

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR  
ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

\*\*\*\*\*

Université Djillali LIABES

Faculté de technologie

\*\*\*\*\*

Département de Génie Mécanique

# MEMOIRE DE MAGISTER

Spécialité : Génie Mécanique

Option : Mécanique des Matériaux

Présenté par :  
Mr. CHERIFI Mohamed  
Seghir

Encadré par :  
Dr.Benbarek Smail: MCA

Thème :

\*\*\*\*\*

*Etude numérique du comportement mécanique  
de l'interface Os/PTH*

\*\*\*\*\*

*Soutenu le 18 /12/2014  
Devant le jury composé de :*

Mr.T.ACHOUR

Mr. B.BACHIR BOUIDJRA

Mr. K.KADDOURI

Mr. K.MADANI

Professeur: U.D.L de Sidi Bel Abbes

Professeur: U.D.L de Sidi Bel Abbes

Professeur: U.D.L de Sidi Bel Abbes

Professeur: U.D.L de Sidi Bel Abbes

Président

Examineur

Examineur

Examineur

## Remerciements

---

Je remercie Dieu qui a éclairé ma route et qui m'a donné la foi et le courage de persévérer en dépit de bon nombre d'obstacles.

Je remercie monsieur **ACHOUR Tarik**, Professeur à l'U.D.L de Sidi Bel Abbas d'avoir présider cette soutenance.

Je tiens à remercier mon directeur de mémoire

**Mr. Smail.BENBAREK Professeur** à U.D.L de Sidi Bel Abbas

**Mr. BACHIR BOUIADJRA Belabbes Professeur** à U.D.L Sidi Bel Abbas

**Mr. KADDOURI Kacem Professeur** à U.D.L Sidi Bel Abbas

**Mr. MADANI Kouider** Professeur à U.D.L Sidi Bel Abbas

Pour leurs disponibilité à mon égard, leur patience, leurs précieux conseils afin de faire aboutir ce travail et pour l'honneur qu'il m'on fait en participant à ce jury.

Je remercie tous mes amis de la promotion de même que les personnes qui ont participé de près ou de loin à l'enrichissement de ce mémoire de magister.

Merci à tous ceux qui nous ont inculqué le savoir et sans lesquels nous ne serions pas ce que nous sommes devenus aujourd'hui.

## **Dédicace**

Au nom de Dieu Clément et Miséricordieux

Je dédie ce modeste travail à :

Mes chers parents pour leurs soutiens, patiences, et leurs sacrifices durant mes études et durant la préparation de ce projet.

Mon frère et ma sœur et tous mes amis et collègues de la direction de distribution d'électricité et de gaz d'Ain Témouchent.

Mon épouse et ma belle famille.

Tous mes enseignants pour leurs bienveillances et pour leurs contributions à ma solide formation.

Mohamed Seghir

# **Introduction**

## **générale**

## Introduction générale

L'arthroplastie totale de la hanche est une intervention de remplacement d'une articulation biologique (vivante) par une prothèse. Elle reste une des opérations les plus courantes et elle apporte un incontestable soulagement pour le patient qui souffre d'une arthrose de hanche.

Son efficacité dépend de la qualité de la reconstruction, de l'architecture, de la mécanique de la hanche, de l'intégrité et de l'équilibre musculaire.

Le mot "prothèse" désigne un mécanisme ou un objet implanté à l'intérieur du corps humain (une prothèse dentaire, une prothèse vasculaire, une valve cardiaque). Cette prothèse est destinée à remplacer et restaurer une fonction mécanique défectueuse dans l'organisme.

La prothèse en chirurgie arthroplastique vise le plus souvent à remplacer des articulations (hanche, genou, épaule), parfois des tendons ou ligaments.

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 chirurgical. 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 en imposant une reprise chirurgicale avec la perte d'une quantité d'os difficile à régénérer. 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 durent le plus long avec les meilleurs résultats.

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

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

Le descellement des prothèses articulaires cimentées est un problème majeur en orthopédie, la durée de tenue des implants étant en moyenne limitée à 10 ans. Les origines de ces descellements viennent soit d'une maladie de l'os, soit de l'apparition d'une défaillance mécanique du ciment de fixation (PMMA), ou de l'une des interfaces ciment-prothèse, ou ciment-os. Dans ces derniers cas, la porosité contenue dans les ciments, due au processus particulier, semble jouer un rôle important.

Par sa nature fragile et ses faibles propriétés mécaniques, le ciment est le maillon faible de la chaîne de transfert de charge implant-ciment-os, c'est lui qui se casse le premier en présentant des lisères (des décollements) à l'interface ciment-implant ou des micro-fissures, lesquelles avec le temps deviennent plus grandes par fatigue et engendrent la rupture du ciment.

Notre travail se place dans ce contexte et porte sur l'analyse, par la méthode des éléments finis (abaqus), en supposant que l'état de surface est lisse avec un frottement et un état de surface rugueuse sans frottement à fin de simuler la finition l'état de surface de l'implant en utilisant le comportement d'un contact cohésif.

Le modèle 3D étudié supposé proche de la réalité, est analysé par la méthode des éléments finis abaqus afin d'augmenter la précision des résultats et nous permet de connaître les détails sur les phénomènes mécaniques (contraintes, déformations, ... etc.) sur les composants de la partie supérieur de la prothèse totale de hanche.

Les zones subissant un taux d'endommagement important ainsi que l'estimation du glissement et du cisaillement le ciment est primordial afin de connaître les facteurs susceptibles d'exposer au risque de rupture de la prothèse implantée aux patients. Il s'agit de prévoir les zones endommagées dans le ciment, (zones critiques).

La présente étude se divise en trois chapitres :

Dans le premier chapitre sont étudiés les différents organes constituant la PTH, la morphologie de l'os fémoral, sa composition de l'os, ces propriétés mécaniques ainsi que celle de l'implant et le ciment orthopédique.

Le deuxième chapitre porte sur les problèmes engendrés après insertion de la PTH ainsi que sa technique d'implantation.

Le dernier chapitre est consacré à l'étude du comportement de la PTH avec frottement entre ciment et l'os et en le comparant avec le cas sans frottement.

**Chapitre I :**  
**Revue de connaissance**  
**et de la littérature**

# I-1 Histoire des prothèses 1920-1980

## I-1-1 Prothèses de hanches 1920-1980

Au début du XX<sup>e</sup> siècle, les chirurgiens orthopédistes sont confrontés à deux types d'atteinte de la hanche: l'arthrose et la fracture du col du fémur. Les conséquences de l'arthrose sont connues. Avec l'usure, du cartilage disparaît, ce précieux revêtement qui permet le glissement harmonieux de la tête du fémur à l'intérieur de la cavité cotyloïdienne. Pour remplacer le cartilage perdu, de nombreux matériaux sont interposés entre la tête du fémur et le cotyle : plâtre, buis, caoutchouc, plomb, zinc, cuivre, or, argent ou fragment de vessie de porc.

Aucune de ces interfaces ne convient : trop fragile, trop mou, trop toxique.

Les premiers résultats convaincants sont obtenus, en 1923, par Smith-Petersen. Ce jeune chirurgien de Boston a déjà fait parler de lui en inventant au début de son internat une nouvelle voie d'abord antérieure de la hanche. Lors de son exercice il extirpe du dos d'un patient un éclat de verre resté en place une année et parfaitement supporté par l'organisme.

L'observation de cette réaction lui donne l'idée d'une application orthopédique. Il fait construire de fins moules de verre qu'il interpose entre les deux surfaces de la hanche. Cette lentille de quelques millimètres d'épaisseur « guide le travail de réparation de la nature ». Hormis sa fragilité l'inconvénient majeur de cette méthode reste la nécrose de la tête fémorale liée à la section des vaisseaux pendant l'opération.

À la même époque Hey-Groves (1922) propose une autre approche particulièrement intéressante dans les fractures du col. En effet lors de ce traumatisme la vitalité de la tête fémorale est compromise par le cisaillement des minces vaisseaux qui l'irriguent. Il remplace donc la tête dans sa totalité par une sphère d'ivoire de même calibre. Sa fixation est assurée par un manche qui traverse la diaphyse fémorale. La prothèse prend à la fois la place de la tête fémorale et de la surface articulaire qu'elle porte. Cette intervention reste un cas isolé bien que le résultat soit satisfaisant quatre ans après l'intervention.



## I-1-2 Les prothèses fémorales

Malgré de nombreuses recherches le matériau idéal solide et bien toléré par l'organisme se fait attendre. Une solution est proposée en 1936 par le D<sup>r</sup>. Venable. Après avoir expérimenté de longues années les effets de différents métaux sur l'os celui-ci conclut à la supériorité de l'alliage Chrome-Cobalt-Molybdène pour les applications orthopédiques. Il l'appelle Vitalium.

En 1939 Harold Bohlman reprend les travaux de Venable et met au point la première prothèse fémorale en métal (Vitalium). Celle-ci remplace la tête du fémur et le cartilage qui la recouvre. Cette solution fait disparaître le risque de nécrose rencontrée dans les suites des cupules d'interposition. Cependant une nouvelle question se pose : comment faire tenir cette tête prothétique ? Bohlman choisit de fixer la tête métallique à la corticale externe du col fémoral par un clou. Les deux premières opérations se soldent par un échec ce qui amène Bohlman à verticaliser le clou.

Durant les années qui suivent quelques tentatives voient le jour. Les résultats sont peu concluants et les interventions très peu nombreuses.

Ce sont les frères Judet qui conçoivent, en France, en 1946, la première prothèse posée en nombre (on dénombrerait moins de dix tentatives précédentes). Jean Judet n'avait jamais aimé le blocage de l'articulation (arthrodèse) proposé à l'époque pour soulager les arthroses sévères. Il préférait réséquer la tête fémorale pathologique et articulait le col fémoral dans le cotyle car « en arthrodésant une hanche douloureuse vous substituez une infirmité à une autre ». À partir de 1946 les deux chirurgiens remplacent la tête retirée par une sphère de même calibre en méthacrylate de méthyle plus connu sous le nom de plexiglas. Celle-ci est fixée sur un pivot traversant de part en part le col du fémur. Dans tous les cas les résultats immédiats sont bons puis décevants dès le moyen terme. Ces échecs sont dus à une intolérance aux débris d'usure de l'acrylique qui sera définitivement abandonné en 1949.

Austin Moore a déjà conçu avec Bohlman en 1940 une unique méga prothèse métallique. Le procédé de fixation révolutionnaire qu'il propose pour maintenir la tête fémorale date lui de 1950 : la tête métallique sera portée par une tige fichée dans le canal médullaire du fémur. Depuis cette date la quasi-totalité des implants fémoraux reprendront ce concept de tige intra médullaire.

À cette époque, Moore est le chirurgien de l'Hôpital Psychiatrique de l'État de Columbia, qui dispose de 7000 lits. Les fractures du col du fémur sont fréquentes chez des patients en général âgés, souvent en mauvais état général. Le pronostic de cette lésion est transformé. Quelques jours après l'opération les opérés évoluent dans les couloirs de l'hôpital ce qui est très nouveau. À l'époque la fracture du col du fémur était une cause de mort fréquente chez le vieillard. La prothèse de Moore est en Vitallium. Une fenêtre est pratiquée dans la queue prothétique pour permettre la repousse de l'os. Un trou est placé à la partie supérieure du col. Il sera utilisé, si nécessaire, pour extraire la prothèse.

Au début les poses s'effectuent par voie d'abord antérieure. L'opération est difficile et les résultats médiocres : les luxations sont fréquentes. Moore modifie donc la technique opératoire. Il utilise un abord de plus en plus postérieur que l'on surnommera en clin d'œil « l'abord du Sud » ou voie de Moore. La prothèse fémorale simple prend en charge les pathologies liées à la tête fémorale. Cette solution est très utile pour le traitement des fractures du col du fémur.

Toutefois dans l'arthrose, face à la tête métallique, le cartilage usé du cotyle reste inchangé. Ce traitement nécessite une prothèse totale où la tête fémorale et le cotyle sont remplacés.

### I-1-3 Les prothèses totales de hanche

De l'autre côté de l'Atlantique, Mac Kee cherche à résoudre le double problème posé par l'arthrose de hanche. L'usure du cartilage est bilatérale. Il propose de changer les deux surfaces. Son choix se porte sur le métal. La nouvelle tête fémorale roulera dans le cotyle osseux recouvert d'une coque métallique. Suivant son exemple le couple de glissement métal contre métal entre tête et cotyle deviendra la solution proposée pendant de nombreuses années par les concepteurs de prothèses de hanche.

Mac Kee conçoit un premier prototype en 1941 suivi d'une première pose 10 ans plus tard. Ses recherches se poursuivront 40 ans. Dès ses débuts la fixation à l'os reste le problème principal. La pièce cotyloïdienne est fixée par une grosse vis postérieure inspirée des vis d'arthrodèses de l'époque. La pièce fémorale se fixe à la corticale diaphysaire par une plaque.

En 1951 Mac Kee implanta pour la première fois trois de ces prothèses totales de hanche. Dans deux cas la prothèse est en acier inoxydable et se descelle en moins d'un an. La troisième est en Vitalium, recommandé par Venable depuis 1936. Cet alliage ne présente pas cette tendance si commune au « grippage ». La prothèse resta en place plus de trois ans, avant que le col prothétique ne casse, ce qui redonne l'espoir au chirurgien après toutes ces années de travail.

En 1953, Mac Kee rencontre son confrère Américain, le médiatique Thompson. Celui-ci propose, depuis 1952, un modèle ressemblant à la prothèse de Moore mais sans fenêtre. Il le convainc de la fiabilité de la fixation de la prothèse fémorale par une tige intra médullaire. Le modèle suivant comporte donc une pièce fémorale type Thompson avec une tête un peu plus petite pour pouvoir s'articuler à l'intérieur du cotyle prothétique métallique.

Ce modèle est utilisé de 1956 à 1960. 26 personnes seront opérées. Les résultats sont assez satisfaisants à plus de 10 ans. Mais dans 10 cas sur 26 c'est un échec par descellement. À l'époque Mac Kee attribue cette mauvaise tenue des implants aux frottements répétés d'une pièce métallique sur l'autre. Pour résister à cette sollicitation, il cherche à améliorer le système de fixation des implants. La véritable cause de ces descellements ne sera comprise que bien plus tard.

Jusqu'en 1960 Mac Kee propose comme solution au problème posé : soit une tige Vitalium portant une grosse tête femorale s'articulant dans un cotyle métallique en Vitalium, et une tenue des deux composants par fixation mécanique ; soit une tige fémorale et une grosse vis cotyloïdienne.

Les résultats de ce type de prothèse sont inégaux. Malgré les améliorations apportées par Mac Kee, il persiste dans un grand nombre de cas des descellements précoces. À l'époque la cause en est attribuée au frottement ou « grippage » entre les deux pièces métalliques trop contraignant pour la méthode de fixation mécanique des implants.

Ce n'est que bien plus tard, en 1974, que l'on comprendra la raison véritable de ces descellements : l'organisme humain réagit face aux débris d'usure relargués dans la nouvelle articulation. Les macrophages éliminent les particules étrangères et s'attaquent, dans le même temps, à l'os environnant : c'est l'ostéolyse qui ronge l'os et fragilise la fixation prothétique.

#### I-1-4 Les prothèses totales cimentées

C'est le professeur John Charnley qui est à l'origine d'une véritable révolution dans le domaine de la prothèse de la hanche.

Son concept s'appuie sur plusieurs principes complémentaires et totalement innovants : nouveaux matériaux, fixation au ciment, nouvelle taille de tête prothétique, nouvelle opération. C'est à partir de 1970 que plus d'un million de ses prothèses seront posées. Il s'en pose encore aujourd'hui.

Charnley proposa une diminution du frottement entre les deux surfaces articulaires, qui était responsable du « grippage » dans les prothèses métal-métal. C'est donc en 1959 qu'il mesura le coefficient de frottement d'une articulation normale et la compara à celui d'un patin glissant sur de la glace. Bien sûr, les technologies de l'époque ne permettaient pas encore de fabriquer des pièces articulées avec des coefficients de friction aussi faibles, surtout dans le cas des mouvements pendulaires lents et en pleine charge. Dans ses expériences, Charnley confirma néanmoins que les propriétés mécaniques de l'articulation venaient du cartilage articulaire et non du liquide synovial.

Charnley chercha un matériau pour remplacer le cartilage détruit dans le coxarthrose. Mais celui-ci devait offrir un faible coefficient de friction et pouvoir être toléré par l'organisme, c'est-à-dire biocompatible. À cette époque, c'était le polytétrafluoroéthylène ou Téflon qui semblait remplir ces critères. C'est donc Charnley qui développa le concept d'articulation synthétique en recouvrant les surfaces articulaires d'une fine pellicule de ce plastique. Ces minces cupules donnèrent des résultats immédiats. Mais comme les cupules de Smith-Petersen, il y avait le problème de la nécrose ischémique. Les résultats ne furent pas au rendez-vous mais Charnley venait de faire l'expérience d'un nouveau matériau : le plastique.

En 1960 Charnley décida alors de diminuer encore le risque de descellement en diminuant le frottement entre la pièce fémorale et la pièce cotyloïdienne. Il s'éloigna du diamètre naturel d'une tête de fémur passant de 41 millimètres à 22 millimètres. La démonstration était mathématique : plus la tête fémorale est petite et moins la surface de frottement est importante. Ce fut la fameuse « prothèse à faible friction » (low-friction arthroplasty).

Ce petit diamètre de tête fémorale avait un autre avantage : il laissait plus de place pour la cotyle en Téflon à l'intérieur de l'os cotyloïdien. L'épaisseur de la cotyle a donc pu être augmentée.

Charnley s'intéressa aux prothèses de Moore qui résolvait le problème de la nécrose ischémique en remplaçant la tête fémorale. Mais comme les frères Judet, elles ont le problème de descellement. Grâce aux travaux du docteur Wiltse publiés en 1957, Charnley retient la possibilité d'utiliser l'acrylique autodurci comme méthode de fixation prothétique. L'acrylique est déjà utilisé par les dentistes. À partir de 1959, les prothèses seront fixées avec du polyméthacrylate de méthyle qu'il appellera ciment à os. Une dizaine de patients ont été opérés et comme prévu, les résultats furent bien meilleurs que ceux obtenus avec la même prothèse sans ciment. Après avoir vu ces résultats, Charnley proposa donc de cimenter ses prothèses.

Afin d'améliorer les performances de ses prothèses au niveau de la cotyle tout en diminuant encore le coefficient de frottement, il fera frotter sur le Téflon plutôt que sur du cartilage abimé. Sa prothèse devint alors totale. Pour le cotyloïde il reprit ses premiers cotyles en Téflon et posa des prothèses que l'on peut qualifier d'hybrides, composées d'une cotyle de type « cartilage artificiel » de son invention en face d'un élément fémoral en métal, de type Moore, fixé au « ciment à os ». Les résultats furent assez bons ; mais le cotyle très fin s'usait rapidement et continuait à se desceller dans un grand nombre de cas.

Mais du fait que la tête fût plus petite, la pression que la cupule subissait était grande et s'usait de ce fait beaucoup trop vite. Charnley ne revint pas en arrière, persuadé que le principe de la petite tête était le bon, il préféra trouver un matériau plus solide que le Téflon. Il prit en 1962 le polyéthylène. Celui-ci possède un coefficient de friction contre l'acier 5 fois supérieur au Téflon mais sa résistance à l'usure est 500 à 1000 fois supérieure. La prothèse de Charnley sera donc cimentée avec une petite tête métallique de 22 mm roulant dans un cotyle en polyéthylène.

Un nouveau problème se présenta chez les patients opérés : les petites têtes fémorales se luxaient plus fréquemment. Charnley essaya de changer sa voie d'opération et proposa une solution : la trochantérotomie. Elle nécessitait une incision latérale, ainsi qu'un sectionnement du grand trochanter pour dégager l'articulation. Celui-ci devra être cerclé avec des fils métalliques en fin d'intervention ce qui devait retendre les muscles fessiers, éléments

stabilisateurs de la hanche. Cette technique permettait de réduire grandement les risques de luxation avec une reprise de l'appui du côté opéré cinq semaines après l'opération.

Charnley proposa donc au monde orthopédique une triple solution au problème posé : la première était une baisse de friction et donc un faible taux d'usure par roulement d'une tête métallique de petit diamètre dans un cotyle épais en plastique polyéthylène, la seconde solution est une fixation des composants par un ciment acrylique, et la dernière est la voie d'abord : la section de l'os trochantérien pour retendre les muscles fessiers et diminuer les risques de luxation dues au petit diamètre de la tête fémorale prothétique

Ce trépied établissait un juste équilibre entre les trois risques : usure, descellement et luxation

Devant les résultats impressionnants de son concitoyen Charnley, Mac Kee commence à cimenter lui aussi ses prothèses en 1960. Il utilise le même ciment. Il fixe l'élément fémoral et l'élément cotyloïdien, ce que ne fait pas Charnley au début. La prothèse utilisée est métal-métal associant un composant fémoral de type Thomson à une cotyle qui perd sa grande vis postérieure du fait de la fixation au ciment.

C'est à cette époque que Farrar rejoint Mac Kee. Le problème principal auquel ils sont confrontés est le conflit entre le large col de la prothèse de Thomson et le bord du cotyle métallique dans les mouvements de grande amplitude. En 1961 le col est affiné. En 1965 l'élément fémoral est redessiné avec un col étroit à section biconcave comme sur la tige fémorale de Charnley.

