

N° d'ordre : /2014/DM

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

UNIVERSITÉ DE BATNA

FACULTÉ DE TECHNOLOGIE

DÉPARTEMENT DE MÉCANIQUE

Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme de

MAGISTÈRE

En

Mécanique

Option : **Science des Matériaux**

Par

MEBREK Hamama

L'utilisation Des Biomatériaux

(Cas des prothèses)

Soutenu le : 20 / 03 / 2014 Devant le jury composé de

Dr. ZIDANI KAMEL	Dr, Université de Batna	Président
Dr. MAZOUZ HAMMOUDI	Professeur, Université de Batna	Rapporteur
Dr .MANAA RABAH	Professeur, Université de Batna	Examineur
Dr. LAGRED AHMED	M. Conférences, Université d'Annaba	Examineur

Année Universitaire 2013/ 2014



REMERCIEMENTS

Louange à Dieu avant tout.

*Je voudrais tout d'abord remercier mon directeur de recherche docteur : **HAMMOUDI MAZOUZ** pour son soutien et son expertise essentielle dans le développement et l'amélioration de mes travaux parallèlement à mon activité professionnelle.*

Je remercie par la même occasion

*Mr le président du Jury : **Dr. ZIDANI KAMEL***

*Et membres du Jury : **Pr. MANAA RABAH***

Dr. LAGRED AHMED

Pour l'intérêt qu'ils ont montré en acceptant de rapporter ma thèse.

*Je tiens à remercier profondément **Hasan, Yazid, Samir, fusel, Razika, Iftikhar et Abdel Malek** pour son grand aide, merci.*

*Je désire assurer mes parents merci beaucoup; **mes frères et sœurs surtout lala houria** ; toute ma famille et tous **mes amis** ; mon entourage de toute ma reconnaissance pour leurs conseils ; leurs soutiens moraux dans les moments les plus difficiles de ma maîtrise ; et tous les coups de main indispensables ; leurs encouragements et leurs soutiens qui même à distance me sont très précieux.*

Enfin, Un grand merci à tous les étudiants pour tous les moments passés ensemble.

Je souhaite vivement remercier les personnes qui ont contribué à la réalisation de ce travail.

Merci seigneur et Merci à tout le monde.

Sommaire

Introduction

Chapitre I : Physio – Pathologie Du Cartilage

I.1. Les différentes formes de cartilages.....	1
I.1.1.Le cartilage élastique.....	1
I.1.2.Le fibrocartilage.....	1
I.1.3.Le cartilage hyalin.....	2
I.2. Le cartilage articulaire.....	2
I.2.1.Constitution.....	3
I.2.1.a. La charpente collagène.....	3
I.2.1.b. Protéoglycanes.....	4
I.2.1.c. Les chondrocytes.....	4
I.2.1.d. Autres constituants.....	4
I.2.2. Structure.....	5
I.2.2. a. La couche superficielle.....	5
I.2.2.b. La couche moyenne.....	6
I.2.2.c. La couche profonde.....	6
I.2.2.d .La couche basale.....	7
I.2.3. Fonctions du cartilage articulaire.....	7
I.2.3.a. La fonction dynamique.....	8
I.2.3.b. La fonction statique.....	8
I.2.4. La régénération du cartilage articulaire.....	9
I.2.5. L'intégrité du cartilage articulaire.....	11

Chapitre II : Influence de la biomécanique du genou

II.1. Facteurs de stabilité articulaire.....	12
II.1.1. Les ménisques.....	12
II.1.2. L'appareil capsulo-ligamentaire.....	14
II.1.3. Les haubans musculaires.....	15
II.2. Biomécanique du genou.....	17
II.2.1. Les axes du genou.....	17
II.2.2. Le degré de liberté du genou.....	18
II.2.3. Cinématique du genou.....	19

