² /cm de largeur	
	ciment int.	ciment ext.	ciment int.	ciment ext.	ciment int.	ciment ext.
	%	%	%	%	%	%
σ_{11}	65	3	72	6	76	11
σ_{22}	45	40	65	49	73	63
σ_{33}	41	32	59	32	70	33

Tableau 5.12 : Réduction des contraintes normales de traction dans le ciment en présence d'un grillage par rapport au ciment seul dans le cas de la marche

Les grillages apparaissent dans ce tableau dans l'ordre croissant de leur section d'armatures A. La réduction des contraintes maximales de traction dans le ciment varie dans le même sens que l'augmentation de la section d'armatures. Si les contraintes normales dans l'os spongieux 1 dans les modèles avec ou sans os sous - chondral varient peu en présence du ciment seul, elles sont légèrement réduites lorsqu'un grillage est placé dans le PMMA à proximité de l'interface os – ciment. Le matériau composite ciment – armature semble se substituer à l'os sous - chondral en fonctionnant comme une membrane qui transmet directement les efforts à l'os cortical du pelvis et en restituant à l'acetabulum sa rigidité structurelle.

5.5 CONCLUSION

Un calcul aux éléments finis suppose que les matériaux soient homogènes, isotropes et continus. A l'échelle qui nous intéresse, ce n'est le cas ni du ciment, ni de l'os, ni du matériau composite PMMA – grillage. Notre modèle, qui s'intéresse aux contraintes dans le ciment, le grillage et l'os acétabulaire, a été limité pour tenir compte des possibilités du logiciel, du matériel ainsi que des temps de calcul. Il ne comprend, en dehors de la prothèse et de sa fixation, que l'os périacétabulaire et ne tient pas compte des actions des muscles exercées directement sur l'os cortical de la hanche. Les valeurs des contraintes dans le ciment obtenues pour la marche dans notre modélisation ont été confrontées avec celles de Dalstra et al. [DAL95] et Schuller et al. [SCH93] qui ont modélisé un hémipelvis en tenant compte des efforts musculaires appliqués à la hanche. Elles sont du même ordre de grandeur. Selon ces auteurs, l'action des muscles dans la hanche naturelle au cours des différentes phases de la marche semble être de maintenir la variation de la distribution des contraintes à un niveau minimum et de ménager ainsi la résistance à la fatigue du matériau « os ». Ces variations sont plus importantes dans l'acetabulum où les distributions de contraintes dépendent plus directement de l'effort appliqué à l'articulation.

Dans notre modèle, l'os sous – chondral recouvre la totalité de la cavité acétabulaire, y compris l'incisure acétabulaire. C'est une simplification, car nous avons vu précédemment que la géométrie de cet os est celle du cartilage, c'est-à-dire d'un croissant inscrit dans une hémisphère. Nous avons également supposé que la valeur du module d'Young de l'os sous - chondral était constante alors qu'elle est nettement inférieure au droit du toit acétabulaire, zone de déformabilité, qu'au droit des cornes antérieure et postérieure. Les valeurs des efforts données pour chaque cas de charge par les mesures expérimentales de Bergmann et al. sur trois ou quatre patients ont été appliquées directement à notre modèle, sans être multipliées

par un coefficient de pondération qui aurait pris en compte les variations qui existent d'un individu à l'autre.

Les valeurs maximales des contraintes de traction dans les cas de charge étudiés ne suffisent pas à elles seules à expliquer la fragmentation du ciment *in vivo*. Elles ne prennent pas en compte l'état de traction du ciment dû au retrait pendant la phase provisoire qui s'ajoute aux contraintes de traction produites pendant les activités du patient. De plus, notre modèle ne tient compte ni du frottement, ni de l'effet des butées intra-prothétiques, ni de l'écart éventuel entre les centres géométriques de la tête et/ou de la cupule par rapport au centre de rotation naturel de la hanche.

Les 5 activités étudiées concernent essentiellement des personnes âgées ou dont l'activité physique est réduite, et sans surcharge pondérale. Pour des personnes plus jeunes ou plus actives, des activités sportives pourraient être étudiées. Par ailleurs, certaines activités professionnelles impliquent de porter des charges très lourdes. Un quartier de boeuf sur le dos d'un boucher pèse entre 100 et 120 kg. Aucun chariot n'est actuellement en mesure de remplacer ce geste. Il y a peut-être là une piste de recherche à explorer. Elle éviterait aux bouchers de plus de 50 ans de subir une arthroplastie totale de la hanche.

Du point de vue mécanique, la section d'armatures de la Toilinox paraît insuffisante dans les cas de charge étudiés, puisque certaines valeurs de la contrainte normale de traction σ_{22} dépassent la limite élastique de l'acier, alors même que les efforts pris en compte dans les calculs n'ont pas été pondérés. On peut supposer d'une part qu'il y a redistribution des efforts dans l'acier et dans le ciment, d'autre part que les patients chez lesquels la Toilinox recouvrant la totalité de l'acetabulum avait prolongé la durée de vie de la prothèse avaient une activité plus limitée en intensité que celle prise en compte dans nos calculs (exemple : marche lente au lieu de marche normale à 3,9 km / heure), vraisemblablement aussi en fréquence et qu'il n'y a pas eu alors de phénomène de fatigue des matériaux.

Chapitre 6

**PROBLÉMATIQUES
ET SOLUTIONS
EXISTANTES**

CHAPITRE 6

PROBLÉMATIQUES ET SOLUTIONS EXISTANTES

6.1 INTRODUCTION

Au courant de cette thèse, nous avons invoqué plusieurs facteurs influant sur le choix des prothèses de hanche. Beaucoup d'entre eux s'ils ne sont pas pris en compte peuvent causer une reprise précoce. Pour essayer de cerner ces aspects, nous mettrons en évidence dans ce chapitre les problématiques dans ce domaine ainsi que les solutions existantes actuellement, ou à envisager dans un futur proche.