En 1974, la persistance des descellements est enfin comprise : ce n'est pas la forme de la prothèse qui est en cause, ni le ciment, mais les débris métalliques dus aux frottements métal sur métal. Cette métallose induit une réaction de l'organisme source du descellement. Comme Charnley, Mac Kee et Farrar décident donc d'abandonner le couple métal-métal pour utiliser une cotyle polyéthylène à haute densité. Après 35 ans de loyaux services le couple métal-métal disparaît du paysage orthopédique dans l'attente du progrès des biomatériaux.

Toutefois ce changement de couple de friction ne suffira pas. Face aux têtes prothétiques de gros diamètre les cotyles en polyéthylène restent fins. L'usure est bien plus

importante. Ceux-ci sont pulvérisés en quelques années. Les petites têtes fémorales de type Charnley permettent une plus grande épaisseur de plastique.

McKee commentait avec esprit en 1982: « we always learn more from our failures than our successes. »

Le Suisse Maurice Müller ne souhaite pas utiliser la voie d'abord proposée par Charnley. Il préfère à la section de l'os trochantérien une voie postérieure de Moore. Cette voie permet à ses patients une reprise de l'appui immédiat alors que la trochanterotomie préconisée par Charnley induit une période de non appui de plus d'un mois.

En contre partie, le risque de luxation s'accroît avec la voie postérieure. Pour y remédier, Müller augmente dans un premier temps le diamètre de la tête fémorale de 22 mm à 32 mm. Le taux de luxation diminue mais l'usure de la cotyle polyéthylène est alors plus importante. Le trépied proposé par Charnley doit trouver un nouvel équilibre. À partir de la voie postérieure considérée comme moins agressive un nouveau consensus s'établit entre luxation et usure. Le diamètre de la tête fémorale sera de 28 mm.

La forme de la tige cimentée proposée par Müller est également différente. Cette tige sera surnommée la prothèse « banane » à cause de sa forme. La cotyle est également en polyéthylène.

Müller propose une variante à la triple solution proposée par Charnley :

- Friction faible par roulement d'une tête métallique de diamètre 28 mm dans une cotyle épaisse en plastique polyéthylène. Toutefois le taux d'usure sera plus important qu'avec une tête de 22 mm.
- Fixation des deux composants par un ciment acrylique comme pour Charnley.
- Voie d'abord postérieure ce qui permet une reprise immédiate de l'appui.

### I-1-5 Les années 1970

Au début des années 1970 le monde de l'orthopédie connaît et analyse avec un certain recul, tant temporel que numérique, les résultats de la technique de Charnley. Ils sont bons et même très bons.

La fixation par le ciment résout le problème de la tenue des prothèses de hanche à tel point qu'elle devient obligatoire aux États-Unis à partir de 1972. En association le faible taux de friction entre petite tête métallique et cotyle permet de diminuer l'usure du couple de frottement.

Avant Charnley une prothèse devait durer 5 voire 10 ans, ce qui la réservait aux personnes les plus âgées. Avec Charnley, les prothèses durent souvent plus de 15 ans. Le temps passe. Au début des années 1980 les premiers descellements surviennent.

En occident, des centaines de milliers de prothèses totales de hanche sont posées chaque année. Merle d'Aubigné participe à la diffusion de ce type de prothèse en France à l'Hôpital Cochin où elles sont toujours posées aujourd'hui par la même voie d'abord : la trochanterotomie.

Cependant certains éléments vont progressivement modifier l'utilisation systématique du ciment. Les patients ont changé. Il devient de moins en moins admissible de souffrir d'une maladie de la hanche et les opérés sont de plus en plus jeunes. Le travail demandé à l'articulation artificielle est de plus en plus proche d'une articulation normale avec reprise d'activité en force voire sportive.

« Le ciment acrylique se trouve donc peu adapté à ces nouvelles conditions. L'os humain, surtout chez le jeune sujet, est une structure évolutive en perpétuelle activité de remodelage en fonction des contraintes biomécaniques à la marche et à l'effort. » — Jean-Alain Epinette.

#### I-1-6 La poursuite des prothèses sans ciment entre 1970 et 1980

Durant cette période la prévalence des techniques proposées par Charnley est telle que les initiatives pour s'en éloigner sont peu nombreuses et le fait de personnalités marquantes.

Deux axes de recherches s'offrent à ces chirurgiens : l'exploration de nouveaux types de fixation plus performants que le ciment et celui d'un nouveau couple de friction : le couple céramique-céramique.

Durant cette décennie ce couple prometteur est imaginé et adapté par un seul chirurgien, véritable précurseur, le français Boutin.



### I-1-6 a- La fixation

En 1956, Siwash, un chirurgien soviétique, met au point en URSS la première prothèse totale de hanche à ancrage direct tant pour la tige que pour le cotyle. Très innovante, la surface extérieure de la pièce cotyloïdienne comporte trois couronnes d'aspérités tranchantes et fenêtrées en « pétales » ou en « rosace » destinées à l'ancrage osseux direct. Posée pour la première fois en 1956, ce concept, élaboré en URSS, passera inaperçu. Il sera découvert en Europe quinze ans plus tard.

Entre 1970 et 1980 différentes propositions de fixation de la tige fémorale sans ciment voient le jour : par Judet en France (1971) ; Lord En Angleterre (1974) ; Engh aux États-Unis (1977); Zweimüller en Autriche (1979)

Judet propose en 1971 une prothèse à ancrage direct. Il nomme cet alliage à base de cobalt le porométal parce que les billes qui le recouvrent sont séparées par des pores. Il pose 1611 de ces prothèses jusqu'en 1975, mais de nombreux échecs surviennent dues aux mauvaises caractéristiques mécaniques et métallurgiques des implants. Pourtant le coup d'envoi est donné et de nombreux modèles vont se développer en France.

En France, le Professeur Lord propose, en 1974, sa prothèse madréporique qui ressemble au corail vivant : le madrépore. Sa surface est composée de billes de 1 mm. Malheureusement cette tige présente plusieurs inconvénients : difficultés d'extraction majeures et mauvaise adaptation à long terme os-prothèse ce qui entraîne parfois une résorption osseuse autour de la tige. Ces problèmes ont alors suscité un certain discrédit sur ce type d'implant.

Aux États-Unis, l'utilisation du ciment acrylique en chirurgie est interdit jusqu'en 1967, puis devient obligatoire à partir de 1972. C'est en 1969 que Welsch et coll. commencent un travail de recherche considérable sur la fixation sans ciment. En 1971 naît un revêtement métallique poreux. C'est en 1977 qu'Engh commence à utiliser ce « porous-coat » sur la tige fémorale de ses prothèses.

En 1979 Zweimüller présente à Vienne une prothèse fémorale dont la particularité est sa forme pyramidale à section rectangulaire. Le principe de fixation est l'autoblocage cortical. La tige en titane présente une rugosité de 3 à 5 microns ce qui améliore la fixation primaire sur

l'os. Après 25 ans de recul cette tige sans ciment donne d'excellents résultats à très long terme et est toujours abondamment posée.

#### I-1-6-b Le couple de friction

Les céramiques seront exploitées pour la qualité de la friction céramique sur céramique et pour leur biocompatibilité qui permet un macro-ancrage. C'est P. Boutin, de Pau, qui ouvre la voie en 1970 avec une prothèse totale de hanche dont le cotyle est en céramique et la pièce fémorale en deux parties : une tête en céramique fixée sur un corps en acier.

Comme pour les couples précédents, métal-métal ou métal-plastique, la fixation des deux composants est un souci constant car la cotyle céramique accepte mal le ciment et la fixation de la tête sur la tige métallique, par collage ou vissage, est incertain. En 1971 la cotyle devient non cimentée. L'ancrage est direct par des reliefs macro-géométriques de 1 mm. En 1975 des plis de surface sont pratiqués sur la tige ce qui permet une implantation sans ciment. En 1977 la tête céramique est fixée sur la tige par un emmanchement conique.

À l'issue de cette décennie s'ouvre le concept de la fixation sans ciment par traitement de surface ainsi que celui d'un nouveau couple de frottement dit dur-dur.

#### I-1-7 Début 2000

Les techniques de fixation sans ciment se développent. La tige fémorale a une surface traitée qui permet son intégration à l'os. La solution choisie pour le cotyle est celle d'une coquille métallique impactée dans l'os spongieux : le « metal back ». Comme pour le fémur, sa surface extérieure est traitée par des minis reliefs qui permettent son intégration à l'os du bassin. Les surfaces de la tige et de la cotyle prothétique sont volontiers recouvertes d'un composant primaire de l'os : l'hydroxyapatite. Ce fin revêtement accélère l'intégration des pièces métalliques.

De nouveaux couples de friction apparaissent. Le couple céramique-céramique prend son essor. La tête fémorale est fixée sur un cône morse, la cotyle est enchâssé dans une coque « metal back ». Un autre couple réapparaît depuis quelques années : le métal-métal. En effet grâce aux progrès d'usinage l'usure de ce couple est maintenant très faible.

Avec la bonne résolution des problèmes liés à l'implant, certains chirurgiens s'intéressent à l'évolution de la voie d'abord. Ces voies mini invasives par mini incision ont été décrites par voie postérieure : Docteur François Prigent ; ou par voie antérieure : Docteur Frédéric Laude. Elles ont un avantage esthétique et surtout fonctionnel car elles épargnent les muscles de la hanche.

Une nouvelle dimension est donnée au respect de l'architecture de la hanche naturelle (notion d'offset). Le choix de la prothèse se fait sur des calques à la fois en longueur mais aussi en largeur. Ces implants s'adaptent à l'anatomie du patient afin de conserver les tensions musculaires inchangées.

### I-1-8 Aujourd'hui

La prothèse totale de hanche (PTH) est une intervention chirurgicale dont l'efficacité et la régularité des résultats sont remarquables en assurant

- le soulagement des douleurs ;
- l'amélioration de la fonction ;
- l'amélioration de la qualité de vie.

La longévité de la prothèse dépend de plusieurs facteurs dont les principaux sont le type d'implant, la méthode de fixation, la technique de pose (et donc le chirurgien et son équipe).

L'excellence des résultats de la prothèse de hanche pousse à étendre les indications de cette opération à des sujets

- aux exigences fonctionnelles lourdes ;
- aux problèmes d'anatomie compliqués.

L'introduction des techniques de récupération rapide après chirurgie permet à présent la pose de prothèse totale de hanche en chirurgie ambulatoire pour certains patients.

## I.2 – Généralités sur la hanche naturelle.

### I.2.1 – L'articulation de la hanche

L'articulation de la hanche représente la jonction entre les jambes et le tronc ; elle relie les os du bassin au fémur. C'est une articulation formée de deux parties permettant, grâce à sa forme, une grande liberté de mouvement Fig (1). La tête fémorale à l'extrémité proximale du fémur s'emboîte dans la cavité cotyloïdienne du bassin. La stabilité de la hanche normale est assurée par la congruence naturelle entre la tête fémorale et cette cavité, par la musculature autour de l'articulation et également par la capsule articulaire.

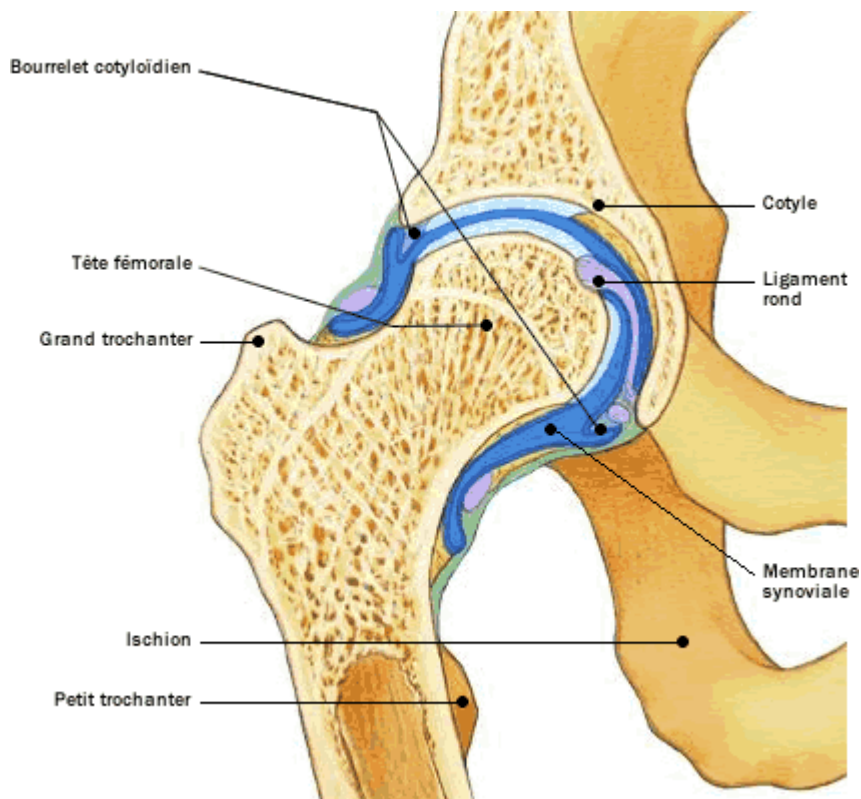


Fig 1. Articulation de la hanche

## I.2.2 – Structures

### I.2.2.1 – Synoviale.

L'articulation synoviale, ou diarthrose, est une articulation mobile qui est le type d'articulation le plus connu. L'articulation est maintenue solidement par des ligaments. Les articulations synoviales sont unies par une capsule articulaire qui les entoure et détermine une cavité articulaire. Pour éviter l'usure des extrémités osseuses en contact, ces dernières sont recouvertes d'un cartilage hyalin articulaire. Les mouvements sont facilités par la présence d'une substance visqueuse et lubrifiante, appelée synovie, produite par la membrane synoviale qui tapisse la face interne de la capsule articulaire. Cette synovie permet également la nutrition du cartilage. D'autre part, des pièces complémentaires peuvent exister au sein de la cavité, les ménisques articulaires.

On rencontre 6 types d'articulations synoviales, différenciées en fonction de la forme et du mouvement des pièces osseuses en présence :

- l'énarthrose, présentant l'insertion de 2 surfaces sphériques l'une dans l'autre et possédant 3 degrés de mouvement ;
- la condylienne, présentant une paire de condyle très convexe emboîtée dans une deuxième paire, plus plane. Trois degrés de mouvement ;
- l'articulation en selle, qui consiste en un emboîtement réciproque de surfaces concaves opposées. Possède deux voire trois degrés de mouvement ;
- la trochléenne, aussi appelée ginglyme, permet la flexion/extension de certains membres (métacarpiens), possède un degré de mouvement ;
- l'articulation trochoïde, qui consiste en un roulement d'une surface convexe dans une surface concave et possédant un degré de mouvement ;
- l'arthrodie, qui consiste en un glissement de surfaces planes et possédant trois degrés de liberté de mouvement.

### I.2.2.2 – Cartilage

Le cartilage est une variété de tissu conjonctif, le tissu de soutien et de connexion des différents organes, composé de cellules et de fibres. Au niveau des articulations, le cartilage articulaire autorise le glissement des surfaces osseuses les unes sur les autres grâce à sa composition en fibres de collagène, rigides, et des cellules appelées les chondrocytes qui synthétisent un composant dans lequel ces fibres et cellules baignent, appelé la matrice.

Ce cartilage articulaire s'use naturellement au fil des années avec le vieillissement, et des fissures apparaissent à son niveau. Dans certains cas, la dégradation peut conduire au phénomène de l'arthrose. Le cartilage peut également être atteint dans les suites de traumatismes de l'articulation. A noter que d'autres types de cartilage existent comme le cartilage de conjugaison présent chez les enfants et permettant la croissance des os en longueur, ou le cartilage fibreux au niveau de certains organes comme les oreilles ou la trachée.

### I.2.2.3 – L'os.

Les os (ou tissu osseux) remplissent différentes fonctions dans le corps humain. Ils donnent au corps sa structure, soutiennent et protègent les parties molles, et renferment la moelle, qui produit les cellules sanguines. Les os contiennent en outre les réservoirs de calcium que l'organisme peut mobiliser par résorption, selon ses besoins. De plus, les os détoxifient le corps en éliminant les métaux lourds, tels que le plomb et l'arsenic, ainsi que d'autres toxines, véhiculés dans la circulation générale. Le tissu osseux est constitué d'eau (environ 1/4 du poids de l'os), de matières organiques (environ 1/3 du poids de l'os, dont la majeure partie est représentée par une protéine, l'osséine) et de sels minéraux inorganiques (le calcium, le phosphore, et le magnésium prédominent, bien que l'on trouve également du fer, du sodium, du potassium, du chlore, et du fluor en petites quantités). La plupart des os (à l'exception de ceux du crâne) apparaissent d'abord sous la forme d'une ébauche cartilagineuse qui s'ossifie ensuite au fur et à mesure de la croissance du nouveau-né.

a) - Morphologie de l'os

Le squelette comprend des os et des cartilages ; il se subdivise en :

- Squelette axial : os de la tête, du cou et du tronc,
- Squelette appendiculaire : Os des membres.

Selon leur morphologie on les classe en :

Os longs,

Os courts,

Os plats.

Ainsi :

☞ Les os longs : Sont les os dont la longueur est supérieure à la largeur et à l'épaisseur.

Exemples: humérus, ulna, fémur...

Le corps d'un os ou diaphyse est constitué de substance compacte et entouré d'une gaine de tissu conjonctif, le périoste. Le plus souvent un os long est creusé d'un canal : la cavité médullaire qui renferme la moelle osseuse.

Les extrémités ou épiphyses sont formées par de l'os spongieux.

☞ Les os courts : Leurs trois dimensions sont équivalentes. On les rencontre au niveau des mains et des pieds : Os carpiens, os tarsiens. Ils sont constitués essentiellement d'os spongieux et entourés de périoste sauf au niveau de leurs surfaces articulaires.

☞ Les os plats : Deux dimensions prédominent sur la troisième; à l'image de la scapula, le sternum. Ils sont souvent courbés ou incurvés plutôt que plats.

☞ D'autres types d'os sont non classables :

- Os papyracés,
- Os pneumatiques,
- Os sésamoïdes,
- Os accessoires ou surnuméraires.

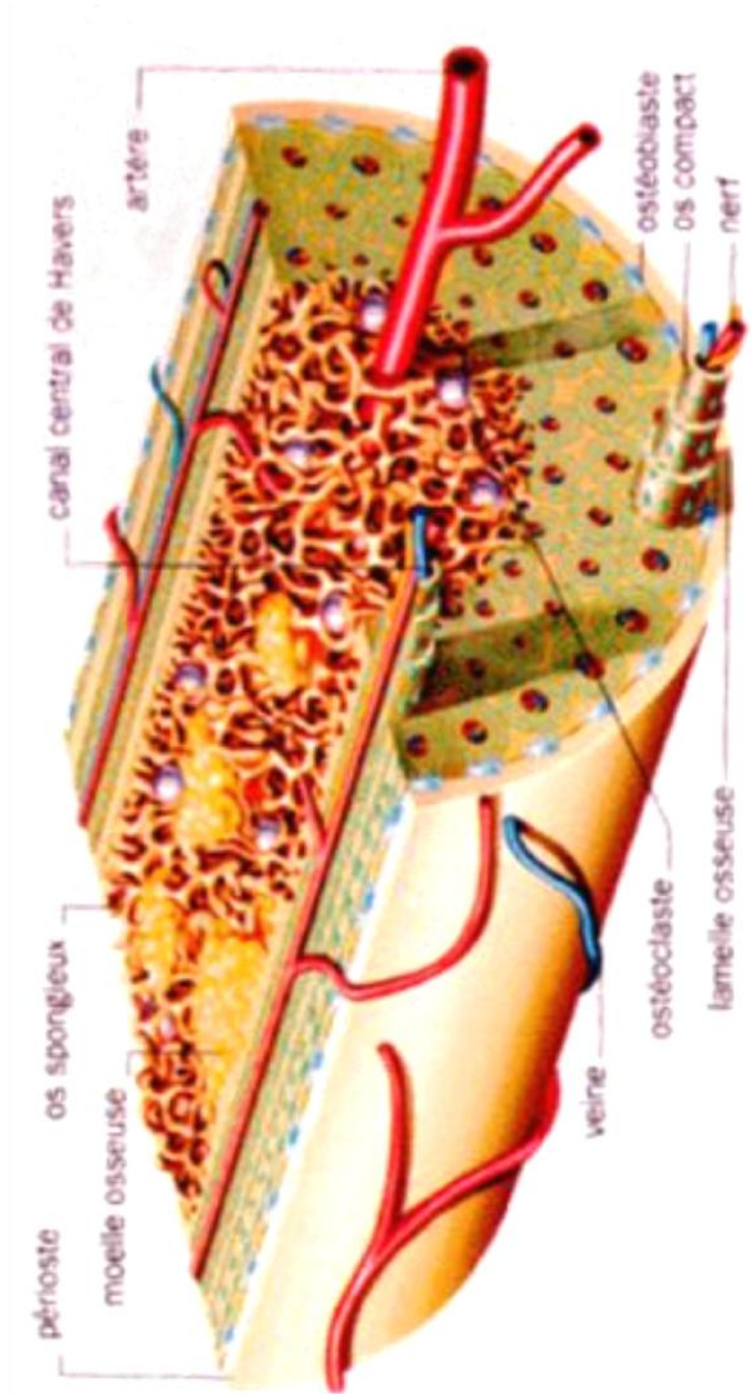


Fig 2 : Morphologie de l'os



## b) – Caractéristiques mécaniques de l'os.

L'os est un matériau vivant, ce qui lui confère un comportement mécanique difficile à appréhender du fait de sa constitution multiphasique. Pour simplifier, la plupart des études se sont focalisées sur son caractère élastique et visqueux.

### b.1). Propriétés élastiques

#### b.1.1. L'os cortical

Nous avons vu que l'os cortical est formé d'ostéons, orientés longitudinalement. De ce fait, ses propriétés mécaniques diffèrent en fonction de la direction considérée.