Chapitre III : Les Différents Types De Prothèses Du Genou Et Leur Utilisation

III.1. Historique.....	22
III.2. Description d'une prothèse de genou.....	23
III.2.1. Prothèse totale de genou.....	24
III.2.1.1. Prothèse fémorale.....	24
III.2.1.2. Prothèse tibiale.....	24
III.2.1.3. Prothèse de la rotule.....	24
III.2.2. Prothèse Unicompartmentale.....	25
III.2.3. Prothèse fémoro-patellaire.....	26
III.2.4. Prothèses de reprise.....	28
III.2.5. Durée de vie.....	29
III.3. Usure des prothèses totales du genou.....	30
III.4 : Classifications et choix des implants.....	33
III.4.1. Les prothèses unicompartmentales.....	33
III.4.2. Les composants de la puc.....	34
III.4.3. Résultats et complications.....	37

III.5 Les prothèses bicompartimentales.....	38
III.5.1. Résultats et complications.....	40
III.5.1.1. Résultats.....	40
III.5.1.2. Complications.....	41
III.6. Prothèse de genou rotatoire.....	45
III.6.1. Usure du polyéthylène.....	45
III.6.2. Usure de la surface inférieure.....	47
III.6.3. Contraintes mécaniques du PE.....	48
III.6.4. Le mécanisme de la rotation du PE.....	48
III.6.5. Avantages du polyéthylène rotatoire.....	49
III.7. Les prothèses tricompartmentales.....	55
III.7.1. Les prothèses non contraintes.....	55
III.7.2 .Les prothèses semi-contraintes.....	55
III.7.3. Les prothèses contraintes.....	55
III.8. La fixation des implants.....	57
III.9. Le choix de prothèse.....	57
III.9.1.La Gonarthrose.....	57
III.9.2.La Polyarthrite Rhumatoïde.....	58
III.9.3.La Nécrose.....	58
III.9.4.Les Tumeurs.....	58
III.10. Bilan préopératoire.....	59
III.11. Intervention.....	59
III.11.1.Complications.....	60
III.11.2.Résultats Cliniques.....	61
III.12.Comparaison entre plateau mobile et.....	62
III.13. les résultats cliniques des prothèses et leur risque.....	63

Chapitre IV : Classification des lésions cartilagineuses

IV.I. Classification des lésions cartilagineuses.....	68
IV.1.1. Le grade I.....	68
IV.1.2. Le grade II.....	69
IV.1.3. Le grade III.....	69
IV.1.4. Le grade IV.....	69
IV.1.5. Etiologies.....	69
IV.2. Pathologies entrainant des lésions localisées du cartilage articulaire.....	70
IV.2.1. Osteochondrite disséquante.....	70
IV.2.2. Traumatismes du genou.....	72
IV.2.3. Autogreffes osteochondrales en mosaïque.....	72

Chapitre V : l'utilisation des biomatériaux dans le domaine de la biomécanique

V. Généralités sur les biomatériaux.....	80
V.1.Définition.....	80
V.2.Les différentes classes des biomatériaux.....	82
V.2.1. Les biomatériaux métalliques.....	82
V.2.1.1. Les métaux purs.....	83
V.2.1.2. Les alliages.....	85
V.2.2. Les biomatériaux céramiques et les verres.....	90
a- Les céramiques bios inertes.....	91
b- Les céramiques bioactives et les bio verres.....	92
V.2.3. Les biomatériaux polymères et la matière "molle".....	94
V.2.4. Les biomatériaux d'origine naturelle.....	95
V.3. Biocompatibilité.....	96
V.3.1. Exigences mécaniques pour les biomatériaux.....	97
V.4. Différent milieu utilisé en biomécanique.....	98

V.4.1. La biomécanique pour la santé.....	98
V.4.2.La biomécanique pour l'ergonomie.....	98
V.4.3.La biomécanique pour le sport et le matériel sportif.....	98
V.4.4. Les biomatériaux dans le domaine de l'isolation.....	101
V.5. Le plancher représente aussi une perte de chaleur.....	103
V.6. les risque des biomatériaux.....	103
V.7. L'avancée des biomatériaux.....	104
Interprétation.....	106
La liste des figures	
La liste des tableaux	
Conclusion générale	
Bibliographie	

INTRODUCTION

GENERALE

Introduction générale

Le cartilage articulaire du genou est un tissu dont les faibles capacités de régénération diminuent au cours du temps, ce qui rend difficile la réparation des pertes de substances cartilagineuses. Etant donné qu'il n'est pas envisageable de placer une prothèse totale chez des adultes jeunes, de nouvelles techniques opératoires ont vu le jour.