6.2 PROBLÉMATIQUES

6.2.1 LES MICROMOUVEMENTS DE LA TIGE DIAPHYSAIRE

Plusieurs propositions ont été faites pour améliorer le couple dû à la friction entre la cupule et la tête, et cela, par exemple en modifiant la surface de la tête en titane à titre d'exemple par une nitruration par dépôts de nitrure de titane : cette technique utilisée dans l'industrie pour l'amélioration de la friction pose néanmoins quelques difficultés dans son utilisation orthopédique, notamment en ce qui concerne les variations d'épaisseur du dépôt, et la qualité de son adhérence au substrat. L'implantation ionique est particulièrement prometteuse mais complexe à mettre en œuvre, car n'entraînant que des modifications très superficielles, ce qui peut interférer sur sa longévité. Cette technique d'implantation est donc sûrement précieuse pour améliorer la dureté des surfaces de titane faiblement exposées aux frottements (par exemple les tiges diaphysaires) mais n'apporte peut-être pas toutes les garanties de longévité en ce qui concerne les pièces dont la finalité est le frottement. C'est la raison pour laquelle beaucoup de concepteurs se sont orientés vers l'usage d'une tête en matériau différent de la tige, disposant de qualités tribologiques reconnues, qu'elle soit métallique ou céramique. Mais cette jonction tête/col a pour principale problème majeur le micromouvement de la tige diaphysaire dû principalement aux raisons suivantes :

6.2.1.1 La déformation de l'étui de ciment

Cette déformation peut être le fait soit des qualités mécaniques insuffisantes de cet étui, soit des excès de contraintes liés **au dessin de la prothèse**. La qualité du cimentage est fondamentale et l'on ne peut considérer une tige comme bien cimentée que s'il y a eu une excision du spongieux diaphysaire, une obturation étanche, l'utilisation d'un ciment basse viscosité (car son homogénéité est bien plus grande), un cimentage sous pression. Les variations de qualité du ciment et de sa préparation induisent des modifications de sa résistance mécanique allant du simple au double. **Le dessin de la prothèse est important car il doit éviter que la transmission des forces de la prothèse vers le ciment se fasse par des zones anguleuses, entraînant des renforcements de contraintes**. Ceci peut s'observer sur les arêtes d'une tige de type autobloquante. Il a en effet été montré que dans les prothèses cimentées l'initiation du descellement survenait volontiers au niveau de la pointe de la tige, et qu'il pouvait être mieux prévenu par l'utilisation d'une extrémité arrondie.

6.2.1.2 La micro-mobilité entre l'implant et le ciment

Cette mobilité peut survenir même en l'absence de déformation significative de l'étui de ciment. En effet, dans le cas des métalloses ont été observées avec des tiges fines en titane, de morphologie identique à celle de prothèses en acier n'ayant posé aucun problème, par exemple des tiges de type Charnley. Il semble que surviennent des micromouvements à l'interface, dus à la grande élasticité de l'alliage de titane, à l'origine de débris d'usure. Ainsi, **le dessin de la tige doit varier en fonction du matériau utilisé** : la «reproduction» en alliage de titane d'une prothèse donnant satisfaction lorsqu'elle est réalisée en un autre métal, n'est pas une garantie de l'obtention de résultats identiques.

6.2.1.3 Méthodes de réduction des conséquences des micromouvements

Il existe donc des sollicitations en glissement, à la jonction prothèse/ciment. Elles peuvent être réduites soit en utilisant le pré-coating (qui permet une excellente adhérence du méthacrylate à la tige prothétique, mais reporte alors le problème de la micro-mobilité entre le bloc de méthacrylate et l'os, ce qui n'est peut-être pas mieux), soit en rendant irrégulière la surface de la prothèse (ce qui est satisfaisant initialement, mais aboutit à une libération accélérée de débris d'usure à partir du moment où la micro-mobilité apparaît). Mieux vaut sans doute considérer cette

micro-mobilité comme incontournable : dès lors il faut s'efforcer de rendre **le cimentage et le dessin aussi fiables que possible**, et rendre la micro-mobilité la moins dangereuse possible en modifiant la surface de l'alliage. Des traitements de surface de type oxydation anodique, qui apportent une coloration différente, sont destinés à améliorer la passivation, mais ne changent pas la dureté. Par contre, différents traitements de surface, et notamment l'implantation ionique, permettent de doubler la dureté de l'alliage de titane, et de l'amener au voisinage de celle des stellites, très résistants à l'abrasion. **Il semble donc que la solution de sécurité actuelle soit d'utiliser une tige à dessin spécifiquement étudié**, à la surface parfaitement polie, voire bénéficiant d'un traitement de durcissement. **La qualité de l'usinage est essentielle**. On connaît les risques de fracture d'une tête céramique par concentration de contraintes, s'il existe une non-correspondance des angles des cônes ou un état de surface tel que les appuis sont ponctiformes. Le cône mâle doit bénéficier d'un état de surface précis, éventuellement avec des irrégularités contrôlées (par exemple des stries annulaires) dont la déformation à l'impaction permet une adaptation précise avec le cône femelle. Une adaptation imparfaite sera précocement sanctionnée pour une tête en céramique, mais si on utilise une tête en métal elle aboutira inéluctablement à une corrosion. Encore faut-il que le chirurgien réalise un parfait assemblage préopératoire : ceci limite les micromouvements précoces dont l'amplitude ne peut qu'aller en s'accroissant. Les cônes doivent donc être parfaitement protégés pendant le temps opératoire, tandis que l'impaction ne peut se faire que sur des cônes propres et secs. L'utilisation d'un impacteur dynamométrique apporte un élément de sécurité complémentaire : ce type d'appareil permet de délivrer une force axiale connue, suffisante pour un bon blocage immédiat, sans faire courir de risques à la tête. Mais, comme aux autres niveaux, la micro-mobilité ne peut être totalement éliminée et il faut donc en limiter les conséquences, tout en utilisant une tête bénéficiant de bonnes qualités tribologiques. La meilleure tribologie est assurée par le couple céramique/polyéthylène, à condition de bénéficier d'une céramique irréprochable, tant sur le plan de sa structure que de ses qualités dimensionnelles, et notamment en ce qui concerne le cône femelle. Il faut malheureusement constater que les bris de tête céramique demeurent encore très fréquents, vraisemblablement du fait d'une attention insuffisante portée au versant métallique de la jonction tête/col. Le couple métal/polyéthylène demeure satisfaisant, si l'on utilise une tête de petit diamètre, et si le métal est l'acier ou le cobalt-chrome. Mais il s'agit d'une association pouvant être à l'origine de corrosion galvanique. Cette corrosion est nulle pour une jonction titane/titane