C'est donc un matériau anisotrope, mais il peut être considéré comme étant transversalement isotrope. En effet, dans un plan perpendiculaire à la direction longitudinale, les propriétés sont indépendantes de la direction.

Différentes techniques expérimentales ont permis de déterminer les propriétés mécaniques de L'os cortical :

L'utilisation des ultrasons, méthode non destructive permettant de déterminer les coefficients élastiques à partir d'un seul échantillon,

Les propriétés élastiques isotropes transverses ou orthotropes de l'os cortical humain sont données dans le tableau suivant (Tableau 1), où E et G sont respectivement le module d'Young et le module de cisaillement, exprimés en GPa. Les coefficients de Poisson sont notés  $\nu$ .

Les variations observées entre les valeurs s'expliquent par les différences entre les méthodes de mesures utilisées et également de la localisation de l'échantillon considéré.

On remarque une valeur du module d'Young beaucoup plus important dans la direction longitudinale.

On retrouve ainsi le fait que les propriétés mécaniques dépendent fortement de l'orientation des ostéons.

Ceci est également le cas pour les valeurs des contraintes à la rupture. Les valeurs obtenues par Reilly et coll, à partir d'essais réalisés en traction et en compression, sont données Tableau 2. Il apparaît clairement que les contraintes sont plus importantes dans le sens longitudinal que dans le sens transversal.

	Isotropie transverse		Orthotropie	
	Reilly et coll.	Yoon et coll	Reilly et coll	Van Buskirk
	Essai mécanique (compression)	Ultrason	Essai mécanique (Traction)	Ultrason
E1	11.7	18.8	12.8	13
E2	11.7		12.8	14.4
E3	18.2	27.4	17.7	21.5
G12				4.74
G13		8.7	3.3	5.85
G23			3.3	6.56
v12	0.63	0.31	0.53	0.37
v13				0.24
v23				0.22
v21	0.63		0.53	0.42
v31	0.38	0.28	0.41	0.40
v32	0.38		0.41	0.33

Tableau 1 : Caractéristiques élastiques de l'os compact humain

	Module d'Young en traction (MPa)		Module d'Young en compression	
	Longitudinale	Transverse	Longitudinale	Transverse
Reilly et coll	135±15.6	53±10.7	205±17.3	131±20.7

Tableau 2 : Contrainte à la rupture de l'os compact humain

### b.1.2. L'os trabéculaire

Les dimensions des trabécules osseuses et sa structure particulière rendent très difficiles les mesures des propriétés mécaniques de l'os spongieux. Les propriétés mécaniques en compression ont été recensées par Goldstein. Les résultats sont résumés dans le Tableau 3.

	Module d'Young en compression (MPa)	Contrainte à la rupture (MPa)
Tibia (partie distale)	1.4-500	0.2-45
Fémur (partie distale)	7.6-2942	0.98-22.5
Fémur (partie proximale)	20.68-9800	0.21-16.2
Vertèbre	1.1-428	0.06-15

Tableau 3 : Caractéristiques mécaniques en compression de l'os trabéculaire humain

Il apparaît qu'il existe une grande variabilité du module d'Young de l'os spongieux. Il ressort clairement de ces mesures une relation entre les caractéristiques mécaniques de l'os et la zone de prélèvement de l'échantillon testé.

De nombreuses études ont montré que le module d'Young est relié à la densité apparente (grandeur représentant la quantité de matière osseuse par unité de volume). Plusieurs types de relation ont pu être déterminés. Hobatho et coll. ont déterminé des relations en tenant compte de la localisation dans le matériau. Dans chaque cas, ils ont élaboré une loi linéaire.

Une loi non linéaire et une loi puissance, qui ont été comparées afin de déterminer le meilleur modèle. Notons également qu'Ashman et coll ont proposé une relation linéaire et que plusieurs études ont permis de définir une loi reliant le module d'Young de l'os spongieux au cube de sa densité. La contrainte à la rupture serait, quand à elle, proportionnelle au carré de la densité.

De plus, il apparaît clairement que l'os trabéculaire est anisotrope. La résistance à la pression est maximale suivant l'axe vertical des travées dans les vertèbres lombaires et parallèle aux systèmes trabéculaires au niveau du col fémoral. Ashman et coll. ont établi une description des propriétés d'anisotropie et d'élasticité de l'os trabéculaire. Ashman et coll. ainsi que Turner et coll. ont mesuré les modules d'Young et de cisaillement de l'os spongieux. Les essais ont été réalisés sur des échantillons de tibia humain, en faisant l'hypothèse d'orthotropie. Les résultats des mesures des coefficients élastiques sont donnés dans le Tableau 4 et sont exprimés en MPa.

	Ashman et coll.	Turner et coll
E1	346(218)	292(122)
E2	457(282)	359(179)
E3	1107(643)	784(250)
G12	98(66)	81(38)
G13	132(78)	67(54)
G23	165(94)	144(75)

Tableau 4 : Propriétés élastiques de l'os trabéculaire humain

## b.2. Propriétés viscoélastiques

Des études ont été réalisées afin de mettre en évidence les propriétés viscoélastiques du tissu osseux.

### b.2.1. L'os cortical

L'os cortical montre une dépendance par rapport à la vitesse de déformation. McElhaney a étudié le comportement en compression sur des os humains et bovins. Pour une vitesse de déformation comprise entre  $0.001s^{-1}$  et  $1500s^{-1}$ , la loi logarithmique suivante définit la relation entre le taux de déformation  $\epsilon$  et la contrainte maximale de compression  $\sigma$  :

$$\sigma = 11.3 \ln (\epsilon) + 230.5$$

Il a également déterminé que l'énergie absorbable est maximale pour des vitesses de déformation comprises entre  $1s^{-1}$  et  $10s^{-1}$ .

Le même type de loi a été utilisée par Wright et Hayes, qui ont procédé à des essais de traction sur des éprouvettes osseuses de bœuf. Pour une vitesse de déformation comprise entre  $0.00053 s^{-1}$  et  $237 s^{-1}$ , la relation obtenue s'écrit :

$$\sigma = 29.86 \ln (\epsilon) - 57.93 M + 203.04$$

Lakes et Katz ont étudié le comportement de l'os cortical en relaxation et ont montré que ce comportement est dépendant du taux de déformation, ce qui fait que l'os cortical présente des caractéristiques viscoélastiques.

Notons que le comportement viscoélastique de l'os compact peut-être décrit par un modèle de Zener. Ce modèle viscoélastique à trois éléments.

### b.2.2. L'os trabéculaire

L'os trabéculaire présente également des propriétés viscoélastiques. Carter et Hayes ont montré que les propriétés mécaniques de l'os trabéculaire dépendent du taux de

déformation.

Ils ont étudié l'influence de la vitesse de déformation sur l'os trabéculaire, au cours d'un essai de compression. Ils ont établi une relation entre le taux de déformation, la densité apparente  $\rho_{app}$  et la contrainte maximale de compression  $\sigma$ .

$$\sigma = 68 \varepsilon^{0.06} \rho_{app}$$

De plus, ils ont montré que pour des vitesses de déformation supérieures à 10s, la moelle modifie considérablement les caractéristiques mécaniques de l'os spongieux, et peut absorber une grande quantité d'énergie lors d'un choc. Linde et coll ont étudié l'influence de la vitesse de déformation sur l'os trabéculaire et ont obtenu une relation similaire à l'équation :

$$\sigma = (-8.5 + 37.1 \rho_{app}) \varepsilon^{0.073}$$

L'équation est linéaire en  $\rho_{app}$  et permet donc d'extrapoler des propriétés mécaniques pour des vitesses de déformation très faibles.

Deligianni et coll ont étudié la relaxation de l'os spongieux au cours d'essais de relaxation. Ils ont montré que la fonction de relaxation dépend du niveau de déformation, ce qui indique que l'os trabéculaire présente un comportement viscoélastique. Bowman et coll décrit le comportement en fluage de l'os trabéculaire. Leur étude a montré que ce matériau présente un comportement triphasique lors d'une expérience de fluage.

Une phase initiale rapide, une deuxième phase plus lente puis une phase rapide de rupture sont observées.

Leurs résultats indiquent que le taux de déformation et la contrainte normalisée  $\sigma/E_0$  sont reliées par une loi puissance :

$$\varepsilon = 6.74 * 10^{12} (\sigma/E_0)^{15.52}$$

Il ressort également de cette étude que l'os trabéculaire a un comportement en fluage, similaire à l'os cortical.

Keaveny et Hayes ont présenté une étude complète sur le comportement mécanique de l'os trabéculaire.

Toutes ces études montrent clairement que la réponse mécanique de l'os spongieux est viscoélastique. Ceci s'explique parfaitement de part sa constitution biphasique. En effet, comme nous l'avons au paragraphe 1.2.3, l'os trabéculaire contient une phase solide, avec les trabécules, et une phase fluide, avec le liquide interstitiel. Sous compression, le déplacement de fluide interstitiel, ainsi que la viscosité inhérente de la matrice solide, contribuent au comportement viscoélastique apparent de l'os trabéculaire.

De même que pour l'os compact, des modèles mécaniques viscoélastiques ont été introduit pour décrire le comportement de l'os spongieux. Kafka et Jirova ont modélisé le constituant visqueux à l'aide d'un modèle de Maxwell, en considérant les trabécules comme ayant un comportement élastique. Ils ont montré l'importance de la prise en compte du constituant visqueux dans la modélisation du comportement mécanique de l'os trabéculaire.

Sous chargement, un tiers de la charge est créé par le fluide visqueux. D'autre part, le flux du fluide visqueux génère un gradient de pression, qui induit des forces appliquées à l'os

Le fluide interstitiel joue ainsi un rôle important dans le comportement de l'os, en particulier sous compression. Sous ce type de chargement, la résistance hydraulique, correspondant à la pression hydrostatique locale, est réduite et le comportement viscoélastique est plus prononcé.

Comme nous l'avons montré dans ce chapitre, le tissu osseux est un matériau complexe, possédant des propriétés mécaniques très différentes, suivant le type de tissu osseux considéré. Pour autant, la prise en compte de ses caractéristiques mécaniques est essentielle dans la compréhension de son adaptation à l'environnement mécanique au travers du processus de remodelage osseux.

C'est ce processus que nous allons décrire dans le chapitre suivant en nous intéressant plus particulièrement au remodelage osseux de l'os trabéculaire, phénomène beaucoup plus important pour ce type d'os.

## I.3 Biomécanique de l'os de la hanche

### I.3.1-notion et principe en anatomie

#### I.3.1.1 - l'os de la hanche

La hanche est la région du corps humain qui unit le tronc au membre inférieur. Elle comprend une articulation appelée articulation coxo-fémorale, (figure 1) des muscles qui lui permettent de bouger, ainsi que des ensembles vasculo-nerveux qui la traversent. Cette articulation coxo-fémorale sera le siège des principales pathologies de cette région. Elle relie le bassin (os iliaque) au fémur (tête fémorale). C'est une articulation de solidité, de très forte stabilité mais avec des mouvements d'amplitude limitée contrairement l'articulation de l'épaule qui est beaucoup plus mobile mais plus fragile. Elle a pour fonction d'orienter le membre inférieur dans toutes les directions de l'espace, et est très bien adaptée la station debout. Cette articulation est celle de la hanche.

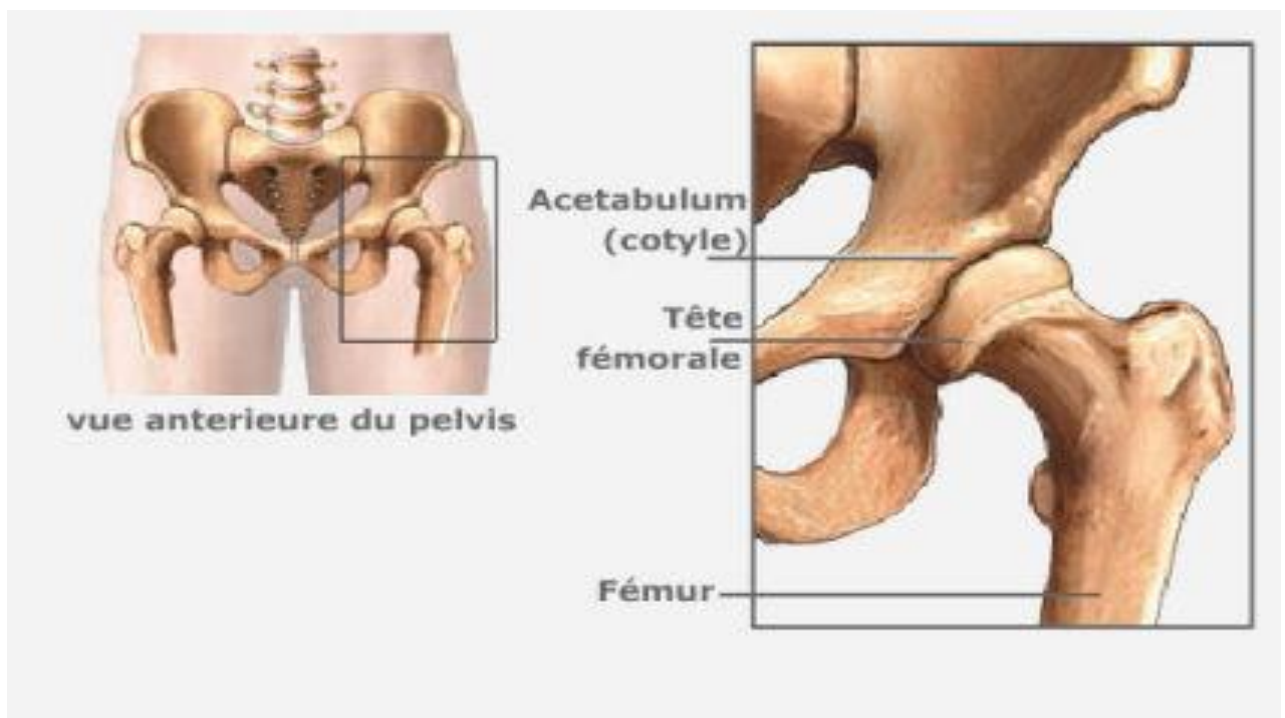


Figure 1 articulation coxo-fémorale

Dans l'articulation naturelle de la hanche, ou articulation coxo-fémorale, la tête du fémur et l'acétabuleux sont rendus solidaires par le ligament de la tête fémorale, la capsule articulaire (figure 2) qui ferme l'articulation et assure son étanchéité, et les muscles.

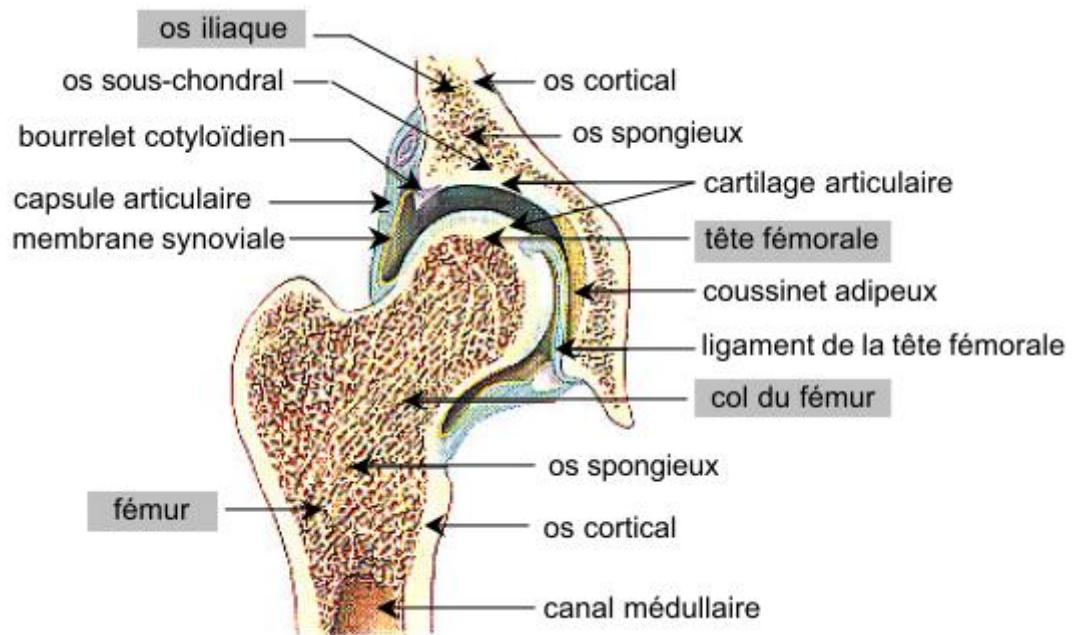


Figure 2 : coupe frontale de l'articulation coxo-fémorale

### I.3.1.2 - Le fémur

Le fémur forme le squelette de la cuisse. Il s'agit d'un os long, pair et non symétrique. Le fémur est articulé avec l'os coxal en haut, la rotule et le tibia en bas. L'os est partagé inégalement entre ces deux articulations. Le fémur est divisé en trois Régions : Une diaphyse et deux épiphyses, proximale et distale. Nous nous intéressons principalement aux caractéristiques de l'articulation coxo-fémorale.

#### a)- Diaphyse

La diaphyse (Fig.3a) est une région prismatique triangulaire, incurvée en avant et



possède trois faces (antérieure, postéro-latérale et postéro-médiale) et trois bords (latéral, médial et postérieur). La diaphyse est la partie la plus longue du fémur et elle relie les extrémités de l'os.

b)- Epiphyse proximale

L'epiphyse proximale (Fig.3b) est irrégulière, elle comprend : la tête fémorale, le col du fémur, le grand et le petit trochanter unis par la ligne et la crête trochantériques.

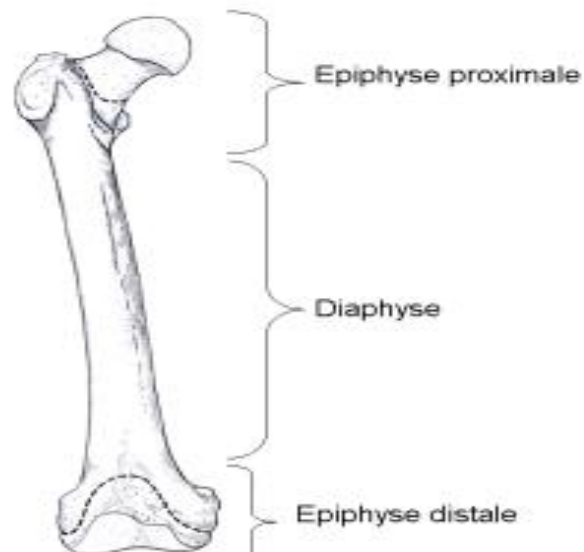


Fig. 3a : La composition du fémur

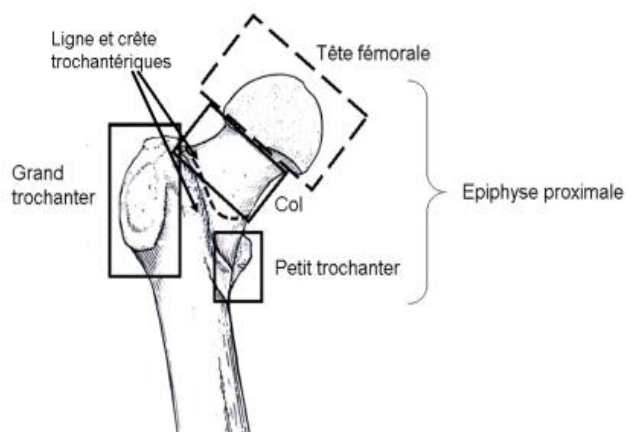


Fig. 3b : Les différents composantes de l'épiphyse proximale

### I.3.1.3 - Tête fémorale

La tête fémorale (est une surface articulaire située dans la partie Super-médiale), répondant à la surface semi-lunaire de la cotyle, à son ligament transverse et au bourrelet cotyloïdien. Elle est de type sphéroïde et congruente. Sa forme Représente les 2/3 d'une sphère de 4 à 5 cm. de diamètre.

### I.3.1.4 - Le col de la tête fémorale

Le col de la tête fémorale supporte la tête et la sépare des tubérosités. Il forme un angle sur le plan frontal avec la diaphyse qui est l'angle diaphysaire (Fig. 4), d'environ 123 à 137°, il se dirige vers l'avant, représentant un angle d'antéversion avec le plan frontal sur le plan transversal de 15° chez l'adulte.