Le lavage et le débridement apportent une diminution des symptômes douloureux pendant trois à quatre ans, mais n'offrent aucune solution à long terme. Les techniques de stimulation de la moelle osseuse aboutissent à la formation d'un fibrocartilage dont les propriétés mécaniques n'équivalent pas celles du cartilage articulaire normal.

Les greffes de périoste ou de périchondre sont capables d'induire la formation d'un "hyalin like" cartilage, mais elle présente une tendance à l'ossification.

Quant aux possibilités d'allogreffes ostéochondroses, elles apportent de bons résultats, mais il existe à ce niveau un risque de transmission de maladies virales.

En revanche, les autogreffes ostéochondroses permettent d'éviter ce risque de contamination et limitent la morbidité tissulaire consécutive à la conservation des allogreffes.

Le but de notre travail c'est de constater la meilleure solution de l'utilisation d'une prothèse pour remédier aux différentes maladies et lésions du cartilage du genou.

Pendant notre réalisation en suivant un plan de travail qui contient de cinq chapitres :

- Le premier chapitre est une présentation globale sur le Physio Pathologie Du Cartilage.
- Le deuxième chapitre concerne l'Influence De La Biomécanique Du Genou.
- Le troisième chapitre traite Les Différents Types De Prothèses Du Genou Et Leur Utilisation.
- Le chapitre IV, concerne les classifications des lésions cartilagineuses.
- Le chapitre V, fait l'objet de l'utilisation des biomatériaux dans le domaine de la biomécanique.et l'interprétation.
- En fin c'est la conclusion générale.

Chapitre I
Physio – Pathologie
Du Cartilage

I.1. Les différentes formes de cartilages :

Pour la plupart des auteurs, le cartilage est un tissu conjonctif non vascularisé. Cependant J. Peyron [1] décrit la présence de rares canaux vasculaires au niveau de la plus profonde des couches du cartilage articulaire.

Le cartilage est spécialisé dans la fonction mécanique. Ses cellules, les chondrocytes, dont le rôle est d'assurer la trophicité du cartilage, baignent dans une substance fondamentale poreuse composée de glycoprotéines hydrophiles et de protéoglycanes qui entourent un réseau de fibres de collagène.

Les variations de la substance fondamentale permettent de décrire trois types de cartilage :

Le cartilage élastique, le fibrocartilage et le cartilage hyalin.

I.1.1. Le cartilage élastique

Le tissu se compose d'une grande quantité de fibres d'élastine lui permettant ainsi de conserver la forme de la structure qu'il compose tout en lui assurant une grande flexibilité, comme c'est le cas pour le pavillon de l'oreille externe et l'épiglotte.

I.1.2. Le fibrocartilage

Il se distingue des deux autres types de cartilage par la présence de grosses fibres de collagène disposées plus ou moins parallèlement au sens des contraintes qu'elles subissent.

Cette structure qui se rapproche de celle du tissu conjonctif dense orienté, lui permet de résister à des forces de traction et de compression.

On retrouve ce type de tissu dans les disques intervertébraux de la colonne vertébrale ainsi que dans les ménisques articulaires.

I-1.3. Le cartilage hyalin

C'est le type de cartilage la plus représentée dans le corps humain. Il doit son nom à l'aspect blanc bleuté vitreux de sa substance fondamentale constituée de nombreuses fibres de collagène.