(mais on connaît la médiocrité tribologique des têtes en titane). Elle est modérée pour le couple titane/acier, et vraisemblablement tolérable pour une prothèse implantée chez un sujet à espérance de vie limitée. La corrosion est faible pour un assemblage titane/cobalt-chrome, ce binôme étant particulièrement favorable si l'on utilise un cobalt-chrome forgé (et donc avec de faibles ségrégations inter granulaires), plutôt que du cobalt-chrome coulé. Ainsi dans l'état actuel de nos connaissances, l'utilisation d'une jonction conique alliage de titane/cobalt chrome forgé, paraît compatible avec nos exigences de longévité prothétique.

6.2.2 PROBLÉMATIQUE PHYSICO-MÉCANIQUE

Le nombre de modèles de PTH sur le marché dépasse les 440. Parmi cette large gamme disponible, le choix de la prothèse doit être soigneusement adapté au patient avant l'intervention. Or, les résultats d'une PTH dépendent de multiples paramètres :

- Des qualités mécaniques de la prothèse.
- Des matériaux : ceux-ci doivent être biocompatibles et résister à la corrosion.
- Du coefficient de friction, qui doit être bas pour que les contraintes aux points d'ancrage soient minimales.
- De la **forme de la prothèse**, qui influe également sur la **répartition des contraintes** au sein de l'os.
- Des qualités tribologiques du couple de frottement.
- De la qualité de l'os et de la morphologie de la hanche du patient.

Le choix de la prothèse s'effectue également sur des critères dépendant directement du patient et du chirurgien. L'âge du patient, son activité, son espérance de vie, ses attentes et exigences en termes de qualité de vie postopératoire vont également être pris en compte. Quant au chirurgien, la formation qu'il a reçue, son apprentissage, vont forcément influencer son choix. L'accès à un certain type de dispositif (proximité du fabricant, facilité de mise à disposition du matériel) est également un critère de choix essentiel pour le chirurgien.

Les essais cliniques publiés étudient soit le mode de fixation, soit le couple de frottement. Les autres facteurs influant sur le choix de la PTH ne sont pas explorés en recherche clinique. Nous aborderons tout d'abord les examens préopératoires qui vont permettre au chirurgien de choisir la prothèse la plus adaptée à son patient.

6.2.2.1 Examens Préopératoires

-Examens radiologiques

De manière standard, l'étude préopératoire est réalisée à partir d'une radiographie de face de la hanche du patient, complétée éventuellement par un faux profil. Elle doit permettre de choisir la taille du cotyle et la pièce fémorale adaptée.

La télémétrie est utilisée pour analyser les différences de longueur des membres. Elle peut être réalisée pour rechercher les raisons d'une inégalité de longueur entre les deux membres. Suivant les habitudes des chirurgiens, cet examen peut être réalisé de manière systématique ou occasionnelle.

Une IRM est réalisée en cas d'ostéonécrose pour s'assurer du diagnostic, apprécier l'étendue de la nécrose et vérifier l'état de la hanche opposée. Le scanner est un examen utilisé quand la géométrie du cotyle et/ou du fémur présente une variation anatomique, notamment chez les sujets jeunes.

-Qualité de l'os

Aucun examen ne permet à l'heure actuelle d'apprécier la qualité de l'os avant l'intervention alors qu'il s'agit d'un paramètre qui peut être important dans le choix de la prothèse. La valeur pronostique de la bonne tenue de la PTH par l'ostéodensitométrie ou les ultrasons reste encore à évaluer. L'appréciation reste fondée sur la radiographie qui reflète grossièrement l'état osseux ainsi que son architecture.

- Interrogatoire clinique

L'interrogatoire clinique est essentiel car il permet de préjuger de la qualité de l'os en fonction de la longévité familiale et de l'activité physique du patient. Le choix de la prothèse est largement dépendant de la qualité estimée de l'os : par exemple, chez des patients âgés ostéoporotiques, les matériaux souples absorbant les contraintes seront préférés. Cet interrogatoire permet également de déterminer les attentes du patient, notamment en termes de reprise d'activité ultérieure.

6.2.2.2 Le couple de frottement

La mobilité de la tête fémorale prothétique dans le cotyle prothétique, c'est-à-dire le couple de frottement, assure le bon résultat fonctionnel d'une PTH. Les matériaux utilisés doivent être biocompatibles en masse et sous forme de particules d'usure, résister à la corrosion et aux fractures de fatigue.

Les causes d'un descellement d'une PTH sont souvent multiples. Un facteur important est la qualité de la fixation initiale de l'implant. L'ostéolyse induite par des débris d'usure est

également une cause importante de descellement. Le frottement tête fémorale-cotyle peut user les surfaces et ainsi créer des particules d'usure. Ces particules ou débris sont responsables de l'ostéolyse péri prothétique par les réactions macrophagiques aux corps étrangers qu'elles entraînent. Les débris déclenchent une réaction inflammatoire mono-cytaire avec libération de protéines pro-inflammatoires (cytokines, prostaglandines) qui favorise la résorption osseuse autour des implants.

Aucune recommandation, consensus ou étude de synthèse, n'a été publiée sur ce sujet. Les études publiées traitant des couples de frottement sont essentiellement des études des caractéristiques mécaniques et biologiques par des essais d'usure *in vitro*, ou des analyses histologiques des matériels de révision que nous n'avons pas retenues. De rares études cliniques ont étudié les couples de frottement. Aucune n'a comparé des couples de frottement différents utilisés dans un même type de prothèse, fixant ainsi ce paramètre. Les essais publiés sont des séries de cas.