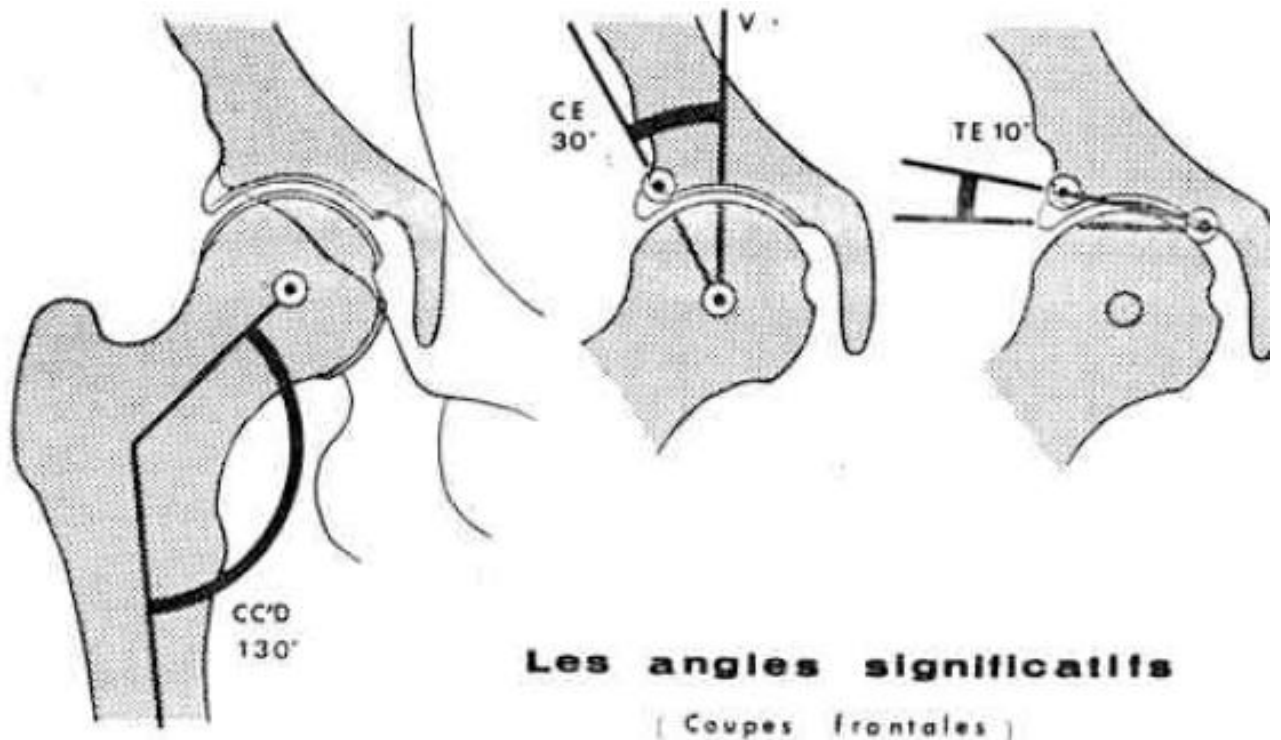
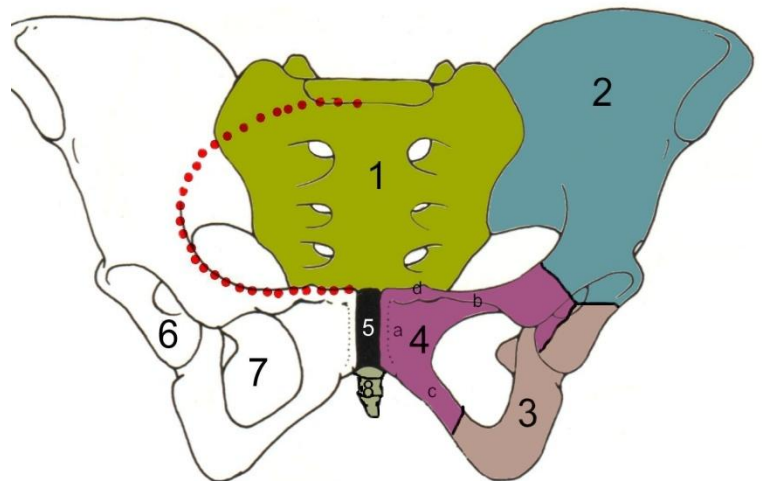


Fig. 4 les orientations des pièces osseuses

### I.3.2. Au niveau de l'os coxal

C'est l'os de l'articulation de la hanche, symétrique, os plat qui forme la paroi ventro-latérale du bassin osseux, pair, de forme complexe qu'on peut assimiler grossièrement à une hélice à deux pales et qui résulte de la soudure dans l'adolescence de trois os distincts naissant de trois points d'ossifications et se fusionnant au niveau du cartilage en "Y" au centre de la fosse acétabulaire.

- Le bassin
- 1 - le sacrum
  - 2 - l'ilium ou ilion
  - 3 - l'ischion
  - 4 - le pubis
  - 5 - la symphyse pubienne
  - 6 - la cavité cotyloïde
  - 7 - le trou ischio-pubien
  - 8 - Le coccyx



#### I.3.2.1 La cotyle :

La cotyle est une excavation profonde sphéroïde ; il s'articule avec la tête fémorale. Il est orienté vers l'avant et vers le bas. L'orientation vers l'avant est bien visible sur une coupe transversale. L'axe de la cotyle forme un angle de 30° à 40° avec un plan frontal. L'orientation vers le bas est bien visible sur une coupe frontale. L'axe de la cotyle forme un angle de 30° à 40° avec un plan transversal. Ceci implique que la partie supérieure de la cotyle déborde la tête en dehors ; ce débord est mesuré par l'angle de recouvrement W, qui normalement, est de 30°.

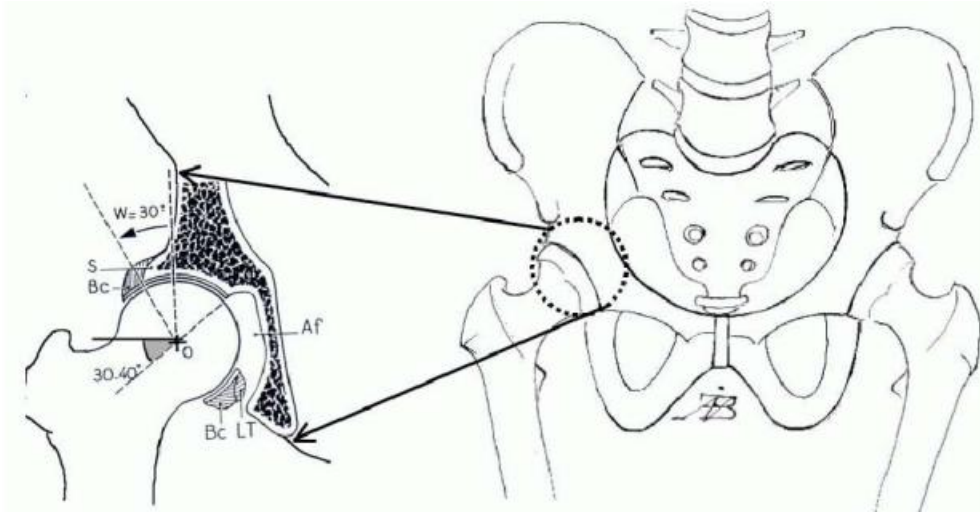


Fig.5: Vue antérieure de la cotyle et du fémur.

Sourcil cotyloïdien (S),

Bourrelet Cotyloïdien (Bc),

Arrière fond de la cotyle (Af),

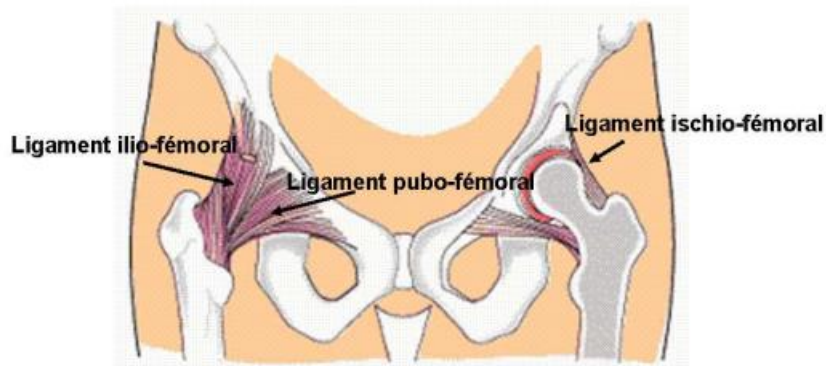
Centre de la tête fémorale (O).

### I.3.2.2 Moyen d'union(les Ligament)

Les surfaces articulaires sont maintenues en contact par une capsule articulaire, manchon fibreux très solide étendu entre l'os iliaque et la base du corps fémoral d'une part, par des ligaments antérieurs et postérieurs qui renforcent cette capsule d'autre part, et par les muscles péri-articulaires, La disposition de l'orientation des fibres de cette capsule et de ses ligaments assure une bonne solidité tout en permettant une mobilité de cette articulation.

La hanche contient le ligament le plus puissant du corps humain : le ligament ilio-fémoral o`u ligament de Bertin. Ce ligament a une résistance à la traction d environ 350 kg. La hanche compte avec cinq autres ligaments, dont quatre sont extra-capsulaires et un est intra-capsulaire

W



### I.3.3 Mouvements de la hanche

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

#### I.3.3.1 - Flexion

La flexion de la hanche (Fig. 6) est le mouvement qui porte la face antérieure de la cuisse à la rencontre du tronc. La cuisse et l'ensemble du membre inférieur se trouvent reportés en avant du plan frontal passant par l'articulation. Lorsque le genou est étendu la flexion n'est que de  $90^\circ$ , tandis que lorsque le genou est fléchi elle atteint ou dépasse  $120^\circ$ .

#### I.3.3.2 - Extension

L'extension (Fig. 6) porte le membre inférieur en arrière du plan frontal. Lorsque le genou est étendu l'extension est de  $20^\circ$  ou plus, lorsqu'il est fléchi elle est de  $10^\circ$ .

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

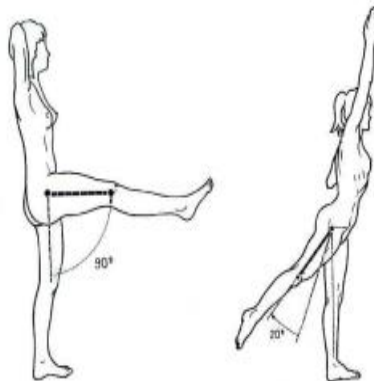


Fig 6 l'extension et la flexion

### I.3.3.3 - Abduction

L'abduction (Fig. 7) porte le membre inférieur directement en dehors et l'éloigne du plan de symétrie du corps. Théoriquement, il est tout à fait possible d'effectuer un mouvement d'abduction au niveau d'une seule hanche, en pratique l'abduction d'une hanche s'accompagne automatiquement d'une abduction égale dans l'autre hanche. Ceci est net à partir de 30° d'amplitude pour laquelle on commence à apprécier une inclinaison du bassin.

### I.3.3.4 - Adduction

L'adduction (Fig. 7) porte le membre inférieur en dedans et le rapproche du plan de symétrie du corps, il n'existe pas de mouvement d'adduction pure. L'amplitude maximale de l'adduction est de 30°.

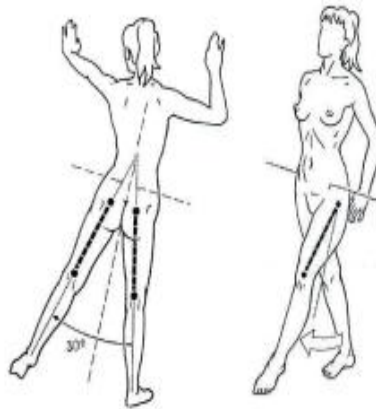


Fig 7 Mouvements d'abduction (gauche) et d'adduction (droite) de la hanche.

### I.3.3.5 - Rotation

Les mouvements de rotation longitudinale de la hanche (Fig. 8) s'effectuent autour de l'axe mécanique du membre inférieur. En position de rectitude, cet axe est confondu avec l'axe vertical de l'union coxo-fémorale. Dans ce cas la rotation externe est le mouvement qui porte la pointe du pied en dehors, alors que la rotation interne porte la pointe du pied en dedans. L'amplitude totale de la rotation interne est de 30° à 40°. L'amplitude totale de la rotation externe est de 60°. L'amplitude des rotations dépend de l'angle d'antéversion du col fémoral.

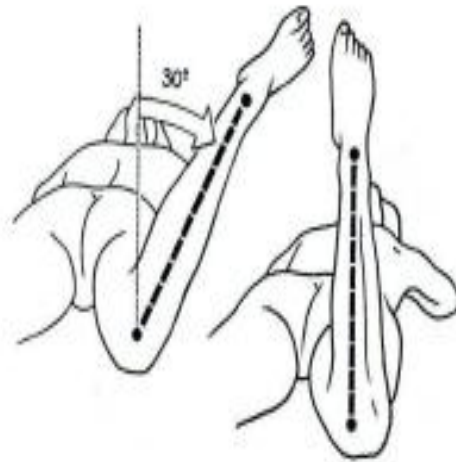


Fig 8 Mouvement de rotation

Mouvement de rotation de la hanche. La rotation externe est le mouvement qui porte la pointe du pied en dehors et la rotation interne porte la pointe du pied en dedans.

**Chapitre II : Problèmes**  
**et techniques**  
**d'implantation d'une**  
**PTH**



## II.1 Complication et problème autour de la prothèse des hanches

Les trois causes d'échecs les plus fréquemment rencontrées sont l'usure, l'infection et l'instabilité. Mais d'autres causes existent.

### II.1.1 L'usure

Vouloir remplacer de façon définitive une partie du corps par une matière inerte est encore du domaine du rêve. La prothèse totale de hanche, malgré les services rendus, n'échappe pas à cette règle. Sa durée de vie ne peut être que limitée et son changement fait intégralement partie de son histoire naturelle ! La durée de vie espérée des prothèses actuelles est de l'ordre de 15 ans et une prothèse sur dix devra être changée, ce nombre ne pouvant qu'augmenter car les patients sont de plus en plus jeunes et de plus en plus actifs.

La cause principale d'échec est l'usure des surfaces frottantes, à savoir la bille prothétique sur l'insert cotyloïdien (ou acétabulaire). Même si des progrès ont été réalisés sur les couples de frottement, l'usure nulle n'existe pas. La pièce la plus dure use la plus souple, libérant dans l'articulation des « particules d'usure ». Ces particules sont naturellement « digérées » par l'organisme, par le biais d'une réaction inflammatoire naturelle de défense, dite « à corps étranger ». Néanmoins, cette réaction inflammatoire peut engendrer une destruction osseuse (ostéolyse) progressive, habituellement sans symptômes. Si celle-ci siège autour de la prothèse, elle peut la décrocher : c'est le **descellement**. Quand ce dernier est lié à l'usure, il s'agit d'un problème mécanique, on parle de descellement **aseptique** (non infectieux).

C'est la gestion chirurgicale du descellement qui peut rendre difficile le changement prothétique. Tel un clou dans un mur, si celui-ci se décroche, on ne peut que mettre un nouveau clou, plus gros et plus long, jusqu'au jour où il faut refaire le mur ... C'est la raison pour laquelle un changement de prothèse peut s'accompagner d'une greffe osseuse (voir plus loin).

### II.1.2 L'infection

L'infection autour d'une prothèse de hanche est un phénomène rare mais grave. Elle peut en particulier « décrocher » la prothèse et être à l'origine d'un descellement septique (infectieux). Le traitement de cette complication est à la fois médical et chirurgical. Sur un plan médical, le traitement est axé sur des antibiotiques. Ces médicaments ne doivent

être prescrits qu'une fois que le microbe (une bactérie) a été clairement identifié. Cela peut être réalisé par des prélèvements : sur le pansement, par ponction (piqûre) le plus souvent guidée par scanner, ou chirurgicalement (on parle alors de biopsie). Il faut donc comprendre que la phase de diagnostic précis de l'infection, dont le traitement bien entendu dépend, peut nécessiter une intervention chirurgicale (biopsie) alors que cette intervention n'en est pas encore le traitement. La nature et la durée du traitement antibiotique est alors défini en accord avec les médecins bactériologues.

Le traitement chirurgical est extrêmement varié et sera toujours lié au traitement médical. En cas d'infection précoce (dans le 1<sup>er</sup> mois postopératoire), un lavage chirurgical sans changement de la prothèse peut être efficace. En revanche, en cas d'infection dite tardive, la guérison de l'infection nécessite le plus souvent un changement de la prothèse. Ce changement peut être réalisé « en un temps » (on enlève la prothèse et l'on en remet une autre durant la même intervention) ou « en deux temps » (on enlève la prothèse, on met en place un espaceur ou spacer rempli d'antibiotiques : premier temps) pendant une durée allant de 6 semaines à 6 mois puis on réimplante une nouvelle prothèse lors d'une seconde intervention (deuxième temps). Ce spacer permet en général, à l'aide d'un déambulateur ou de 2 cannes, de se déplacer à domicile et de réaliser les gestes de la vie courante. Si le patient souffrait d'un descellement, le spacer peut en général diminuer la douleur voire même la faire disparaître. En revanche, sa durée de vie est limitée et son changement, même en l'absence de douleur est souhaitable

Le taux de succès de cette prise en charge est dans la littérature internationale autour de 85% à 2 ans de recul, mais dépend d'énormément de critères liés au patient (facteurs de risque, âge, fragilité, diabète ...), microbe (identité, délai avant la prise en charge), antibiotiques (efficacité, tolérance et effets secondaires) et chirurgie. C'est la raison pour laquelle des travaux sont en cours afin de préciser les résultats à un terme plus long et d'identifier des facteurs de bon ou mauvais résultats.

### II.1.3 L'instabilité

On désigne par ce nom les luxations récidivantes de prothèse (plus de trois) c'est-à-dire quand la bille prothétique sort de son logement. Les causes de cette instabilité sont variées et il faut favoriser le traitement de la cause. Dans la majorité des cas, un épisode isolé de luxation reste sans lendemain et est souvent lié à une imprudence ou un mouvement déconseillé. Dans le cas contraire, des causes peuvent être retrouvées Chirurgicales:

l'orientation des pièces prothétiques correspond à un cahier des charges précis : antéversion de la tige de 15 à 30° et antéversion de la cotyle de 15 à 30°. Un scanner pourra vous être demandé afin de déterminer ces mesures

Musculaires : une faiblesse musculaire, lié à l'âge, à des pathologies de hanche favorisantes (luxations congénitales), à une rééducation pas suffisamment efficace (en cas de douleurs importantes par exemple) ou à des interventions successives peut entrainer une instabilité prothétique. Il faut alors savoir que le chirurgien n'a pas d'influence sur la force musculaire et qu'il faudra soit faire de la rééducation, soit en cas d'échec de cette dernière, envisager le changement de la cupule cotyloïdienne au profit d'implant dit « anti-luxation »

#### II.1.4Autres causes

En dehors des causes suscitées qui doivent être éliminées en premier lieu, un patient peut souffrir de sa prothèse à la suite de tendinites (inflammation des tendons, terminaison des muscles), de douleurs projetées (venant d'un autre endroit du corps), comme le dos, l'abdomen, une sciatique, une cruralgie.



Luxation d'une prothèse de hanche



Descellement d'une prothèse de hanche

## **II.2 Complications préopératoires**

### II.2.1 Traumatismes Vasculo-nerveux

#### II.2.1.1 -Lésions vasculaires

Les complications vasculaires sont rares de 0,2 à 0,3 %. Si les lésions directes sont facilement diagnostiquées lors de l'intervention, les lésions non transfixiantes sont souvent diagnostiquées à distances et prennent la forme de thrombose, voire de pseudo-anévrisme.

#### II.2.1.2 -Lésions nerveuses

Les complications nerveuses ont une incidence de 0 à 3 %.  
L'atteinte du nerf sciatique est la plus fréquente surtout pour les voies postérieures, mais le nerf crural et le nerf du moyen fessier peuvent être lésés dans les voies latérales et antérieures.

### II.2.2 - Fractures

Les fractures sont le fait de 0,1 à 1 % des interventions ; elles sont le plus souvent sur le versant fémoral et sont traitées avec des cerclages, plus rarement avec des solutions plus complexes (plaque, prothèse de reprise...)

### II.2.3 - Complications liées à l'utilisation de ciment

Le risque du ciment est une hypotension lors de la mise en place de celui-ci. Sa fréquence est de moins de 5 % pour une hypotension de 20 mm Hg ou plus. La forme dite du choc au ciment est rarissime < 0,1 %. Le mécanisme est un phénomène d'embolie ; il est prévenu par une ventilation avec 100 % d'O<sub>2</sub>.

## **II.3 Complications médicales postopératoires**

### II.3.1 - Infections

Le taux d'infection des PTH est de 0,4 à 1,5 % dans la littérature. Il faut différencier les infections précoces, qui doivent bénéficier d'une prise en charge rapide avec lavage et changement du couple de frottement, des infections tardives d'évolution lente.

Le diagnostic des infections tardives est le plus souvent difficile ; la stratégie thérapeutique doit être établie en concertation avec les infectiologues et les microbiologistes (reprise en un ou deux temps, type d'antibiothérapie et durée...).

### II.3.2 - Complication thrombo-embolique

Elle doit être prévenue de façon systématique par une anticoagulation postopératoire de 4 à 6 semaines. En l'absence de prophylaxie, le risque de phlébite est de plus de 50 %, avec un taux de mortalité de 2 à 3 % ; avec prophylaxie, le risque d'EP mortelle est inférieur à 0,1 %.

### II.3.3 - Complications chirurgicales postopératoires

#### II.3.3.1 - Luxations

Dans la littérature on observe des taux entre 0 et 2 %. Les voies postérieures seraient plus près des 2 %, les voies latérales et antérieures en dessous des 1 %. Il existe des facteurs favorisant liés à la position et à la forme des implants mais les facteurs « patients » comme les personnes âgées, les malades neurologiques et multi-opérés sont également déterminants.

#### II.3.3.2 - Différences de longueur des membres

C'est une des questions les plus souvent posées par le patient, et un des risques majeurs de poursuites médico-légales.

La prise de repère est importante en pré-opératoire mais la tension musculaire est difficilement maîtrisable.

L'information est primordiale : différence naturelle, impression postopératoire d'être rallongé, information du risque qui est sans conséquence si inférieur à 1 cm, mesure objective en postopératoire à la consultation des 3 mois.

### II.3.3.3 - Ossifications périprothétiques

Elles sont plus fréquentes chez les hommes (deux fois plus) que chez les femmes, leur fréquence est variable et fonction des populations et des voies d'abord.

En cas de population à risque antécédent OP, AO hypertrophique, maladie de Paget, prothèse sans ciment une prophylaxie par de l'indométacine 3 fois 25 mg pendant 8 jours est recommandée.