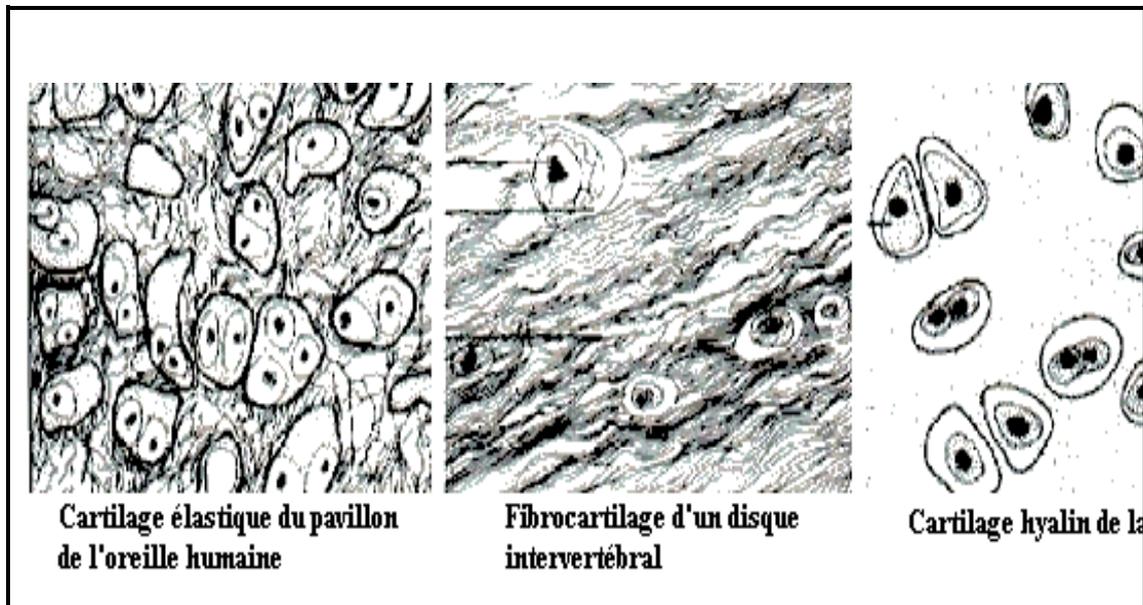


Figure I.1: les différents types de cartilages. [2]

Le cartilage articulaire, qui est une forme du cartilage hyalin, est le cartilage qui est impliqué dans les cartilagineuses des condyles fémoraux, et à ce titre nécessite un développement plus approfondi.

I.2. Le cartilage articulaire

Ce tissu est une des pièces maîtresses de la mécanique articulaire. Il se présente à la vue arthroscopique comme un tissu ferme, légèrement dépressible et élastique à la surface excessivement lisse. A ce point lisse, qu'on lui attribue un coefficient de friction inférieur à celui de la glace sur la glace. Sans ce cartilage, bon nombre de mouvements seraient impossibles ou du moins douloureux : il suffit de penser à l'impotence fonctionnelle qu'engendre l'arthrose.

Le cartilage hyalin tel qu'on le retrouve dans une articulation normale, joue un

Double rôle mécanique essentiel pour la protection de l'os sous-chondral : d'une part il diminue les forces de frottement lors du déplacement des segments osseux et d'autre part, il assure la transmission, la répartition et l'amortissement des contraintes subies par l'articulation.

Ces fonctions protectrices du cartilage articulaire sont dues à sa structure chimique et histologique unique.

I.2.1. Constitution

Il se compose de trois éléments principaux : un réseau de fibre de collagène, un gel de protéoglycanes hydrophiles et de chondrocytes.