— *Couple de frottement zircone-polyéthylène*

Des études sur les résultats du couple de frottement zircone-polyéthylène décevants à 8 ans, avec un faible taux de survie, 63 %, et des signes importants d'ostéolyse. Ces mauvais résultats ont amené à l'arrêt de l'utilisation de ce couple de frottement.

— *Couple de frottement métal-métal*

À partir de 1987 a été introduite la seconde génération de couple métal-métal. Les résultats des séries de cas sont précoces : de 2,5 à 3,5 ans. Avec cette nouvelle génération de couple métal-métal, des chercheurs ont trouvés de bons résultats mais à court terme. Les résultats avec un recul moyen de 2,7 années ne montraient aucune révision avec de bons résultats cliniques. Aucun signe d'ostéolyse radiologique n'était noté mais, selon les auteurs des ces études, l'ostéolyse apparaissant plus communément aux environs de 5 ans postopératoires, ces résultats précoces ne sont donc pas significatifs. Une autre étude a suivi 78 PTH avec un couple de frottement métal-métal sur 2,5 années. Les résultats cliniques sont bons et 3,8 % des PTH ont été révisées. La faible durée de cette étude et le manque de standardisation du mode opératoire, voire l'utilisation de types de prothèses différents, ne permettent pas de conclure sur les résultats du couple métal-métal.

— *Couple de frottement alumine-alumine*

Le couple de frottement alumine-alumine a été introduit dans les années 70. La cohorte qui a le plus de recul donne des taux de survie de 75 % à 15 ans. Les révisions sont essentiellement dues à des descellements aseptiques du cotyle. Par ailleurs les résultats chez les patients de moins de 50 ans sont meilleurs. Les auteurs soulignent que les révisions ont été des interventions simples car le stock osseux était conservé. L'étude portait sur 87 PTH avec couple de frottement alumine-alumine, posées chez des patients jeunes, âgés de moins de 50 ans. Les auteurs concluent que l'on peut s'attendre à une bonne survie à long terme chez des patients avec une activité physique élevée. L'avantage du couple alumine-alumine est un faible taux d'ostéolyse, ce qui facilite les révisions puisqu'une reconstruction osseuse n'est plus nécessaire. Dans une autre série prospective de 128 PTH chez des patients de moins de 40 ans, la courbe de survie des PTH avec couple de frottement alumine-alumine est de 80 % à 15 ans mais différents modèles de prothèses et de fixations sont utilisés dans cette étude. Une série de cas rétrospective (76) donne des bons résultats à moyen terme, 9 ans.

— *Couple de frottement alumine-polyéthylène*

Une analyse de la survie à 10 ans d'une PTH cimentée avec un couple de frottement alumine-polyéthylène a permis le suivi de 156 PTH. Dans cette série de cas prospective, les résultats cliniques sont comparables aux autres séries qui donnent de bons résultats avoisinant 90 %. D'après les auteurs, l'amélioration apportée par l'adoption d'un couple de frottement alumine-polyéthylène n'a pas eu d'incidence sur les résultats fonctionnels. Pour les auteurs, la surveillance radiologique des liserés apparus durant la première année doit être rigoureuse pendant les 5 premières années. Le caractère péjoratif de ces liserés étant défini plutôt par leur évolution rapide que par leur apparition précoce. Une étude rétrospective multicentrique réalisée en 1997 a étudié l'implantation de 1 347 PTH chez des sujets âgés de moins de 50 ans. Le couple de frottement polyéthylène était utilisé dans 47 %, le couple polyéthylène dans 40 %, le couple alumine-alumine dans 12 % des cas et un autre couple de frottement a été utilisé dans 1 % des cas. Le taux de survie mécanique à 10 ans est respectivement de 92 % pour le couple métal-PE, 90 % pour le couple alumine-alumine et 78 % pour le couple alumine-PE. Les auteurs concluent que le couple utilisé et son corollaire, le diamètre de la tête fémorale, ont une influence majeure sur la survie prothétique et que les prothèses à couple métal-PE et tête de 22 mm ont la meilleure survie à long terme. Néanmoins, étant donné la méthodologie rétrospective et le non-ajustement lors des

analyses sur des paramètres importants comme le type de fixation et le modèle de prothèse, ces conclusions ne peuvent être réellement affirmées.

Le couple métal-PE est le couple pour lequel on dispose du plus grand recul, plus de 20 ans pour plusieurs milliers de PTH et à une échelle mondiale. Les autres couples de frottement, essentiellement métal-métal et céramique-céramique, ont été développés pour diminuer l'ostéolyse telle qu'elle a été mesurée avec le couple métal-PE. Les autres couples de frottement ne disposent à l'heure actuelle que de résultats plus limités dans le temps et en nombre d'implantations. Les études cliniques comparant différents couples de frottement pour un même type de prothèse ne sont pas disponibles. Les études menées sont essentiellement des études d'usure *in vitro*. La biocompatibilité des nouveaux matériaux utilisés est surtout évaluée dans des études toxicologiques qui ne préjugent pas de leur tolérance chez l'homme .

L'importance du diamètre de la tête fémorale peut également être évoquée. Ainsi une tête fémorale d'un petit diamètre, 22,225 mm, va être à l'origine de moins de débris. En termes économiques, le coût d'une prothèse modulaire augmente si une tête fémorale céramique est utilisée : elle coûte près de 3 fois plus qu'une tête fémorale métallique.

6.3 SOLUTIONS EXISTANTES

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

6.3.1 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 :

- 1-Les formes géométriques de ces corps sont compliquées.
- 2-Les déformations qu'ils subissent sont grandes et les matériaux qui les constituent ont un

comportement non linéaire.

3-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, et 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 résolus à l'aide de logiciels informatiques utilisant la méthode par éléments finis. Comme illustration, la (Figure 6.1) 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.