En postablation ossification ou devant patient à fort risque antécédents sur une autre articulation, Paget : une seule irradiation 700 cgray, avant ou après intervention.

### II.3.3.4 - Ruptures d'implants

Les ruptures fémorales sont évaluées à 0,27 %.

Les prothèses actuelles au dessin et matériaux optimisés rendent ce risque manifestement plus faible.

Les implants en céramiques, têtes et insert acétabulaire, sont sur des taux de risque inférieur à 0,01 % ; et, actuellement, avec l'introduction de nouvelles céramiques le niveau de risque a baissé.

### II.3.3.5 - Fractures périprothétiques

Les fractures sont surtout le fait du fémur lors de traumatismes.

La fréquence est de l'ordre de 0,8 % sur un suivi à 10 ans avec un délai d'apparition de 4 ans. Le traitement est l'ostéosynthèse pour la diaphyse, à l'aide de matériel adapté.

## II.3.4 - Complications liées au couple de frottement

### II.3.4.1 - Usure

L'usure est le risque évolutif majeur du couple de frottement.

Les particules d'usure entraînent des réactions inflammatoires par l'intermédiaire de relargage de cytokine. Ces réactions peuvent entraîner des lyses osseuses péri-prothétiques expliquant le descellement.

### II.3.4.2 - Réactions immunologiques

Certains débris métalliques peuvent entraîner des réactions immunologiques nécessitant des changements de couple de frottement.

Elles sont observées dans les couples de frottement métal-métal, et leur fréquence peut être de 0,7 %.

Dans certains cas cette réaction peut prendre la forme d'une pseudotumeur destructrice sur le plan local.

#### II.3.4.3 - Descellement

Le descellement est l'absence de stabilité des implants ; c'est le risque le plus important à moyen terme puisqu'il est de 5 % à 15 ans de recul et de 10 % à 20 ans de recul.

S'il existe des causes purement mécaniques liées à la qualité de l'implant ou à des défauts techniques qui nécessitent le plus souvent des reprises précoces, la majorité est le fait de l'usure du couple de frottement entraînant des réactions de lyse osseuse périprothétique.

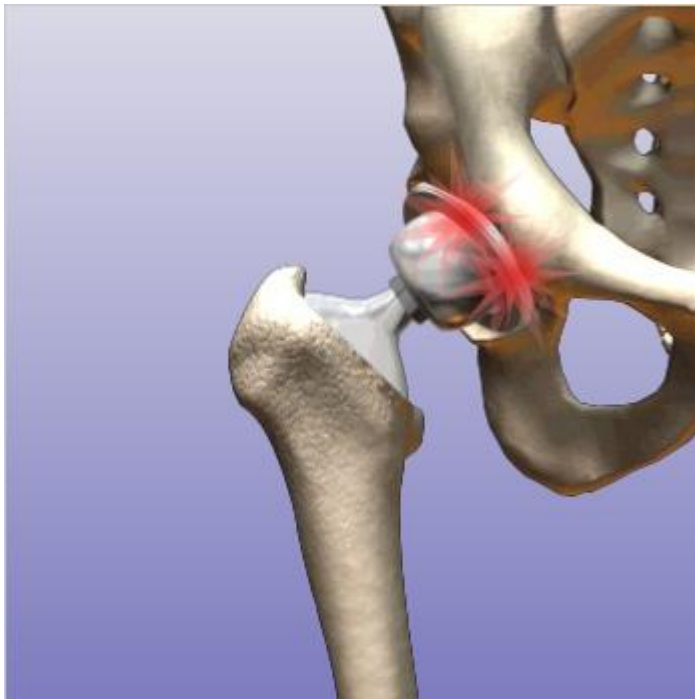
Actuellement, nous ne savons pas quel patient est susceptible de présenter une usure et quel patient une réaction pour cette usure, ce qui plaide pour une surveillance régulière des implants, devenant rapprochée en cas de début d'usure.



## II.4 - Changement de prothèse totale de hanche

La mise en place d'une prothèse de hanche est généralement réalisée suite à une usure arthrosique de cette articulation ou suite à une fracture.

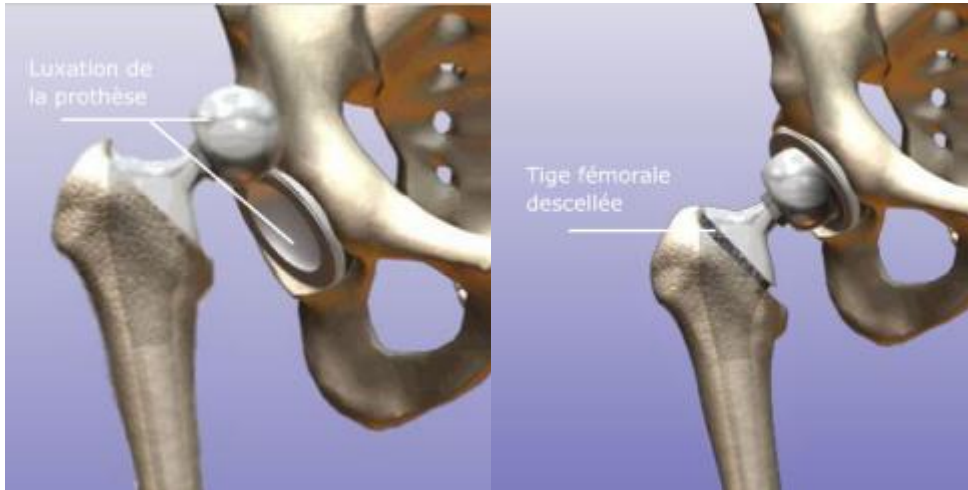
Malheureusement les contraintes mécaniques sur cette prothèse entraînent des phénomènes d'usure au bout de nombreuses années. Si la prothèse devient douloureuse, un descellement peut être suspecté qui conduira logiquement à un changement d'une ou plusieurs pièces de la prothèse.



### II.4.1 - Définition du descellement.

Le descellement survient généralement suite au vieillissement et à l'usure de la prothèse. Le contact entre l'os et les implants n'est alors plus parfait rendant l'appui et les mouvements douloureux en raison de cette mauvaise fixation. Parfois ce descellement peut être dû à une infection bactérienne.

Plus la prothèse est mobile, plus elle abîme l'os censé la fixer. Progressivement les phénomènes douloureux augmentent entraînant boiterie et réduction du périmètre de marche. L'intervention devient alors obligatoire.



### II.4.2 - Pourquoi une opération.

En l'absence de traitement, les choses ne s'arrangent pas spontanément, bien au contraire, les dégâts osseux se majorent surtout si le descellement est d'origine infectieuse. Parfois les mobilités sont telles qu'un déplacement prothétique ou une fracture osseuse peuvent se voir. L'intervention précoce évite donc la majoration des lésions.

### II.4.3 - Quel type d'intervention

C'est généralement une intervention plus lourde que la mise en place de votre prothèse initiale. Elle consiste en l'ablation de la prothèse usée ou infectée et à son remplacement par une autre prothèse pouvant se fixer correctement sur l'os abîmé. Ce remplacement peut se faire d'emblé ou secondairement s'il s'agit d'une infection.

Les différents types de descellement sont très variables et peuvent toucher le fémur et/ou la cotyle. C'est pourquoi les interventions de reprise sont toutes différentes, mais généralement la taille de la prothèse mise en place sera supérieure à votre ancienne prothèse. Il arrive également qu'une seule partie de la prothèse soit changée en fonction de l'usure de celle-ci.

Certains gestes complémentaires sont parfois nécessaires pour enlever la prothèse et fixer correctement la suivante comme une ostéotomie fémorale d'exposition, l'apport de greffons osseux ou la pratique d'une ostéosynthèse par plaque, vis ou cerclage.





#### II.4.4 - Les suites opératoires

La douleur est généralement bien contrôlée, toutefois il est possible d'avoir quelques phénomènes algiques lors du premier lever et au cours des 3 premiers jours post-opératoires.

La marche peut être reprise généralement dès le lendemain de l'intervention mais parfois en fonction du geste réalisé et des dégâts osseux une mise en décharge peut être nécessaire durant plusieurs semaines.

Dans tous les cas votre déambulation sera travaillée avec le kinésithérapeute. Il vous enseignera les gestes à éviter afin de ne pas trop solliciter votre nouvelle prothèse. La marche s'effectuera au début à l'aide d'un déambulateur ou avec 2 cannes Anglaises. Ces cannes sont à garder jusqu'à la première consultation de contrôle avec votre chirurgien (environ 3 semaines).

Au niveau de la cicatrice des pansements sont à refaire tous les 2 à 3 jours durant une période de 3 semaines.

Un traitement préventif de la phlébite ainsi que sa surveillance sont impératifs jusqu'à la reprise de l'autonomie (6 semaines environ).

La sortie de la clinique se fait généralement en centre de convalescence.

La rééducation assidue et bien conduite de votre nouvelle prothèse est garante d'un bon résultat. La tonification de vos muscles est primordiale pour une bonne stabilité de votre hanche.

## II.4.5 - Les risques et complications

### II.4.5.1 - Pendant l'intervention

- Les vaisseaux sanguins et les nerfs qui passent à proximité de l'articulation peuvent être blessés accidentellement occasionnant alors des hémorragies ou des paralysies pouvant nécessiter des soins chirurgicaux particuliers, soit immédiats, soit différés.
- Les gestes osseux (fémur, cotyle) peuvent si la structure osseuse est fragile occasionner des fractures accidentelles. Celles-ci seront traitées dans le même temps opératoire ou en différé si la révélation de cette fragilité osseuse est tardive.

### II.4.5.2 - Après l'intervention :

- Un hématome peut survenir nécessitant un drainage chirurgical.
- Une infection de la zone opératoire qui nécessite, si elle est diagnostiquée précocement (première semaine) un traitement antibiotique adapté généralement par voie intraveineuse associé à un lavage articulaire. Par contre si elle est diagnostiquée plus tard, une réintervention chirurgicale avec ablation des implants est impérative. Un fantôme prothétique en ciment (spacer) est laissé en place durant plusieurs mois pour permettre le traitement et l'éradication de l'infection. La remise en place de nouveaux implants se fait une fois l'infection guérie. Cette nouvelle intervention a lieu généralement plusieurs mois après un long et difficile traitement par une association de plusieurs antibiotiques. Un suivi régulier est organisé dans le service de maladies infectieuses du CHU de Nice. Il est impératif et incontournable.
- La formation et la migration d'un caillot sanguin : Phlébite, embolie pulmonaire d'où la nécessité d'un traitement anticoagulant jusqu'à la reprise d'un appui complet (en général 1 mois).
- La luxation ou le déplacement des implants prothétiques mis en place pendant l'opération peut nécessiter une réduction sous anesthésie générale voire une nouvelle intervention chirurgicale avec éventuel changement d'une ou des pièces prothétiques.
- Une différence de longueur des membres inférieurs ne peut être évitée avec certitude. Elle nécessitera alors le port de semelles compensatrices.

- Des calcifications dans la capsule ou dans les muscles de voisinage peuvent être responsables d'une diminution de la mobilité post-opératoire.

#### II.4.6 - Les résultats attendus de votre opération

Il s'agit d'un remplacement de votre prothèse de hanche usée ou infectée ; les résultats en aucun cas ne peuvent être comparés avec une première intervention sur hanche « vierge ».

Une raideur ainsi que des douleurs trochantériennes, fessières ou inguinales peuvent perdurer durant plusieurs mois toutefois, les résultats sont généralement excellents par rapport au handicap occasionné par votre ancienne prothèse.

Votre autonomie pourra être retrouvée dans les meilleures conditions mais sous 3 réserves :

- Vous devez impérativement éviter les mouvements sollicitant votre prothèse en risquant de la luxer.
- Il est important de continuer à entretenir votre musculature fessière qui a tendance à s'affaiblir avec l'âge.
- Adaptez votre activité pour économiser votre hanche et aménagez votre habitation (pas de fauteuils profonds, poignées dans les toilettes et la salle de bain pour vous relever et vous soutenir, pas d'escaliers).

Enfin, le résultat est souvent corrélé avec le degré de l'atteinte osseuse. Généralement, l'appui complet est toujours possible au bout de 2 mois (souvent plus tôt) et une activité normale peut être reprise entre 2 et 4 mois.

## **II.5 - Descellements aseptiques cotyloïdiens**

Le traitement chirurgical des descellements aseptiques cotyloïdiens d'une prothèse totale de hanche pose de nombreux problèmes techniques.

Le choix de la voie d'abord, l'extraction des pièces prothétiques, le traitement des pertes de substance osseuse, la nature et le mode de fixation de la prothèse de reprise représentent les points principaux et souvent controversés. Nous n'envisageons ici que la reprise par prothèse cimentée après reconstruction par allogreffes et armature métallique des destructions osseuses cotyloïdiennes.

Quelles que soient leurs causes, mécaniques ou biologiques, les descellements cotyloïdiens aseptiques d'une prothèse totale de hanche entraînent des dégâts osseux qui croissent en fréquence et en étendue après les échecs répétés. La perte de substance osseuse peut intéresser l'ensemble des parois de la cavité cotyloïdienne dont la destruction dans sa forme extrême s'accompagne d'une fracture transversale.

L'expérience nous a appris que le scellement d'une cotyle de grande taille, ou le comblement des pertes de substance osseuse par du ciment, conduisaient rapidement à un nouvel échec.

La réparation des lésions osseuses par de l'os est donc une absolue nécessité ; mais comme de grandes quantités d'os sont indispensables à une réparation étendue, le recours aux allogreffes s'impose dans la plupart des cas et souvent d'une façon exclusive. L'existence, dans les années 1970, d'une solution de continuité transcotyloïdienne, compliquant parfois les descellements cotyloïdiens des prothèses métalmétal, nous a en outre conduit à imaginer un moyen d'ostéosynthèse intracavitaire capable de fixer solidement la pseudarthrose et de guider la reconstruction osseuse de la cavité cotyloïdienne .

La reconstruction armée de la cotyle détériorée représente depuis 24 ans notre technique habituelle de reprise des descellements cotyloïdiens. Son but est de revenir à une situation anatomique aussi proche que possible de la normale, quelle que soit l'importance des dégâts. Cette technique a très largement fait la preuve de son efficacité et de sa fiabilité à long terme, même dans les destructions les plus sévères.

Ce n'est qu'une possibilité parmi d'autres. De nombreuses techniques de « reprise » cotyloïdienne ont été décrites. Elles peuvent se classer en deux catégories, suivant qu'on utilise une pièce cotyloïdienne cimentée ou non.

La reprise avec une cotyle non cimenté, généralement hémisphérique impacté et vissé, oblige à rechercher des zones de contact avec un os vivant et conduit à utiliser des cotyles de grand diamètre et à les placer haut en cas de destruction importante du toit. Ceci n'est pas sans inconvénient mécanique. Enfin, les grandes destructions segmentaires, particulièrement lorsqu'elles se compliquent d'une fracture transversale, dépassent les possibilités techniques de cette méthode.

Parmi les reconstructions par allogreffes et cotyle cimenté, il convient de distinguer la reconstruction par allogreffes finement fragmentées et impactées et l'utilisation d'allogreffes structurales pour réparer les pertes de substance segmentaires.

Les premières s'adressent essentiellement à des cavités élargies, mais closes ou réparées grâce à des grillages métalliques.

Les secondes conviennent surtout à la réfection d'une perte de substance isolée du toit.

Elles ont l'une et l'autre leurs limites, représentées essentiellement par l'importance de la destruction osseuse. Quand celle-ci est majeure, étendue, à la fois cavitaire et segmentaire, le recours à des armatures métalliques est souvent nécessaire. Il en existe plusieurs modèles, avec ou sans crochet obturateur, prolongés ou non par des plaques iliaques. Elles sont presque toutes fermées en forme d'anneau ou d'hémisphère complet. Extrêmement rigides, elles ne peuvent faire corps avec l'os qui reste élastique. Elles soutiennent essentiellement la cotyle prothétique mais ne renforcent pas la reconstruction osseuse.

C'est là une différence fondamentale avec l'armature que nous utilisons.

### II.5.1 - Allogreffes

Les têtes fémorales arthrosiques prélevées au cours d'arthroplasties totales de hanche conviennent parfaitement à la réparation des pertes de substance osseuse de la cotyle. Leur préparation, leur conservation et leur utilisation ne se conçoivent que dans le cadre d'une banque de tissus osseux, dont les règles de fonctionnement extrêmement strictes ont été établies pour éviter tout risque de contamination du receveur par un agent pathogène transmissible (infection bactérienne ou virale, néoplasie, agent transmissible non conventionnel).

Les têtes fémorales, prélevées sur des donneurs sélectionnés et dont on a vérifié par un examen bactériologique l'absence de contamination peropératoire, sont conditionnées en salle d'opération sous un triple emballage stérile, congelées à - 80 °C et conservées à la même température.

Elles ne sont utilisées qu'une fois « validées », après vérification de la négativité de l'ensemble des examens effectués sur le donneur et la tête fémorale.



Après avoir pelé la tête fémorale à la scie oscillante pour la débarrasser de son cartilage et des résidus des parties molles, on la découpe en fragments de taille et de forme variées : grosse pièce à la forme parfois complexe pour combler une volumineuse perte de substance du toit ; tranches plus ou moins larges, plus ou moins épaisses pour réparer les parois, ou cubes de spongieux pour combler les pertes de substance cavitaires mineures ou les interstices entre des fragments plus volumineux.

### II.5.2 - Armature métallique (fig 1)

C'est une croix hémisphérique à quatre branches, en acier inoxydable, destinée à guider et à renforcer la reconstruction osseuse de la cotyle détruit. Sa forme résulte du croisement orthogonal de deux plaques de forme hémisphérique. La verticale se termine en bas par un crochet qui s'insère sous la marge inférieure de la cotyle sur laquelle elle prend appui et se prolonge en haut par une palette creusée de quatre trous qui admettent des vis de 5 mm, destinées à sa fixation sus-cotyloïdienne.

La plaque horizontale est asymétrique. Sa branche antérieure, plus courte que la postérieure, détermine une antéversion du plan d'ouverture de l'armature de 10° et latéralisé la pièce.



1 Série d'armatures métalliques de taille croissante (pour cotyles prothétiques de 37 à 53 mm de diamètre).

Il existe donc une série droite et une série gauche, chacune des six pièces de dimensions croissantes acceptant des cotyles de 37 à 53 mm de diamètre. Trois trous, un au croisement des deux plaques et un à chaque extrémité de la plaque horizontale, admettent des vis de 3,5 mm qui permettent, si besoin, la fixation directe à l'armature des greffons.

En raison de sa forme et de son crochet obturateur, cette armature recentre en position anatomique la hanche artificielle.

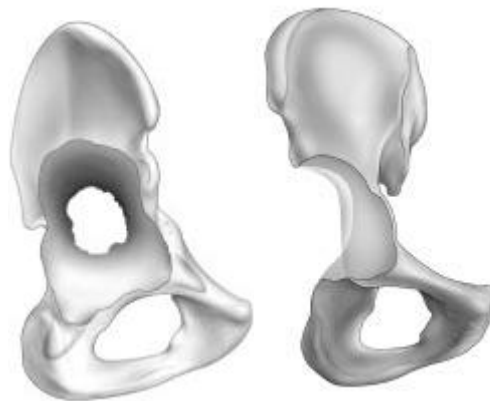
Elle est suffisamment rigide pour assurer la fixation d'une solution de continuité transcotyloïdienne, mais comme elle est ouverte, elle reste élastique et ne perturbe pas l'élasticité de la cotyle osseuse. Elle fait corps avec l'os qu'elle renforce, mais ne rigidifie pas la cotyle prothétique.

### II.5.3 - Technique de reconstruction cotyloïdienne

Le but de cette reconstruction est de revenir à une cotyle osseuse de dimension normale en situation anatomique et avec des propriétés mécaniques proches de celles d'une cotyle normale.

#### II.5.3.1 - Exposition et nettoyage de la cotyle osseuse (fig 2)

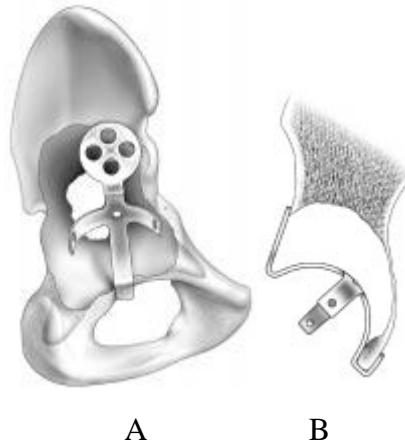
La cavité cotyloïdienne est largement exposée entre un écarteur à bec dans le trou obturateur, deux à trois pointes à tête sphérique qui maintiennent relevés l'éventail fessier et le trochanter et deux valves d'écartement (antérieure et postérieure).



A. Vue latérale.

B. Vue frontale.

2 - Aspect d'une destruction cotyloïdienne étendue intéressant le toit, les parois antérieure, postérieure et interne.



A. Le crochet est inséré sous la marge inférieure du cotyle dans sa moitié postérieure.

B. L'armature est inclinée à 45° et ne doit pas être plus verticale, que la palette supérieure touche ou non l'os iliaque dans la région sus-cotyloïdienne.

### 3 Essai de l'armature métallique adéquate dans la perte de substance osseuse.

L'ablation du cotyle descellé, qu'il soit cimenté ou non, ne pose généralement pas de problèmes s'il est mobile. Il faut toutefois exciser le tissu fibreux cicatriciel, volontiers ossifié, qui couvre ses bords, avant de l'extraire au davier de Farabeuf. S'il est peu mobile, l'utilisation de gouges spéciales, convexes, concaves, à double courbure, permettent de le séparer de son ciment ou de l'os (s'il s'agit d'une cotyle non cimenté).