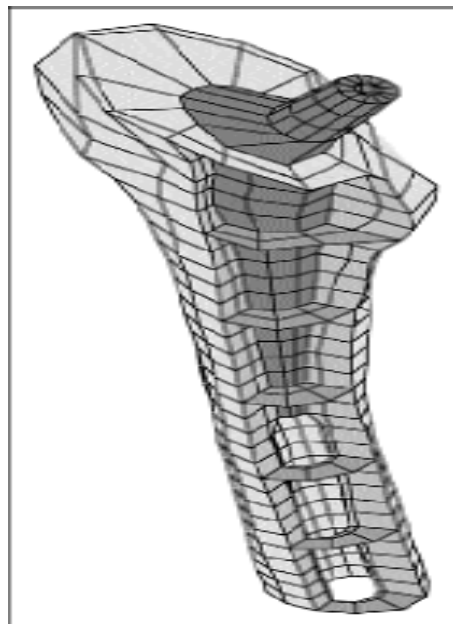


Figure 6.1: Maillage par éléments finis d'un système os-tige fémorale.

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.

6.3.1.1 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 6.2) 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 (ρ) doit être attribuée à chaque nœud du maillage.

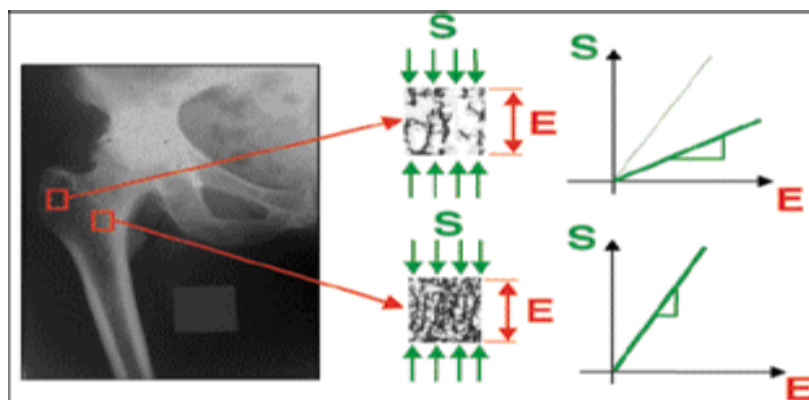


Figure 6.2 : Illustration de l'inhomogénéité osseuse par la différence de rigidité entre deux zones du fémur proximal.

-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 6.3).

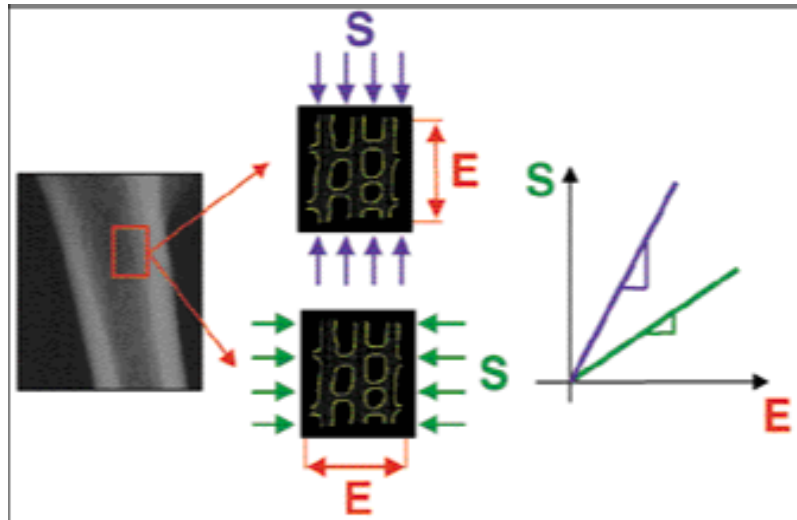


Figure 6.3: illustration de la différence de rigidité osseuse liée à l'anisotropie

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 ρ , du tenseur de structure M et du tenseur de déformation E (Figure 6.4).

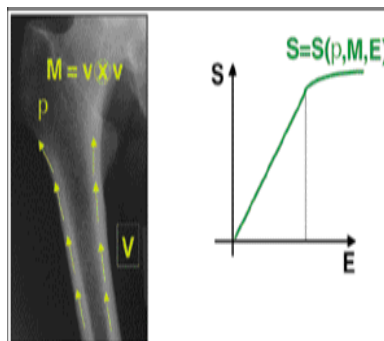


Figure 6.4 : facteurs intervenant dans la définition de la loi de comportement.

v : direction privilégiée d'anisotropie, M : tenseur de structure

6.3.2 MODÉLISATION GÉOMÉTRIQUE

La première étape de la modélisation est l'acquisition de l'information géométrique. L'imagerie scanner nous fournit cette information sous forme d'un ensemble de coupes transversales. Après extraction par un logiciel de traitement d'image approprié des géométries fémorales interne et externe, le solide est reconstruit en 3-D (Figure 6.5) avec le maillage correspondant.

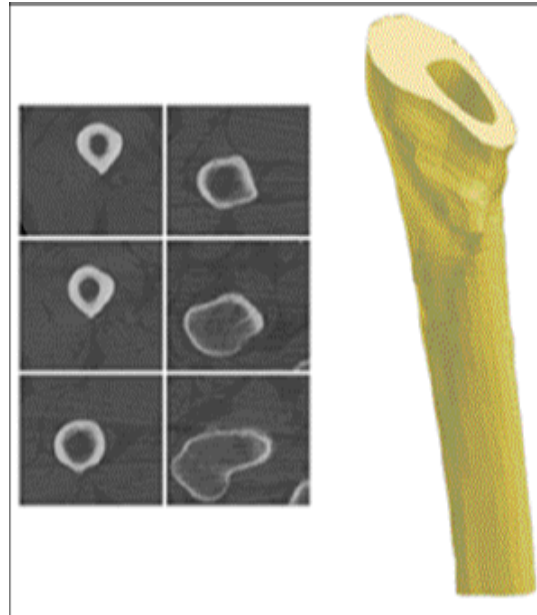


Figure 6.5: reconstruction tridimensionnelle de la géométrie fémorale après ostéotomie réalisée sur la base de coupes transversales scannées.