L'extraction d'une cotyle protrus peut être laborieuse, mais il est exceptionnel qu'il faille aller le chercher par voie endopelvienne. Après avoir, si nécessaire, élargi l'orifice du cotyle osseux, des manœuvres prudentes, combinant traction et effet de levier, parviennent à l'accoucher progressivement. Il faut éviter, ce faisant, de détériorer les parois osseuses amincies et fragiles de la cavité. Après avoir enlevé les différents fragments de ciment libres ou encore adhérents à l'os, celui-ci est débarrassé de la couenne fibreuse qui le tapisse, du tissu granulomateux qui remplit les géodes à la curette tranchante et lavé au jet sous pression. Il est inutile et déconseillé de fraiser cette cavité pour ne pas affaiblir ses parois déjà fragiles. On peut alors faire le bilan exact des lésions et prévoir la quantité d'os nécessaire à la reconstruction.

#### II.5.3.2 - Choix de l'armature

La référence est la dimension de la cotyle saine. S'il existe une hanche intacte, la superposition des calques des pièces cotyloïdiennes à la radiographie de la hanche de face permet de sélectionner l'armature de taille adéquate.

En l'absence de référence, il faut tenir compte de la morphologie de l'individu et des dimensions de la cavité au niveau de sa moitié inférieure, en sachant que la reconstruction osseuse doit redonner aux parois antérieure, postérieure et interne une épaisseur minimale de 7 mm.

#### II.5.3.3 - Essai de l'armature (fig 3)

Après avoir dégagé la marge inférieure de la cotyle du tissu fibreux cicatriciel des ossifications ou des ostéophytes qui la cachent, on la reconnaît, quand elle n'est pas détruite, à son bord inférieur cortical et mousse. Sous lui, on introduit une rugine de Lambotte étroite pour libérer sa face interne et faire la place du crochet qu'on insère à sa partie postérieure, près de l'ischion. On couche alors l'armature jusqu'à ce que son plan d'ouverture soit incliné à 45°. Si cette manoeuvre tend à expulser le crochet, trois hypothèses sont possibles :

- la pièce choisie est trop grande : essayer la taille inférieure ;
- la marge inférieure est détruite par un granulome : la reconstruire par un fragment d'os taillé en forme et coincé dans la perte de substance ;
- la convexité de la branche inférieure de l'armature bute sur une saillie osseuse cotyloïdienne trop épaisse : l'amincir à la gouge ou à la pince-gouge jusqu'à ce que le crochet tienne en place ; on vérifie alors que la plaque verticale de l'armature se situe dans un plan strictement frontal.

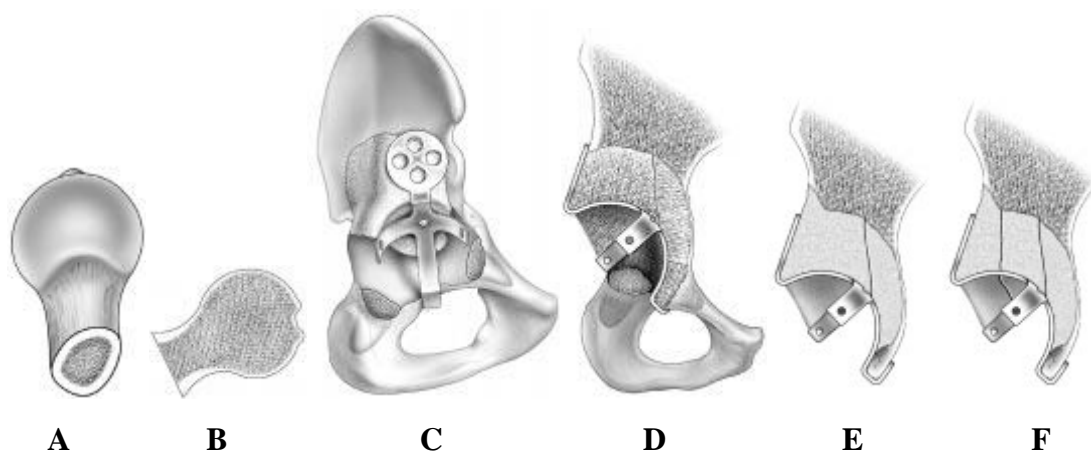
En cas de destruction, même partielle du toit, la palette supérieure reste à distance de l'os. Il ne faut pas verticaliser l'armature au-delà de 45° pour amener la palette au contact de l'os, ce qui aurait pour effet d'expulser le crochet inférieur. Il ne faut pas non plus ouvrir l'armature ou tordre la palette pour les adapter à la perte de substance osseuse.

Il faut au contraire se servir de l'armature comme guide pour apprécier l'étendue et la situation des dégâts, la forme et la dimension des fragments osseux nécessaires à la reconstruction. Quand ce bilan est fait, enlever l'armature.

#### II.5.3.4 - Reconstruction du toit (fig 4)

À moins qu'il n'existe une destruction massive de la paroi interne, la reconstruction de la cavité commence par la réparation du toit. Si possible, la perte de substance supérieure est comblée par un seul greffon massif, taillé soigneusement dans une tête fémorale pour résister au mieux aux contraintes en pression de la zone d'appui.

La partie supérieure spongieuse du greffon est rendue convexe pour épouser au plus près les contours osseux du toit détruit, dont les cavités ont été préalablement comblées par du spongieux et les aspérités abrasées.



A, B. Taille dans une tête fémorale d'un greffon massif aux dimensions de la perte de substance supérieure.  
 C. Le fragment osseux encastré dans le defect du toit est maintenu en place par l'armature métallique.  
 D. Une tranche de tête fémorale glissée sous le greffon supérieur reconstruit la paroi interne déficiente.  
 E, F. Variante de la reconstruction d'une perte de substance étendue du toit par un greffon unique (E) ou deux greffons superposés (F).

#### 4 Reconstruction du toit de la cotyle.

Sa face inférieure, spongieuse et concave, s'adapte à la convexité de l'armature. Sur sa face externe faite d'os sous-chondral ou scléreux arthrosique, vient reposer la palette. Il est prudent de n'aplanir cette surface qu'après avoir remis l'armature en place pour ne pas risquer de donner au greffon une épaisseur insuffisante. Plusieurs essais sont parfois nécessaires pour aboutir à une adaptation parfaite du greffon à l'os et à l'armature.

On peut éventuellement fixer le greffon directement à l'os par une vis dont la tête est noyée dans l'épaisseur de l'os sous chondral s'il est impossible de l'encastrer.

Enlever à nouveau l'armature. En cas de destruction modeste du toit, il suffit parfois de tailler un greffon en « L renversé », ou de lui donner une forme trapézoïdale pour augmenter la profondeur de la cavité et donner à la palette un appui stable.

En cas de destruction cotyloïdienne minime élargissant simplement la cavité sans altérer ses bords, il est possible de fixer d'emblée l'armature à l'os iliaque et d'épaissir les parois amincies en encastrant des tranches de greffon entre les parois osseuses et les branches de l'armature (fig 5).

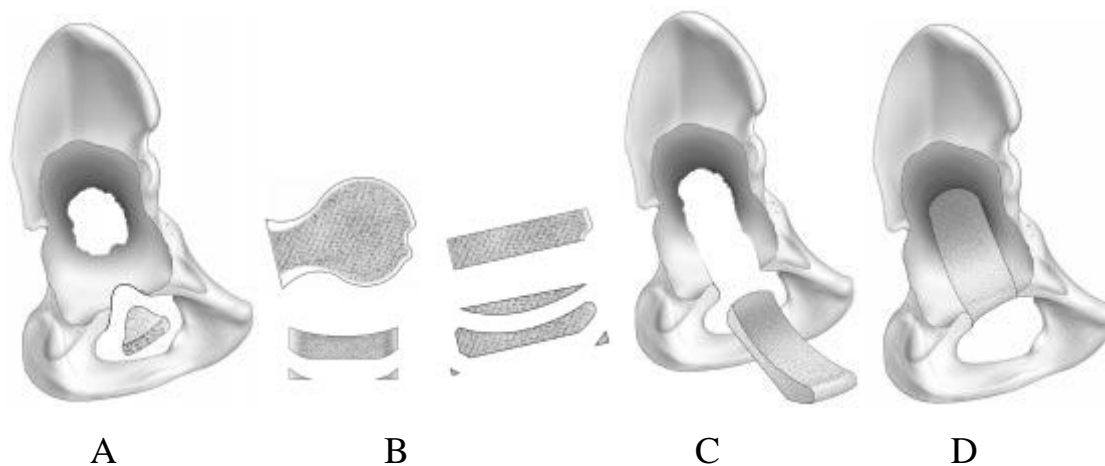


- A. Très grosse destruction cotyloïdienne associant à la perte de substance osseuse une fracture transversale du cotyle.  
 B. Comblement du defect osseux par un greffon massif taillé en forme. Immédiatement après l'intervention les contours du greffon sont très visibles ainsi que la démarcation supérieure entre lui et l'os iliaque.  
 C. À 18 mois, consolidation du greffon à l'os adjacent et début de remaniement.

### 5 Exemple de reconstruction osseuse supérieure avec un greffon massif unique.

#### II.5.3.5 - Reconstruction de la paroi interne (fig 6)

En cas de destruction isolée de l'arrière-fond, une épaisse tranche équatoriale de tête fémorale de bonne dimension suffit généralement à combler la perte de substance. On taille, à la pince coupante, les contours du greffon, en les biseautant à la dimension de la perte de substance et on rend sa face exopelvienne concave pour l'adapter à la convexité de l'armature. L'épaisseur de la tranche de tête fémorale utilisée doit être suffisante (10 à 15 mm) pour qu'il persiste suffisamment d'épaisseur (5 à 7 mm) après sa mise en forme. Il est inutile d'utiliser un greffon plus épais car tout l'os en protrusion pelvienne se résorbe progressivement.



- A. Comblement d'une perte de substance marginale inférieure par un greffon taillé en forme.  
 B. Dans une tranche de tête fémorale, découpe de greffons plats pour reconstruire une perte de substance interne.  
 C, D. Reconstruction d'une perte de substance étendue de la paroi interne par un greffon taillé en forme et encastré dans le defect osseux

### 6 Reconstruction de la paroi interne.

Quant à la cavité endopelvienne, parfois volumineuse, située au-delà de ce greffon, on peut la négliger ; elle s'efface spontanément.

Il faut en tout cas éviter de la remplir d'os. Celui-ci se résorbe à coup sûr et ne fait que retarder l'affaissement de la cavité (fig 7).



A

B

C

- A. Destruction cotyloïdienne intéressant essentiellement la paroi interne.  
B. Le greffon de reconstruction trop volumineux fait saillie dans le petit bassin.  
C. À dix ans remodelage de la reconstruction et résorption partielle du greffon interne.

## 7- Exemple de reconstruction de la paroi interne.

Si la marge inférieure de la cotyle est détruite par un granulome à polyéthylène, fréquent à cet endroit, il faut la reconstruire pour donner une prise au crochet de l'armature. La perte de substance déborde volontiers sur l'arrière-fond et a une forme triangulaire à base obturatrice ou hémicylindrique. La réparation se fait à l'aide d'un greffon de mêmes forme et dimension, suffisamment épais pour qu'il se coince dans le crochet de l'armature. On peut éventuellement améliorer la stabilité en creusant son bord supérieur d'une rainure dans laquelle s'encastrent les bords minces de la corticale endopelvienne de l'arrière-fond cotyloïdien.

Si la perte de substance n'intéresse que la marge inférieure du cotyle, un simple greffon en forme de poutre rectangulaire, coincé dans le crochet et entre les bases des branches ilio- et ischiopubiennes, suffit à sa réparation.

Si la destruction de la marge inférieure de la cotyle est en continuité avec une volumineuse perte de substance de l'arrière-fond, il est préférable, quand on dispose d'une tête fémorale de grande taille, de réparer l'ensemble du defect osseux par une seule tranche de tête soigneusement mise en forme. La stabilité de la reconstruction est meilleure.

On peut aussi, par division longitudinale de la tête et du col, obtenir une longue et épaisse tranche osseuse pour combler d'une pièce un defect étendu.

Si l'on doit utiliser plusieurs fragments pour réparer la perte de substance de la paroi interne, la stabilité de la reconstruction est assez précaire.

Elle s'améliore souvent suffisamment lorsque l'armature est en place. Si ce n'est pas le cas, on peut, en dernier ressort, fixer les greffons par cerclage à la branche inférieure de l'armature.

Des fragments spongieux sont tassés dans les pertes de substance cavitaires du pubis et de l'ischion et dans les interstices entre les greffons structuraux.

#### II.5.3.6 - Fixation de l'armature (fig 8)

Après reconstruction des parois interne et supérieure, on remet l'armature en place. Après avoir vérifié que sa position est correcte, on teste sa stabilité à l'aide d'un pointeau introduit dans le trou situé au croisement des deux branches et qui exerce sur l'armature une pression polaire.

On fixe alors la palette à l'os iliaque en utilisant des vis de 5 mm. On commence par le trou inférieur de la palette et on dirige la vis en haut et en arrière en direction de l'articulation sacro-iliaque qu'elle ne doit pas atteindre. Avant de la serrer complètement, insérer une autre vis dans le trou antérieur et la visser aux trois quarts pour stabiliser l'armature.

Puis, serrer les deux vis l'une après l'autre à fond. Les vis traversent généralement le greffon du toit et leur trajet dans le greffon doit être « foiré » pour que leur serrage l'applique en force sur l'os iliaque.

Le vissage à fond de la vis inférieure met l'armature sous tension, ce qui se traduit par le serrage du crochet sur la marge inférieure de la cotyle conservée ou reconstruite. Si au contraire le crochet a tendance à s'expulser, c'est que l'épaisseur du greffon supérieur est insuffisante.

Rajouter alors une tranche osseuse sous la palette et reprendre le serrage jusqu'à ce que l'armature perde toute élasticité et fasse corps avec l'os.





**8** Fixation par vissage supérieur de l'armature après reconstruction des parois supérieure et interne.

II.5.3.7 - Reconstruction des parois antérieure et postérieure (fig 9)

Elle se fait en encastrant des greffons taillés en forme entre les parois résiduelles et les branches horizontales de l'armature. On peut si nécessaire fixer ces greffons à l'armature, par vissage ou cerclage, si l'encastrement est impossible en raison de la destruction complète des parois antérieure ou postérieure de la cavité osseuse.

Il persiste assez fréquemment un defect osseux au niveau de la partie supérieure de la paroi postérieure que l'on comble par un greffon de taille adéquate et vissé directement à l'os iliaque.

On termine la reconstruction osseuse en tassant du spongieux dans les pertes de substance cavitaires du pubis et de l'ischion et dans les interstices entre les différents greffons pour éviter toute fuite de ciment à ces niveaux.



**9** Reconstruction des parois antérieure et postérieure par encastrement de greffons taillés en forme entre les branches de l'armature et les parois osseuses résiduelles.

II.5.3.8 - Scellement de la pièce cotyloïdienne (fig 10)

Après avoir nettoyé par un jet d'eau sous pression la cavité reconstruite et armée, on s'assure que tous les greffons sont bien fixés, on excise éventuellement à la pince-gouge une saillie osseuse. On introduit alors dans la cavité la pièce d'essai adéquate dont on vérifie que l'adaptation et l'orientation sont correctes.

On utilise habituellement la pièce cotyloïdienne portant le même numéro que l'armature (par exemple 3 pour 3, ou 2 pour 2).

Exceptionnellement, parce qu'on a utilisé des vis pour fixer les greffons à l'armature, ou parce que celle-ci s'est légèrement déformée lors de sa fixation, on peut être amené à utiliser une pièce cotyloïdienne de dimension inférieure (par exemple 2 bis pour une armature de 3).

Après un dernier nettoyage et séchage, on scelle la cotyle prothétique correspondant (fig 11, 12).



**10** Scellement de la pièce cotyloïdienne dans la cavité osseuse reconstruite et armée.



A

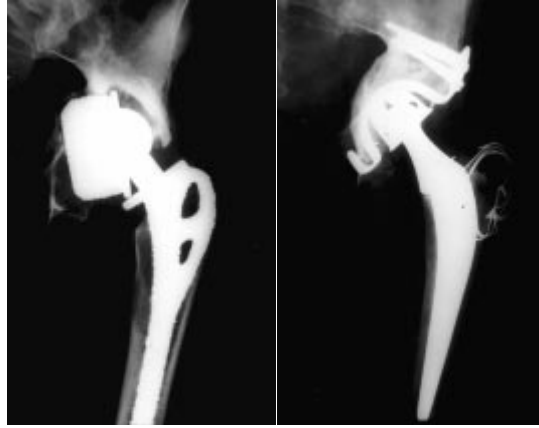
B

C

A. Très importante destruction du toit après échec d'une réintervention pour descellement septique.

B. Reprise en un temps avec reconstruction cotyloïdienne par allogreffe et armature. Cliché postopératoire.

C. Dix-huit ans après, l'infection est guérie, l'allogreffe remodelée, incorporée, ne montre aucun signe de résorption.



A. Destruction cotyloïdienne avec solution de continuité transversale.

B. Aucune résorption osseuse. Incorporation et remodelage de l'allo greffe 17 ans après l'intervention de reconstruction.

#### II.5.4 - Suites opératoires

La solidité d'une reconstruction osseuse cotyloïdienne effectuée suivant cette technique est suffisante pour autoriser une mobilisation active assistée immédiate de l'articulation et, dès le premier lever (deuxième ou troisième jour), une mise en charge partielle entre deux cannes-béquilles.

Celles-ci sont conservées de principe pendant 2 mois, mais en permettant à l'opéré de prendre un appui progressivement croissant.

**Chapitre III :**  
**Résultats des analyses**  
**numériques**

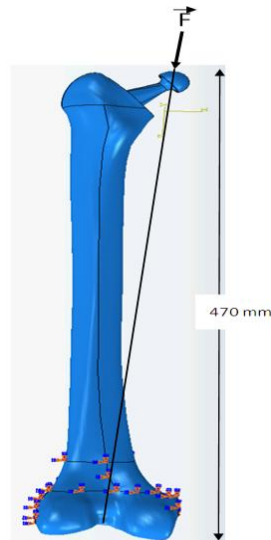
Dans ce chapitre une étude du descellement aseptique de la prothèse totale de hanche. L'étude du décollement de l'interface os cortical-ciment orthopédique est conduite en utilisant l'interaction cohésive de l'interface. L'étude mène à la quantification de zone décollé et donne la nature des sollicitations induites de l'interface, l'effet de la nature de l'état de surface de l'implant (lisse ou rugueuse) sur les sollicitations induite sur l'interface.

Enfin cette analyse nous permet de connaître l'état de décollement de l'interface ciment-os cortical.

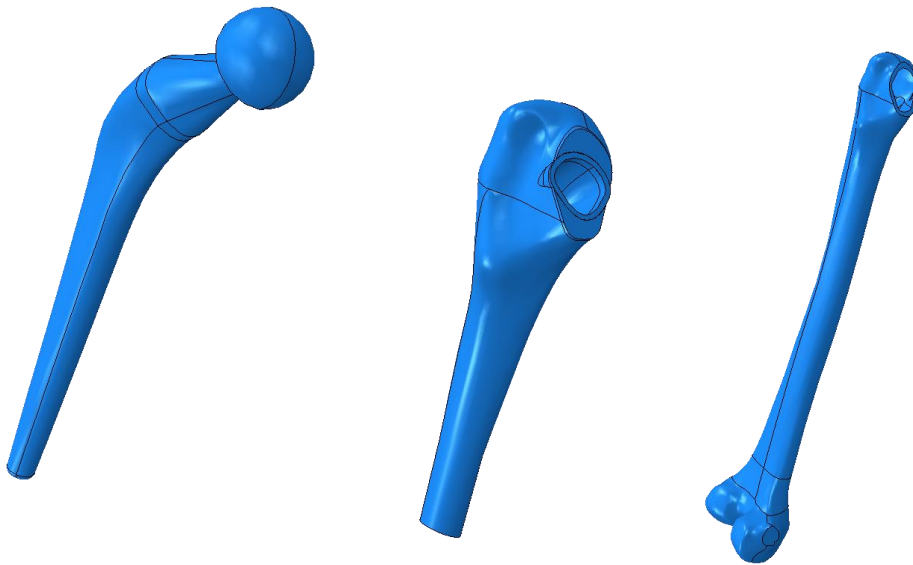
### III.1-Conditions aux limites du modèle

Les conditions aux limites appliquées sur la structure sont les suivantes :

- Une charge concentrée de 8KN appliquée sur la tige.
- Cette charge représente 10 fois le poids humain qui est une charge extrême qui peut être prise en charge par la hanche au cours des trébuchements des patients.