6.3.2.1 Modélisation géométrique de l'implant fémoral

La tige est une structure simple à modéliser puisqu'il s'agit d'un matériau isotrope et élastique. Globalement, deux types de matériaux sont à considérer : l'alliage de titane pour les tiges non cimentées et l'alliage d'acier inox pour les tiges cimentées. La difficulté dans la modélisation de l'implant fémoral réside plutôt au niveau de l'interface. L'intérêt de l'approche numérique au contraire de l'approche expérimentale est de pouvoir mesurer les variables biomécaniques (micromouvements et contraintes) de l'interface os-prothèse pour une application sans ciment et des interfaces ciment-prothèse et os-ciment pour une application cimentée.

A plusieurs occasions au cours de cette thèse, nous avons souligné l'importance du dessin de la prothèse en générale et de la tige en particulier dans la limitation du descellement des P.T.H, en contrôlant les micromouvements qui peuvent survenir entre la tige et le ciment, et en améliorant la répartition des contraintes subites par la tige . Sur la Figure 6.6, nous proposons un modèle de tige pour PTH cimentées, différent de ce qu'il existe sur le marché. Sur cette conception, nous avons essayé d'augmenter au maximum la surface de contact entre la tige et le ciment, en augmentant la périphérie de la tige, favorisant ainsi une meilleure répartition des contraintes, tout en gardant une conception simple.

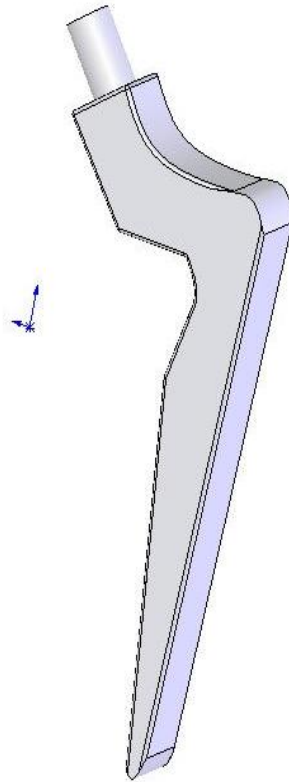


Figure 6.6 : Tige avec contour amélioré

6.3.2.2 Modélisation de la structure osseuse

La structure osseuse est une structure complexe. En effet, ce matériau est élastique avec un comportement plastique, inhomogène et anisotrope (déformation fonction de la direction de la contrainte). Le modéliser revient tout d'abord à acquérir l'information de base sur la géométrie et ensuite à décrire ses propriétés mécaniques. Préalablement à cette description, il est important de rappeler la définition de deux termes que sont :

- * la contrainte (S) qui représente une force par unité de surface. Elle s'exprime en Pascal [Pa],
- * la déformation (ϵ) qui représente l'accroissement de longueur d'un solide par rapport à sa longueur initiale.

La relation qui lie contrainte et déformation est appelée loi de comportement et définit la rigidité d'un matériau. Sur l'exemple illustré dans la (Figure 6.6), la relation est linéaire puisque contraintes et déformation évoluent proportionnellement. Par définition, ce matériau est **élastique**. La relation entre contrainte et déformation est caractérisée par un coefficient appelé module de Young.

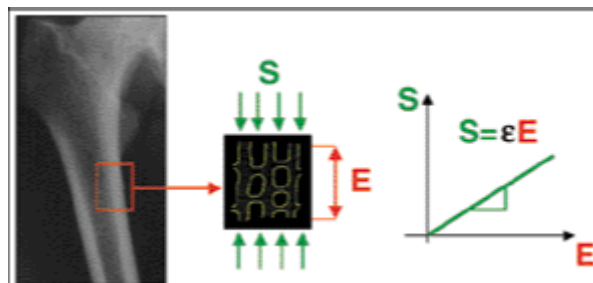


Figure 6.6: Définition de la loi de comportement comme la relation contrainte-déformation.

6.3.2.2.1 Définition des 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, les recherches se basent sur les valeurs publiées dans la littérature, et qui sont adaptés en fonction du poids du patient.

6.3.2.2.2 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 6.7).

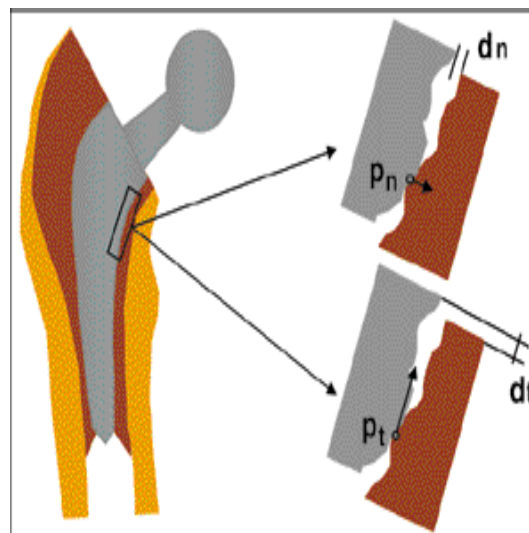


Figure 6.7 : Variables biomécaniques à l'interface

d_t : micro-glissement

p_t : contrainte de cisaillement

d_n : micro-décollement

p_n : contrainte de compression

6.4 CONCLUSION

Indéniablement, la principale limitation de cette approche est le manque de validation clinique, particulièrement lors de l'intégration du processus de remodelage osseux. Beaucoup de projets de recherche ont réalisé quelques études où certains résultats qualitatifs en matière de remodelage osseux ont été vérifiés cliniquement. Actuellement dans le monde 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 cimentés et non cimentés, 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.