**Fig. III.1 - Représentation schématique des conditions aux limites imposées.**



**Fig. III.2 – Les composants d’une prothèse totale des hanches**

III .1.1 – Propriétés mécanique

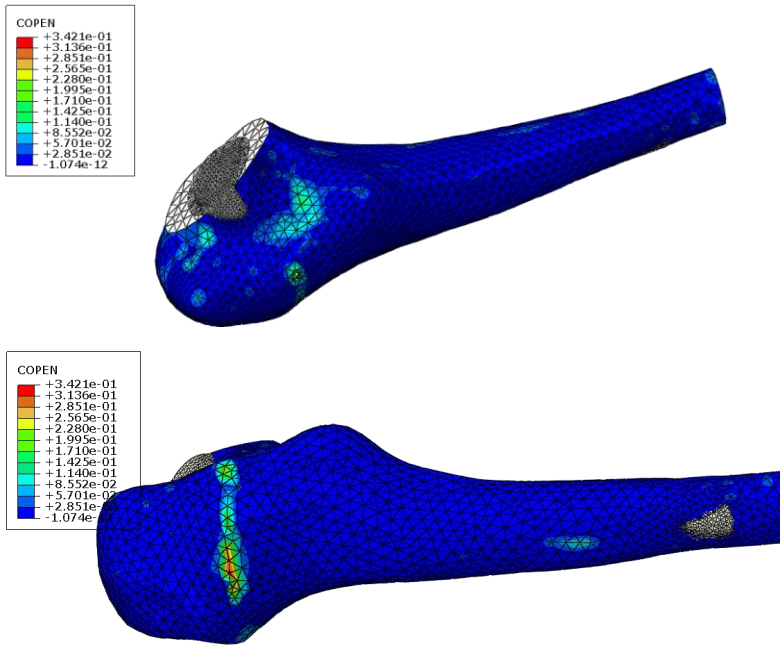
Tous les modèles du modèle numérique sont considérés élastiques et isotrope

Le fémur est devisé en 2 parties :

- Os cortical qui constitue la partie extérieur du fémur c’est elle la plus rigide
- La partie intérieure est la partie la plus souple de l’os et elle s’appelle l’os spongieux

Matériaux	Module de young E (Mpa)	Coefficient de Poisson ( $\nu$ )
Os cortical	17 000	0.3 (0.1 – 0.35)
Os spongieux	2 000	0.3 (0.2 – 0.5)
Ciment osseux	2 300	0.33
Implant métallique	210 000	0.3

### III-1-2- Contrainte d'ouverture



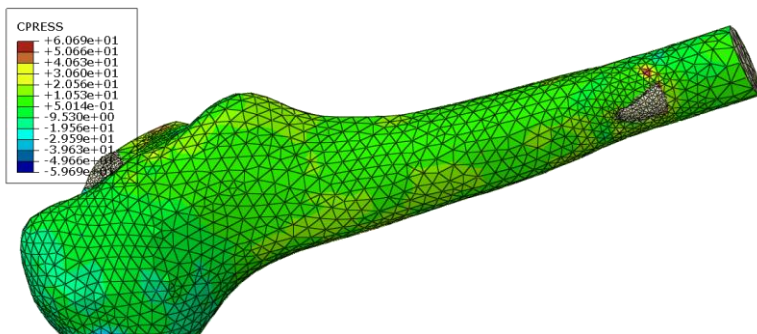
**Fig. III.3 – Répartition de la contrainte d'ouverture du contact entre le ciment et l'os cortical**

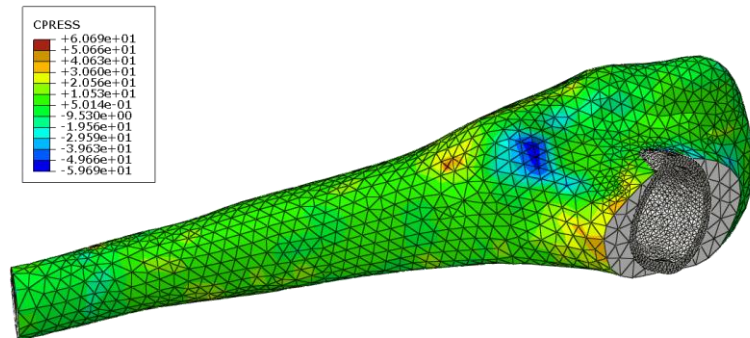
Les contraintes d'ouvertures sont localisées dans le ciment où la charge est perpendiculaire à la surface de l'ordre de 0.3 Mpa et elles sont localisées dans la zone du grand trochanter au contact de l'os cortical.

Les contraintes les plus élevées sont localisées dans la zone proximale au contact de l'os cortical de l'ordre de 0.3Mpa.

Le risque d'initiation de fissure est important dans la zone du grand trochanter, mais le reste des contacts est faible.

### III-1-3-Contrainte résultante des contactes





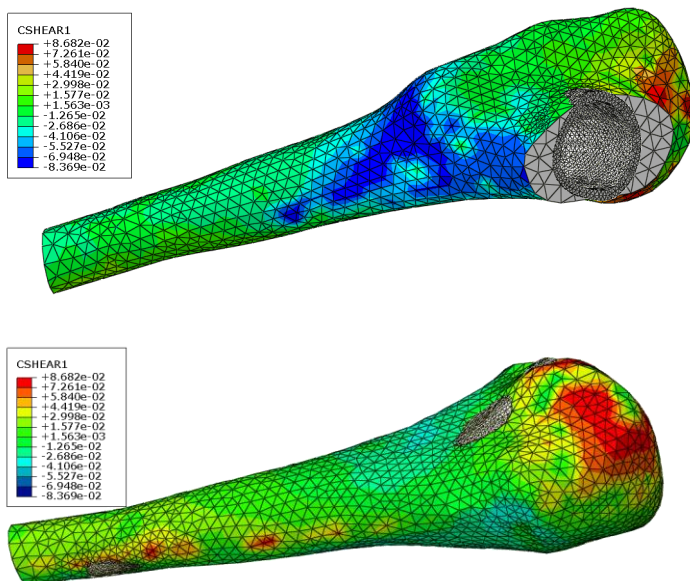
**Fig.III.4 – Répartition de la contrainte normale de contact entre le ciment et l'os cortical**

Les contraintes de tension sont localisées dans le ciment où la charge est perpendiculaire à la surface de l'ordre de 60Mpa.

Les contraintes les plus élevées sont localisées dans la zone proximale au contact de l'os cortical de l'ordre de 59Mpa.

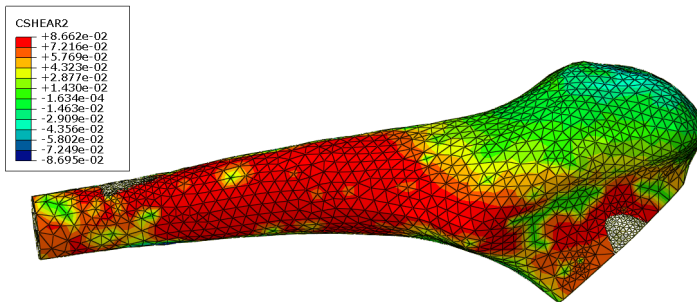
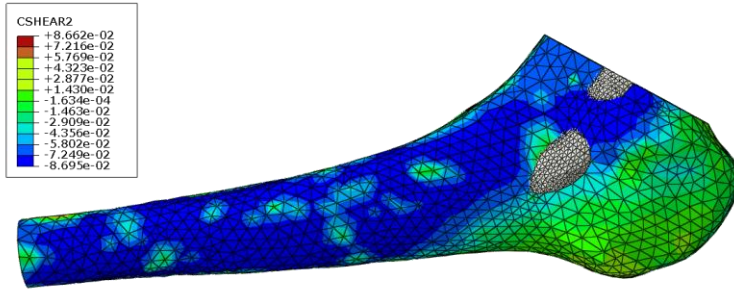
Le risque d'initiation de fissure est important dans la zone proche du petit trochanter et le reste des contacts sont faibles.

III-1-4- Les contraintes de cisaillement



**Fig III.5 – contraintes de cisaillement suivant le plan X**

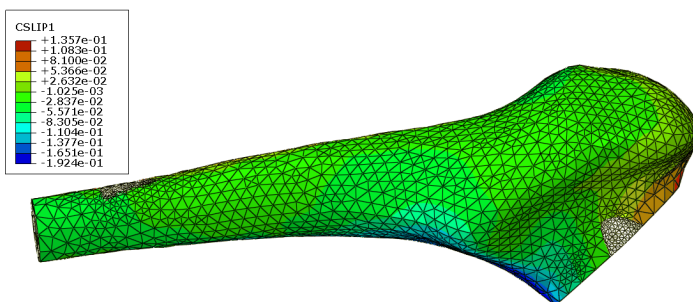


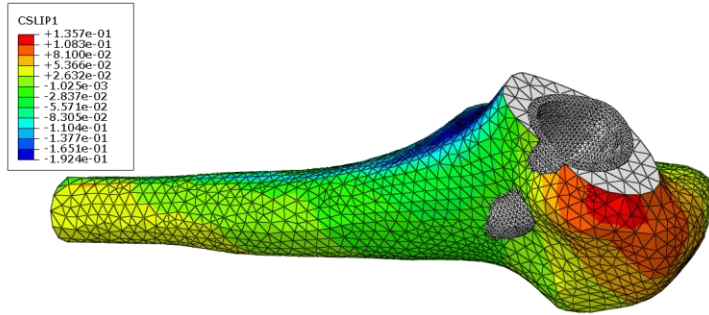


**Fig III.6 – contrainte de cisaillement suivant le plan Y**

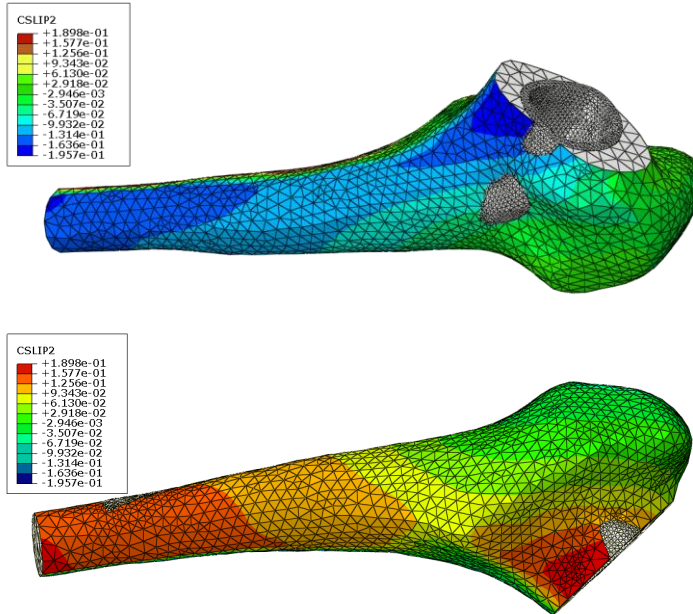
La contrainte de cisaillement suivant le plan X perpendiculaire à la charge exercé fait résulter une répartition non homogène car elle est faible du coté du diaphyse et plus on s’approche a la grande trochanter plus elle augmente en atteignant sa valeur maximal qui est de  $8.682^E-02$  Mpa. Tandis que la contrainte de cisaillement suivant le plan Y parallèle a la charge exercé, fait montrer une répartition non homogène car le cisaillement est faible vers le grand trochanter et plus on décent vers le diaphyse elle augmente contrairement a la contrainte de cisaillement suivant X jusqu’à atteindre sa valeur maximale qu’elle est a son tour presque égal a celle suivant X

III-1-5- Les résultats de la contrainte de glissement





**Fig III.7 – résultats de contraintes de glissement suivant plan X**



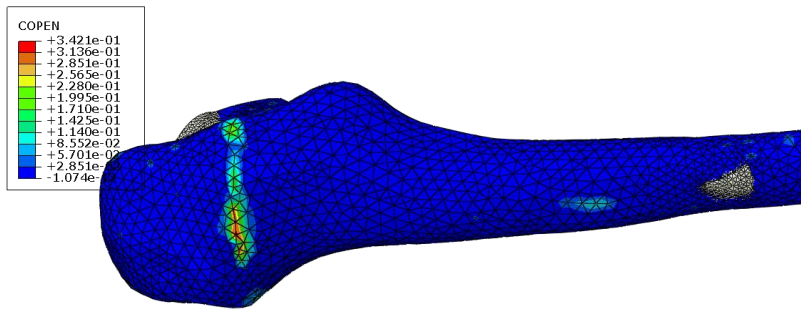
**Fig III.8 – résultats de contraintes de glissement suivant plan Y**

Les résultats de la contrainte de glissement suivant le plan X font nous montrer qu'elle est répartit sur deux coté et que le coté antérieur est plus sollicité que le postérieur et plus qu'elle s'approche a l'épiphyse proximale plus la contrainte augmente jusqu'à sa valeur maximale qu'elle est de  $1.357 \times 10^{-1}$  N

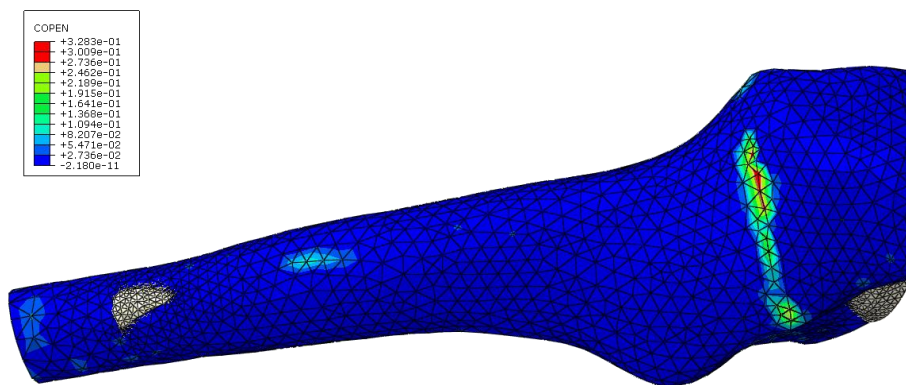
Par contre dans le glissement suivant le plan Y les résultats nous font montrer que le coté postérieur qui est sollicité et d'une valeur presque égale a la précédente exactement  $1.898 \times 10^{-1}$  N

### III-2- Comparaison entre le cas avec frottement et sans frottement

#### III-2-1- contrainte d'ouverture



**Fig III.9 - Contraintes d'ouverture Sans frottement**



**Fig III.10 - Contraintes d'ouverture Sans frottement**

Faisant la remarque entre les deux résultats on observe que le contact rigide continu repartit mieux le transfert de charge vers le ciment orthopédique, car la charge provenant de la tête du fémur est totalement transmise vers tout le ciment grâce à ce contact rigide

Dans le cas contraire cette charge est transmise au ciment à travers une petite surface de contact entre le ciment et l'os du fait que l'ouverture de l'interface pour mieux minimiser les contacts dans le ciment et bien rigidifier le contact entre le ciment et l'os.

### III-2-2 - Contrainte résultante des contacts

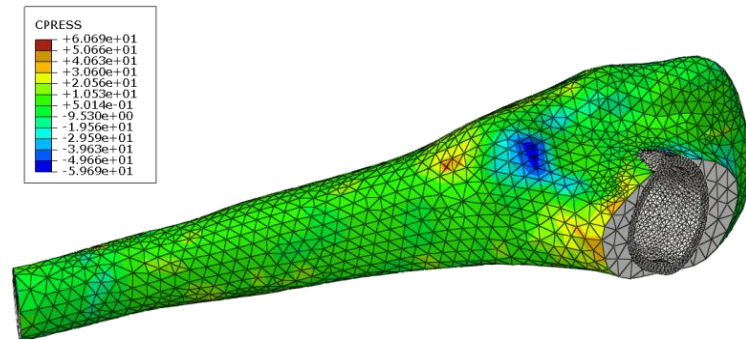


Fig III.11 - Contrainte résultante des contacts sans frottement

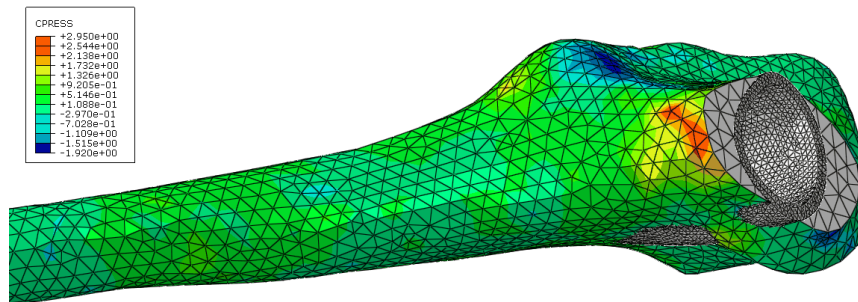


Fig III.12 - Contrainte résultante des contacts avec frottement

Dans ces deux résultats on remarque que la contrainte se localise dans le même endroit mais d'une différence importante dans les valeurs car elle est plus élevée sans frottement qu'avec frottement et on remarque que plus le ciment est parallèle par rapport à la charge plus la contrainte se diminue.

### III-2-3- La contrainte de cisaillement

#### III-2-3-a- La contrainte de cisaillement suivant l'axe X

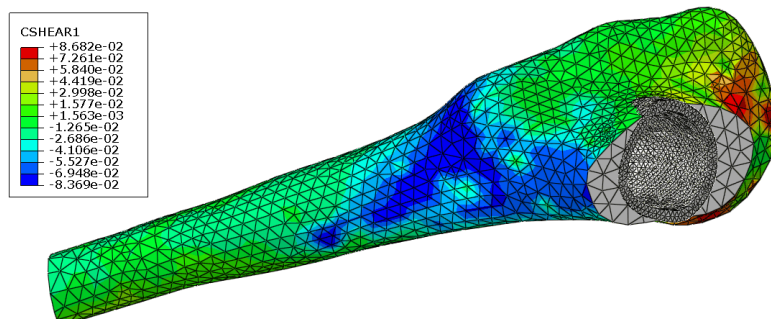
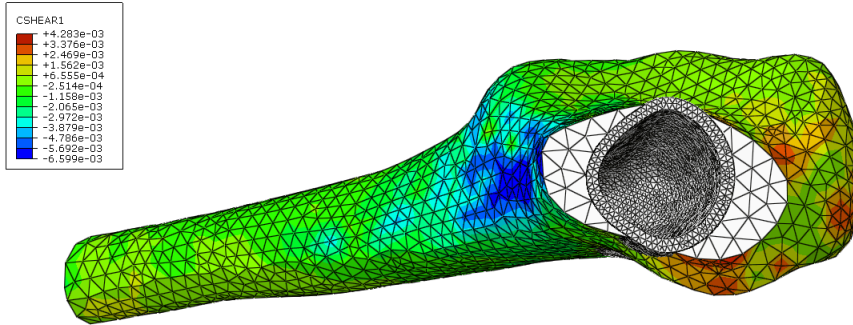


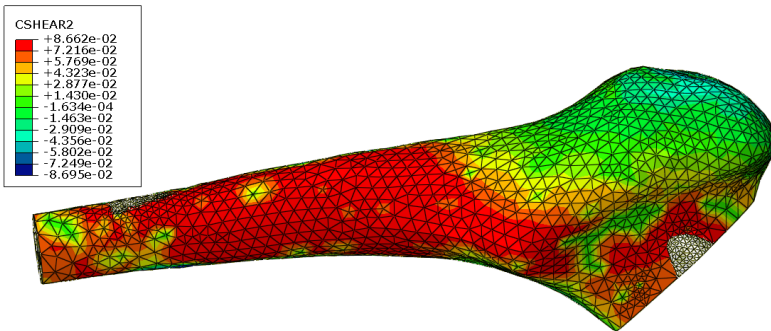
Fig III.13 - La contrainte de cisaillement suivant le plan X sans frottement



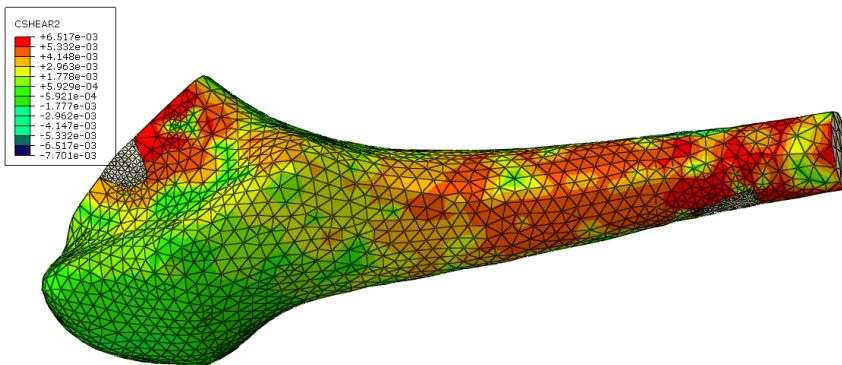
**Fig III.14 - La contrainte de cisaillement suivant le plan X avec frottement**

La contrainte de cisaillement dans les deux cas est perpendiculaire à la charge mais la contrainte maximale sans frottement est supérieure qu'avec frottement

III-2-3-b- La contrainte de cisaillement suivant l'axe Y



**Fig III.15 - La contrainte de cisaillement suivant le plan Y sans frottement**



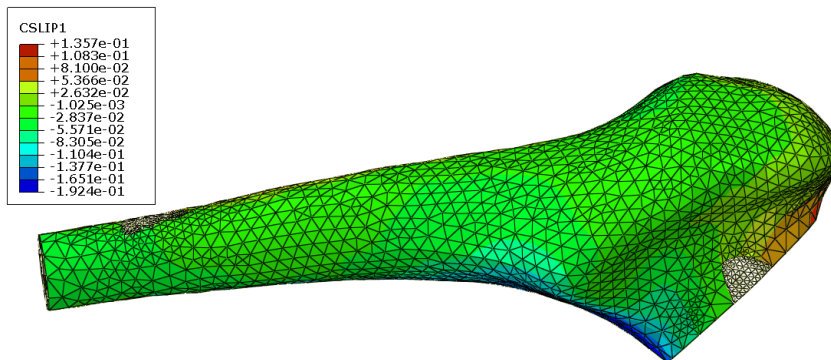
**Fig III.16 - La contrainte de cisaillement suivant le plan Y avec frottement**

Dans le cas du cisaillement parallèle a la charge la contrainte fait sa répartition sr la majorité du ciment beaucoup plus sur le pied du fémur et elle est plus importante dans le cas sans frottement par rapport au cas avec frottement.

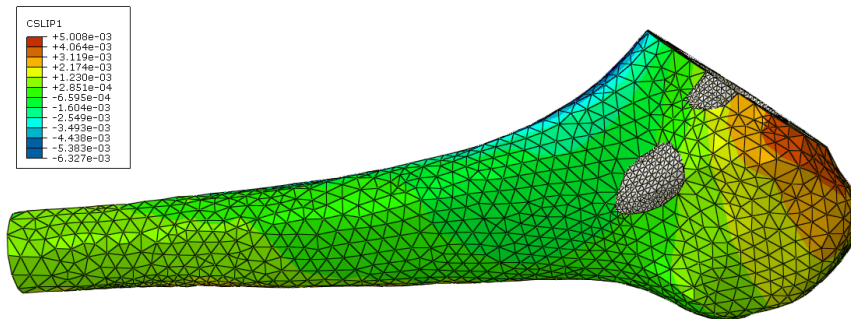


### III-2-4- Les résultats de la contrainte de glissement

#### III-2-4-a- Les résultats de la contrainte de glissement suivant l'axe X



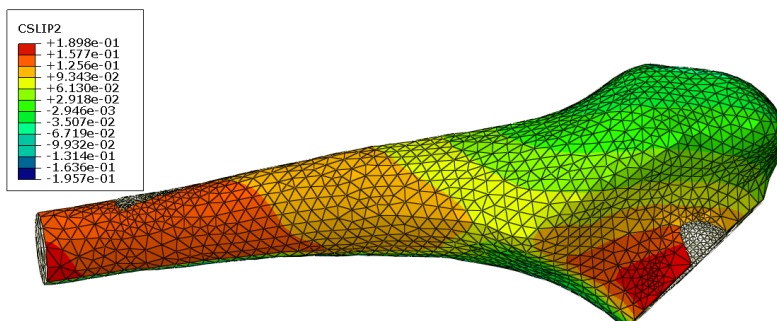
**Fig III.17 - Les résultats de la contrainte de glissement suivant le plan X sans frottement**



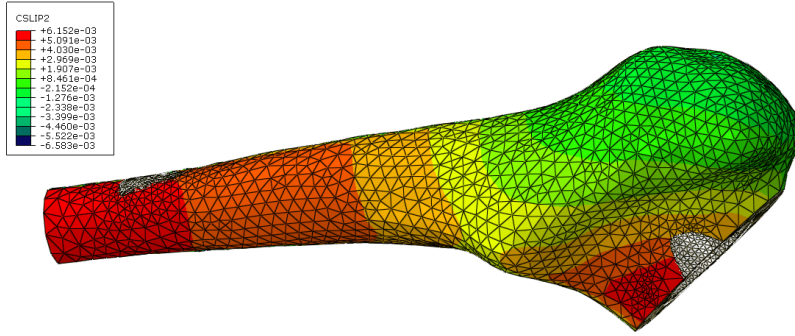
**Fig III.18 - Les résultats de la contrainte de glissement suivant le plan X avec frottement**

Le glissement perpendiculaire a la charge est bien reparti identiquement dans les deux cas de figures mais d'une valeur différente car elle est plus importante dans le cas sans frottement

#### III-2-4-b- Les résultats de la contrainte de glissement suivant l'axe Y



**Fig III.19 - Les résultats de la contrainte de glissement suivant le plan Y sans frottement**



**Fig III.20 - Les résultats de la contrainte de glissement suivant le plan Y avec frottement**

Tandis que dans le cas d'un glissement parallèle a la charge on remarque quelques petites différence dans la répartition des contraintes surtout la limite inférieur d ciment car la surface de la zone de la contrainte maximale dans le cas sans frottement est plus grande que dans le cas avec frottement ainsi la valeur elle-même

III-2-7- Tableau récapitulatif et comparatif

	Sans frottement	Avec frottement
Copen	3.421 <sup>E</sup> -01	3.283 <sup>E</sup> -01
Cpress	6.069 <sup>E</sup> +01	2.95
Cshear1	8.682 <sup>E</sup> -02	4.283 <sup>E</sup> -03
Cshear2	8.662 <sup>E</sup> -02	6.517 <sup>E</sup> -03
Cslip1	1.357 <sup>E</sup> -01	5.008 <sup>E</sup> -03
Cslip2	1.892 <sup>E</sup> -01	6.152 <sup>E</sup> -03

Récapitulant tout les résultats dans le tableau ci-dessus on remarque que toutes les contraintes dans le sans frottement sont supérieurs a celles avec frottement.

# Conclusion générale



## Conclusion générale

Le but de notre étude est une analyse comparative de l'influence de l'état de surface de l'implant sur le comportement de l'interface os\ ciment à fin de comprendre le comportement biomécanique de la prothèse.

Le chargement que subit notre modèle est une simplification d'un trébuchement du patient qui est l'ordre de 10 fois le poids moyen d'un être humain d'environ 80kg.

Les résultats obtenus avec le modèle 3D pour une charge continue montrent l'état de surface de l'implant à une faible influence sur la contrainte d'ouverture de l'interface.

La contrainte résultante des contacts obtenue montre une différence plus au moins grande dans le cas de la surface rugueuse par rapport à la surface lisse.

Par conséquent les résultats obtenus permettent de dire que pour minimiser le risque d'initiation de fissure au niveau du ciment orthopédique on est sensé bien rigidifier le contact entre le ciment et l'os.

## Références

- [1]. Nachbur B, Meyer RP, Verkkala K, Zurcher R. The mechanisms of severe arterial injury in surgery of the hip joint. *Clin Orthop Relat Res* 1979 ; 141 : 122-33.
- [2]. DeHart MM, Riley LH Jr. Nerve injuries in total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 1999 ; 7 : 101-11.
- [3]. Schmalzried, TP, Noordin, S, Amstutz, HC. Update on nerve palsy associated with total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 1997 ; 344 : 188-206.
- [4]. Patterson BM, Healey JH, Cornell CN, Sharrock NE. Cardiac arrest during hip arthroplasty with a cemented long-stem component. A report of seven cases. *J Bone Joint Surg Am* 1991 ; 73 : 271-7.
- [5]. Paiement GD. Prevention and treatment of venous thromboembolic disease complications in primary hip arthroplasty patients. *Instr Course Lect* 1998 ; 47 : 331-5.
- [6]. Demos HA, Rorabeck CH, Bourne RB, MacDonald SJ, McCalden RW. Instability in primary total hip arthroplasty with the direct lateral approach. *Clin Orthop* 2001 : 168-80.
- [7]Chao EY, Coventry MB. Fracture of the femoral component after total hip replacement. An analysis of fifty-eight cases. *J Bone Joint Surg Am* 1981 ; 63 : 1078-94.
- [8]. Abraham WD, Dimon JH 3rd. Leg length discrepancy in total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am* 1992 ; 23 : 201-9.
- [9]. DeLee, J, Ferrari, A, Charnley, J. Ectopic bone formation following low friction arthroplasty of the hip. *Clin Orthop* 1976 : 53-9.
- [10]. Ritter MA, Vaughan RB. Ectopic ossification after total hip arthroplasty. Predisposing factors, frequency, and effect on results. *J Bone Joint Surg Am* 1977 ; 59 : 345-51.
- [11]. Fransen M, Neal B. Non-steroidal anti-inflammatory drugs for preventing heterotopic bone formation after hip arthroplasty. *Cochrane Database Syst Rev* 2004 ; (3) : CD001160.
- [12]. Healy WL, Lo TC, DeSimone AA, Rask B, Pfeifer BA. Single-dose irradiation for the prevention of heterotopic ossification after total hip arthroplasty. A comparison of doses of five hundred and  
fifty and seven hundred centigray. *J Bone Joint Surg Am* 1995 ; 77 : 590-5.
- [13]. Heck DA, Partridge CM, Reuben JD, Lanzer WL, Lewis CG, Keating EM. Prosthetic component failures in hip arthroplasty surgery. *J Arthroplasty* 1995 ; 10 : 575-80.
- [14]. Greidanus NV, Mitchell PA, Masri BA, Garbuz DS, Duncan CP. Principles of management and results of treating the fractured femur during and after total hip arthroplasty. *Instr Course Lect* 2003 ;52 : 309-22.

- [15]. Kobayashi A, Freeman MA, Bonfield W, Kadoya Y, Yamac T, et al. Number of polyethylene particles and osteolysis in total joint replacements. A quantitative study using a tissue-digestion method. *J Bone Joint Surg Br* 1997 ; 79 : 844-8.
- [16]. Drees P, Eckardt A, Gay RE, Gay S, Huber LC. Mechanisms of disease : Molecular insights into aseptic loosening of orthopedic implants. *Nat Clin Pract Rheumatol* 2007 ; 3 : 165-71.
- [17] Bremant JJ. Renforcement métallique de l'acétabulum. In : Cahiers d'enseignement SOFCOT. Paris : Expansion scientifique française, 1990 : 165-174
- [18] Capello WN, Hellman EJ, Feinberg JR. Revision of the acetabular component. Use of cement. The adult hip. In : Philadelphia : Lippincott-Raven, 1998 ; 89
- [19] Chandler HP, Tigges RG. Structural grafting in acetabular reconstruction. In : The adult hip. Philadelphia : Lippincott-Raven, 1998 ; 88
- [20] D'Antonio JA, Capello WN. Classification and management of acetabular abnormalities in total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1989 ; 243 : 126-137
- [21] Emerson RH, Head WC, Berkacich FM, Malinin TI. Non cemented acetabular revision arthroplasty using allograft bone. *Clin Orthop* 1989 ; 249 : 30-43
- [22] Engh CA, Engh CA Jr. Cementless revision of failed total hip arthroplasty. Preoperative planning, surgical technique and postoperative rehabilitation. *Tech Orthop* 1993 ; 7 : 99-26
- [23] Engh CA, Glassman AH, Griffin WL, Mayer JG. Results of cementless revision for failed cemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop* 1988 ; 235 : 91-110
- [24] Gie GA, Linder L, Ling RS. Impacted cancellous allografts and cement for revision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 1993 ; 75B : 14-21
- [25] Gross AE, Garbuz D, Morsi ES. Acetabular allografts for restoration of bone stock in revision arthroplasty of the hip. *Instruct Course Lect* 1996 ; 45 : 135-142
- [26] Harris WH. Management of the deficient acetabulum using cementless fixation without bone grafting. *Orthop Clin North Am* 1993 ; 24 : 663-665
- [27] Harris WH, Krushall RJ, Galante JO. Results of the cementless revision of total hip arthroplasty using the Harris Galante prosthesis. *Clin Orthop* 1988 ; 235 : 120-126
- [28] Kerboull M. Les réinterventions pour descellement aseptique des prothèses totales de hanche. La reconstruction du cotyle. In : Arthroplastie totale de hanche 89-96. Berlin : Springer-Verlag, 1985
- [29] McCollum DE, Nunley JA. Bone grafting in total hip replacement for acetabular protrusion. *J Bone Joint Surg* 1980 ; 62A : 1065-1073

- [30] Olivier H. Traitement des détériorations cotyloïdiennes aseptiques des prothèses totales de hanche. In : Cahier d'enseignement SOFCOT. Paris : Expansion scientifique française, 1995 : 29-34
- [31] Olivier H, Sanouiller JL. Reconstructions cotyloïdiennes par greffes spongieuses dans les révisions d'arthroplasties totales de hanche. Rev Chir Orthop 1991 ; 77 : 232-240
- [32] Padgett DE. Cementless acetabular reconstruction. In : The adult hip. Philadelphia : Lippincott-Raven, 1998 ; 87
- [33] Paprowski WG, Bradford MS, Jablonsky WS. Acetabular reconstruction with massive acetabular allografts. Instruct Course Lect 1996 ; 45 : 149-159
- [34] Paprowski WG, Magnus RM. Principles of bone grafting in revision total hip arthroplasty. Acetabular technique. Clin Orthop 1994 ; 298 : 147-155
- [35] Pascarel X, Liquois F, Chauveaux D, Le Rebeller A, Honton JL. L'utilisation des anneaux endocotyloïdiens de Muller dans la chirurgie de révision des prothèses totales de hanche. Rev Chir Orthop 1993 ; 79 : 357-364
- [36] Sloof TJJ, Buma P, Gardeniers JW, Schreurs BW, Schimmel JW, Huisnes R. Revision of the acetabular component: bone grafting. In : The adult hip. Philadelphia : Lippincott-Raven, 1998 ; 90
- [37] Vives P. Descellement aseptique des prothèses totales de hanche. Rev Chir Orthop 1989 ; 75 (suppl 1) : 23-60
- [38] Willert HG, Bertram H. Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. Clin Orthop 1990 ; 238 : 108-121 Techniques chirurgicales DESCELLEMENTS ASEPTIQUES COTYLOÏDIENS 44-674page
- [39] 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.
- [40] Biomécanique et biomatériaux  
Didier Geiger et tout le laboratoire de biomécanique et biomatériaux ostéoarticulaires.  
Université Paris XII, Université Paris 7, C.N.R.S. France.
- [41] 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

- [42] Les conditions de la bonne cimentation pour les PTH. Le journal français de l'orthopédie. Steffen Breusch
- [43] 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.
- [44] 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 Médicochirurgical de la Porte de Pantin, Paris
- [45] 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.
- [46] Modélisation de l'usure dans les prothèses totales de hanche Thèse de doctorat de Mr. Emmanuel RIXRATH. Encadré par : Jean Noel ARGENSON, Patrick CHABRAND.
- [47]Construction de modèles 3D osseux à partir d'images TDM et simulation radiographique. Mathieu Tobie. École Nationale Supérieure de Physique de Strasbourg
- [48] 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.
- [49] Non-dits méthodologiques en recherche médicale Bruno Falissard
- [50] Tolérance des prothèses totales de hanche en alliage de titane F. LANGLAIS
- [51] Fractures des têtes de prothèses de hanche en Zircone. Journal français de l'orthopédie. B. Cales
- [52] La cupule à double mobilité. Principes de fonctionnement Spécificités opératoires Le journal français de l'orthopédie. Jean-Loup CARTIER
- [53] Résultats à 10 ans de la prothèse totale de hanche cimentée autobloquante de M.E. Müller. J.J. Brémant
- [54] Le resurfaçage de hanche. Docteur Frédéric Laude.
- [55] Prothèse de hanche avec cupule de spotorno De Léobardy L.
- [56] Évaluation dosimétrique Monte-Carlo des implants métalliques dans un traitement radio thérapeutique R. Gschwind, E. Buffard, C. David, L. Makovicka.
- [57] 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..
- [58] Prothèse de hanche mini invasive Docteur Frédéric Laude.
- [59] Fractures de l'extrémité supérieure du fémur Dr Olivier Charrois.

[60] Prothèse totale de hanche. La chirurgie mini invasive Dr B. Martin

[61] 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 Médicochirurgical de la Porte de Pantin, Paris

[62] Couple de frottement des prothèses totales de hanche. Ce qu'un chirurgien orthopédiste devrait savoir. C. Delaunay

[63] Prothèse totale de hanche: conception et matériaux Dr Surugue

[64] Prothèse totale de hanche avec cupule à double mobilité scellée. LANGLAIS F., LISSARRAGUE M., ROPARS M., LAMBOTTE J.C., MUSSET T., CHAIX O.

[65] La Prothèse Totale de Hanche. Jacques CATON, André FERREIRA, Jean-Pierre COURPIED, Moussa HAMADOUCHE.

[66] Biomatériaux orthopédiques : recherche et réglementations G. Guillemin.

[67] 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

### Historique des sites :

- <http://www.uclouvain.be/>
- <http://www.wikipedia.fr/>
- <http://www.legifrance.gouv.fr/>
- <http://www.prothese-hanche.com/>
- <http://www.dicopsy.com/>
- <http://www.vulgaris-medical.com>
- <http://www.evebissonejeufroy.info/sortirdeuil-etapes.html>

# SOMMAIRE

<b>Introduction générale</b> .....	4
<b><u>Chapitre I : Revue de connaissance et de la littérature</u></b>	
I-1 Histoire des prothèses 1920-1980.....	7
I-1-1 Prothèses de hanches 1920-1980.....	7
I-1-2 Les prothèses fémorales.....	8
I-1-3 Les prothèses totales de hanche.....	9
I-1-4 Les prothèses totales cimentées.....	11
I-1-5 Les années 1970.....	14
I-1-6 La poursuite des prothèses sans ciment entre 1970 et 1980.....	15
I-1-6 a- La fixation.....	16
I-1-6-b Le couple de friction.....	17
I-1-7 Début 2000.....	17
I-1-8 Aujourd'hui.....	18
I.2 – Généralités sur la hanche naturelle.....	19
I.2.1 – L’articulation de la hanche.....	19
I.2.2 – Structures.....	20
I.2.2.1 – Synoviale.....	20
I.2.2.2 – Cartilage .....	21
I.2.2.3 – L’os.....	21
a) - Morphologie de l’os .....	22
b) – Caractéristiques mécaniques de l’os. ....	24



b.1. Propriétés élastiques.....	24
b.1.1. L'os cortical.....	24
b.1.2. L'os trabéculaire.....	25
b.2. Propriétés viscoélastiques.....	27
b.2.1. L'os cortical.....	27
b.2.2. L'os trabéculaire.....	27
I.3 Biomécanique de l'os de la hanche.....	30
I.3.1-notion et principe en anatomie .....	30
I.3.1.1 - l'os de la hanche .....	30
I.3.1.2 - Le fémur .....	31
a)- Diaphyse.....	31
b)- Epiphyse proximale.....	32
I.3.1.3 - Tête fémorale.....	33
I.3.1.4 - Le col de la tête fémorale.....	33
I.3.2. Au niveau de l'os coxal.....	34
I.3.2.1 La cotyle :.....	34
I.3.2.2 Moyen d'union(les Ligament).....	35
I.3.3 Mouvements de la hanche .....	36
I.3.3.1 – Flexion.....	36
I.3.3.2 – Extension.....	36
I.3.3.3 – Abduction.....	37
I.3.3.4 – Adduction.....	37

I.3.3.5 – Rotation.....	37
-------------------------	----

## **Chapitre II : Problèmes et techniques d'implantation d'une PTH**

II.1 Complication et problème autour de la prothèse des hanches .....	40
II.1.1 L'usure .....	40
II.1.2 L'infection .....	40
II.1.3 L'instabilité .....	41
II.1.4Autres causes.....	42
II.2 Complications préopératoires.....	44
II.2.1Traumatismes Vasculo-nerveux.....	44
II.2.1.1 -Lésions vasculaires.....	44
II.2.1.2 -Lésions nerveuses.....	44
II.2.2 – Fractures.....	44
II.2.3 - Complications liées à l'utilisation de ciment.....	44
II.3 Complications médicales postopératoires.....	45
II.3.1 – Infections.....	45
II.3.2 - Complication thrombo-embolique.....	45
II.3.3 - Complications chirurgicales postopératoires.....	45
II.3.3.1 – Luxations.....	45
II.3.3.2 - Différences de longueur des membres.....	45
II.3.3.3 - Ossifications périprothétiques.....	46
II.3.3.4 - Ruptures d'implants.....	46
II.3.3.5 - Fractures périprothétiques.....	46
II.3.4 - Complications liées au couple de frottement.....	46
II.3.4.1 – Usure.....	46
II.3.4.2 - Réactions immunologiques.....	46
II.3.4.3 – Descellement.....	47
II.4 - Changement de prothèse totale de hanche.....	48
II.4.1 - Definition du descellement.....	48

II.4.2 - Pourquoi une opération.....	49
II.4.3 - Quel type d'intervention .....	49
II.4.4 - Les suites opératoires .....	51
II.4.5 - Les risques et complications .....	52
II.4.5.1 - Pendant l'intervention.....	52
II.4.5.2 - Après l'intervention :.....	52
II.4.6 - Les résultats attendus de votre opération.....	53
II.5 - Descellements aseptiques cotyloïdiens.....	54
II.5.1 – Allogreffes.....	55
II.5.2 - Armature métallique.....	56
II.5.3 - Technique de reconstruction cotyloïdienne.....	57
II.5.3.1 - Exposition et nettoyage de la cotyle osseuse .....	57
II.5.3.2 - Choix de l'armature.....	58
II.5.3.3 - Essai de l'armature .....	59
II.5.3.4 - Reconstruction du toit.....	59
II.5.3.5 - Reconstruction de la paroi interne.....	61
II.5.3.6 - Fixation de l'armature.....	63
II.5.3.7 - Reconstruction des parois antérieure et postérieure .....	64
II.5.3.8 - Scellement de la pièce cotyloïdienne .....	64
II.5.4 - Suites opératoires.....	66

### **Chapitre III : Résultats des analyses numériques**

III.1-Conditions aux limites du modèle.....	68
III-1-1- Propriétés mécaniques.....	69
III-1-2- Contrainte d'ouverture.....	70
III-1-3-Contrainte résultante des contacts .....	70
III-1-4- La contrainte de cisaillement.....	71

III-1-5- Les résultats de la contrainte de glissement.....	72
III-2- Comparaison entre le cas avec frottement et sans frottement.....	74
III-2-1- contrainte d'ouverture.....	74
III-2-2 - Contrainte résultante des contacts.....	75
III-2-3- La contrainte de cisaillement .....	75
III-2-3-a) La contrainte de cisaillement suivant l'axe X.....	75
III-2-3-b) La contrainte de cisaillement suivant l'axe Y.....	76
III-2-4- Les résultats de la contrainte de glissement.....	77
III-2-4-a) Les résultats de la contrainte de glissement suivant l'axe X.....	77
III-2-4-b) Les résultats de la contrainte de glissement suivant l'axe X.....	77
III-2-5- Tableau récapitulatif et comparatif.....	78
<b>Conclusion générale</b> .....	80
Références.....	81
Sommaires.....	87