CONCLUSION GÉNÉRALE

CONCLUSION GÉNÉRALE

Tout au long de ce travail, nous nous sommes rendu compte qu'il nous était à l'heure actuel impossible de préconiser une PTH en particulier, ni un mode fixation à utiliser lors de l'implantation de cette PTH, ni le meilleur couple de frottement. La majorité des études réalisées montrent de bons résultats pour les prothèses cimentées. Ainsi le taux de survie des prothèses de Charnley est de 94,5 % pour une population âgée en moyenne de 70 ans avec une prothèse jugée satisfaisante par les patients dans 90,9 % des cas à 10 ans de suivi. Dans d'autres séries et notamment les registres suédois et norvégien, le taux de survie des prothèses cimentées est d'environ 95 % à 10 ans. Il est à souligner que les techniques de pose de ciment et les ciments eux-mêmes ont évolué ; les ciments actuels sont de troisième génération. L'impact de ces modifications de ciment ainsi que **l'évolution du dessin** d'une même prothèse rendent difficile la comparaison des essais. Le descellement aseptique du composant acétabulaire est l'échec le plus fréquemment noté avec les PTH cimentées. La probabilité de révision augmente à partir de 10 ans après l'intervention. Les prothèses non cimentées ont été introduites à la fin des années 70 pour trouver une solution à un taux d'échec élevé des implants cimentés chez les patients jeunes et actifs. La survie des PTH est particulièrement importante chez le sujet jeune dont l'espérance de vie est longue et la demande fonctionnelle forte.

Chez le sujet de moins de 50 ans, les prothèses de hanche sont sollicitées de manière plus importante, avec un risque de détérioration accru, par une activité généralement plus élevée. Le tissu osseux environnant la prothèse de hanche est également différent chez le sujet jeune sans que l'on puisse encore déterminer si cette différence est un avantage ou un inconvénient. La différence des mécanismes, induisant le descellement aseptique respectivement du composant acétabulaire et du composant fémoral, a été soulevée dans plusieurs études. L'échec du composant acétabulaire cimenté est essentiellement biologique par l'ostéolyse induite par la réaction macrophagique elle-même stimulée par les débris de polyéthylène. Pour le composant fémoral cimenté, la cause de descellement aseptique est d'**origine mécanique**, due à des épaisseurs trop fines de ciment, essentiellement au niveau proximal avec également un rôle joué par la porosité du ciment. De cette constatation est née une approche alternative aux prothèses cimentées ou non cimentées proposée par les

prothèses hybrides. **Les prothèses hybrides associent un composant fémoral cimenté et un composant acétabulaire non cimenté.** Les comparaisons entre les prothèses cimentées et non cimentées sont rares et ne permettent pas de dégager les avantages et indications préférentielles de chaque type de fixation.

En ce qui concerne le choix du couple de frottement, le peu de résultats à l'heure actuelle ne permet pas d'en préconiser un type particulier. Ce choix est important car le descellement de la PTH est principalement lié à l'usure des surfaces articulaires. Cette usure est la conséquence de facteurs mécaniques tels que **les contraintes ou la géométrie**, et de facteurs biologiques, nature et tolérance des biomatériaux. Le diamètre de la tête fémorale peut notamment être cité comme influant directement le volume de débris formé.

Dans le succès d'une prothèse entre également la technique du chirurgien. La révision d'une prothèse peut être due à une malposition de l'implant ou à un choix non correct d'implant. L'expérience du chirurgien permet d'éviter ces erreurs. Selon certaines études publiées, les facteurs péjoratifs impliqués dans les mauvais résultats sont dépendants :

- des caractéristiques des patients : âge jeune, poids élevé, activité physique importante.
- de l'expérience du chirurgien.
- de la faible activité opératoire du service.

Enfin, le succès de l'implantation d'une PTH dépend également de la prise en compte des attentes du patient en termes d'activité et de confort postopératoires. En pratique, les critères principaux dans le choix de la prothèse sont l'espérance de vie probable ou estimée du patient ainsi que son niveau d'activité. La qualité de l'os est également un paramètre important. Lorsque l'os n'est pas de bonne qualité on pourra préférentiellement utiliser le ciment. Si l'espérance moyenne de vie est élevée, on choisira les couples de frottement qui génèrent le moins de débris.

La variabilité des implants semble nécessaire au pour continuer à faire évoluer les prothèses. Néanmoins la mise sur le marché d'une prothèse comportant une variante technique nouvelle, notamment avec un nouveau dessin, de nouveaux matériaux ou couple de frottement, devrait être soumise à la réalisation d'essais cliniques préalables qui permettront la certification des résultats escomptés.

BIBLIOGRAPHIE

BIBLIOGRAPHIE

[1] **La prothèse totale de hanche dans les nécroses aseptiques de la tête fémorale**

Ameziane L., Ouazzani N., Berrada M.S., El Yaacoubi M., Wahbi S., El Bardouni Mahfoud M., Hermas M., El Manouar M.

[2] **Biomécanique et biomatériaux**

Didier Geiger et tout le laboratoire de biomécanique et biomatériaux ostéo-articulaires.

Université Paris XII, Université Paris 7, C.N.R.S. France.

[3] **Intérêt de la modélisation numérique dans l'évaluation pré clinique d'une prothèse fémorale de la hanche.**

Le journal français de l'orthopédie. PJ Rubin, PF Leyvraz, LR Rakotomanana. Service Universitaire d'Orthopédie et de Traumatologie de l'appareil locomoteur - Hôpital Orthopédique de la Suisse Romande

[4] **Les conditions de la bonne cimentation**

pour les PTH. Le journal français de l'orthopédie. Steffen Breusch

[5] **Prothèses totales primaires de la hanche.**

Évaluation du choix de la prothèse et des techniques opératoires. Agence national d'accréditation et d'évaluation en santé.

[6] **Le couple alumine-alumine dans les prothèses totales de hanche de la théorie à la pratique.**

Le journal français de l'orthopédie. Pascal BIZOT, Rémy NIZARD et Laurent SEDEL. Hôpital Lariboisière, Paris. Centre Médico-chirurgical de la Porte de Pantin, Paris

[7] **La céramique de zircone ou «la nuit tous les chats sont gris».**

Le journal français de l'orthopédie. A. Dambreville, M. Philippe, A. Ray clinique St Michel.

[8] **Modélisation de l'usure dans les prothèses totales de hanche**

Thèse de doctorat de Mr. Emmanuel RIXRATH. Encadré par : Jean Noel ARGENSON, Patrick CHABRAND.

[9] **Construction de modèles 3D osseux à partir d'images TDM et simulation radiographique.** Mathieu Tobie. École Nationale Supérieure de Physique de Strasbourg

[10] **Effets de la présence d'un grillage métallique au sein du ciment de scellement des cupules des prothèses totales de hanche. Étude mécanique et thermique.**

Thèse de doctorat de Dominique Foucat. Encadré par : P. Mille.

[11] **Non-dits méthodologiques en recherche médicale**

Bruno Falissard

[12] **Tolérance des prothèses totales de hanche en alliage de titane**

F. LANGLAIS

[13] **Fractures des têtes de prothèses de hanche en Zircane.** Journal français de l'orthopédie. B. Cales

[14] **La cupule à double mobilité. Principes de fonctionnement**
Spécificités opératoires

Le journal français de l'orthopédie. Jean-Loup CARTIER

[15] **Résultats à 10 ans de la prothèse totale de hanche cimentée autobloquante de M.E. Müller.** J.J. Brémant

[16] **Le resurfaçage de hanche.** Docteur Frédéric Laude.

[17] **Prothèse de hanche avec cupule de spotorno**

De Léobardy L.

[18] **Évaluation dosimétrique Monte-Carlo des implants métalliques dans un traitement radio thérapeutique**

R. Gschwind, E. Buffard, C. David, L. Makovicka.

[19] **Les prothèses totales de hanche non cimentées.**

Ameziane L., Hermas M., Ismael F., El Yaacoubi M., Ouazzani N., El Bardouni A, Mahfoud M., Berrada M.S., Wahbi S., El Manouar M..

[20] **Prothèse de hanche mini invasive**

Docteur Frédéric Laude.

[21] **Fractures de l'extrémité supérieure du fémur**

Dr Olivier Charrois.

[22] **Prothèse totale de hanche. La chirurgie mini invasive**

Dr *B. Martin*

[23] **Le couple alumine-alumine dans les prothèses totales de hanche. De la théorie à la pratique.**

Le journal français de l'orthopédie. Pascal BIZOT, Rémy NIZARD et Laurent SEDEL. Hôpital Lariboisière, Paris. Centre Médico-chirurgical de la Porte de Pantin, Paris

[24] **Couple de frottement des prothèses totales de hanche. Ce qu'un chirurgien orthopédiste devrait savoir.**

C. Delaunay

[25] **Prothèse totale de hanche: conception et matériaux**

Dr Surugue

[26] **Prothèse totale de hanche avec cupule à double mobilité scellée.**

LANGLAIS F., LISSARRAGUE M., ROPARS M., LAMBOTTE J.C., MUSSET T., CHAIX O.

[27] **La Prothèse Totale de Hanche.**

Jacques CATON, André FERREIRA, Jean-Pierre COURPIED, Moussa HAMADOUCHE.

[28] **Biomatériaux orthopédiques : recherche et réglementations**

G. Guillemin.

[29] **Reprise d'une prothèse fémorale descellée. Le concept press-fit : principes et application pratique**

Le journal français de l'orthopédie.

P. Le Beguec, m. Goldschild

GLOSSAIRE

Glossaire

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

Arthritisme : Disposition de l'organisme à l'arthrite (inflammation des articulations bactériennes ou rhumatismale.)

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.

Benzol : Carburant composé de benzène (Liquide incolore extrait des goudrons de houille), de toluène (Hydrocarbure aromatique de formule $C_6H_5-CH_3$, extrait du benzol, utilisé pour la fabrication de matières colorantes, d'explosifs, de parfum et de produits pharmaceutiques) et de xylène (Hydrocarbure benzénique de formule $C_6H_4(CH_3)_2$ qui sert à fabriquer des résines synthétiques et des fibres polyester).

Butyle : Radical monovalent C_4H_9 .

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

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

Clippage : Clipper : fixer grâce à un clip (sorte d'agrafe utilisée en chirurgie.).

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).

Diaphyse : Partie d'un os long comprise entre ses deux extrémités.

Dysplasie : Anomalie dans un développement biologique d'un tissu ou d'un organe.

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_2H_4 hydrocarbure utilisé en pétrochimie pour fabriquer le polyéthylène, le polystyrène les polyesters et le chlorure de vinyle.

Granulome : Formation tumorale d'origine inflammatoire.

Hémostatique : Hémostase : méd. Chir. Arrêt spontané ou provoqué d'une hémorragie.

Hydroquinone : Diphénol de formule $HO-C_6H_4-OH$ 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.

Liseré : Raie de couleur différente de celle du fond.

Macrophage : Cellule dérivée des monocytes, présente dans le sang et les tissus, et ayant une fonction phagocytaire.

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

Méthacrylate : Sel ou ester de l'acide méthacrylique.

Méthacrylate : Sel ou reste de l'acide méthacrylique $CH_2=C(CH_3)-COOH$. Résultant de la polymérisation des esters de l'acide, utilisées en particulier dans la fabrication des verres organiques.

MMA : Méthyle méthacrylate.

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

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

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

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

Nécrose : Mort cellulaire ou tissulaire.

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

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

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

Ostéoarthrite : Arthrite compliquée de lésions osseuses des surfaces articulaires.

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

Ostéogénèse : syn. De ossification.

Ostéolyse : Destruction du tissu osseux.

Ostéoporose : raréfaction pathologique du tissu osseux.

Ostéotomie : Ablation partielle ou complète d'un os dans un but thérapeutique.

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).

Pressuriser : Maintenir une enceinte, une installation, etc. à la pression atmosphérique normale.

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.

Staphylocoque : Bactérie de forme ronde, dont les individus groupés en grappes sont les agents de diverses infections, notamment cutanés.

Stellite : Alliage de cobalt, de chrome, de tungstène et de silicium, particulièrement dur, utilisé notamment pour fabriquer les soupapes de moteurs.

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.

Trophicité : Se dit des phénomènes qui conditionnent la nutrition et le développement d'un tissu ou d'un organe.

Vanadium : 1- chimie : élément métallique du numéro atomique Z= 23 et de masse atomique 50.94. Symbole : V.

2- métal : (V) de densité 6.1 qui fond à 190°C ;