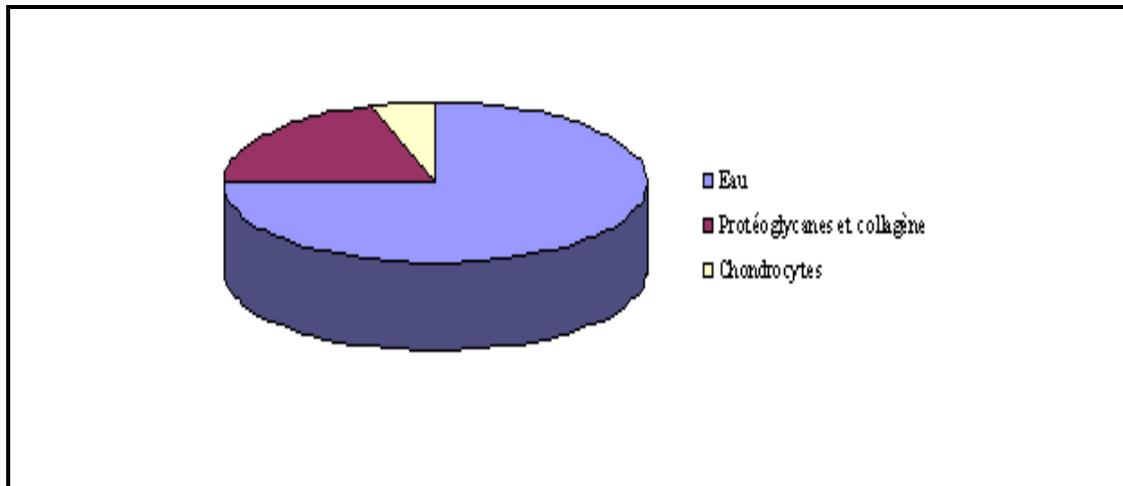


Figure I.2: Graphique des constituants du cartilage articulaire.

I.2.1.a. La charpente collagène

Elle se compose principalement de fibres de collagène de type II auxquelles s'associent en surface des fibres de collagène de type IX.

J. Peyron [1] décrit également la présence de collagènes de type XI et VI et probablement du collagène de type V.

Il est important de noter que le "turn-over" quasi nul de réseau collagène au sein du cartilage articulaire adulte ne permet d'envisager qu'un très modeste processus d'entretien sans réelle possibilité de réparation.

I.2.1.b. Protéoglycanes

Les molécules sont formées par une protéine sur laquelle se branchent plusieurs chaînes de glycosaminoglycanes. On en retrouve différentes sortes dans le cartilage et principalement les agrécanes qui se lient par des liaisons non covalentes à l'acide hyaluronique pour former des agrécanes caractérisés par une très forte hydrophilie. Le métabolisme des protéoglycanes au sein du cartilage articulaire dépend des facteurs biomécaniques auxquels est soumise l'articulation.

C'est ainsi que lors d'une immobilisation complète, on observe une diminution de leur synthèse avec un amincissement cartilagineux associé à une fuite d'eau tissulaire. Lors d'exercices intensifs, on observe une diminution de la taille des protéoglycanes qui finit par provoquer une désorganisation irréversible des fibres de collagène et la fibrillation de la surface articulaire. A l'inverse, la mise en charge normale du membre et des exercices modérés conduisent au rétablissement du contenu en protéoglycanes.

I.2.1.c. Les chondrocytes

Les chondrocytes qui sont responsables de la synthèse de la matrice, assurent la trophicité du cartilage en élaborant une substance fondamentale solide mais poreuse permettant ainsi le transport des éléments du métabolisme cellulaire depuis et vers le liquide synoviale par le phénomène d'imbibition.

I.2.1.d. Autres constituants

Il existe au sein du cartilage de nombreuses glycoprotéines dont seulement un des rôles a été clairement mis en évidence: assurer la liaison entre protéoglycanes et collagènes.

L'eau quant à elle représente 70 à 75% du cartilage.

I.2.2. Structure

C'est en microscopie optique que le cartilage se présente comme un tissu non vascularisé et non innervé, à la constitution grossière.

La microscopie électronique permet de différencier quatre couches bien distinctes ainsi qu'un léger apport vasculaire depuis la face profonde du cartilage.

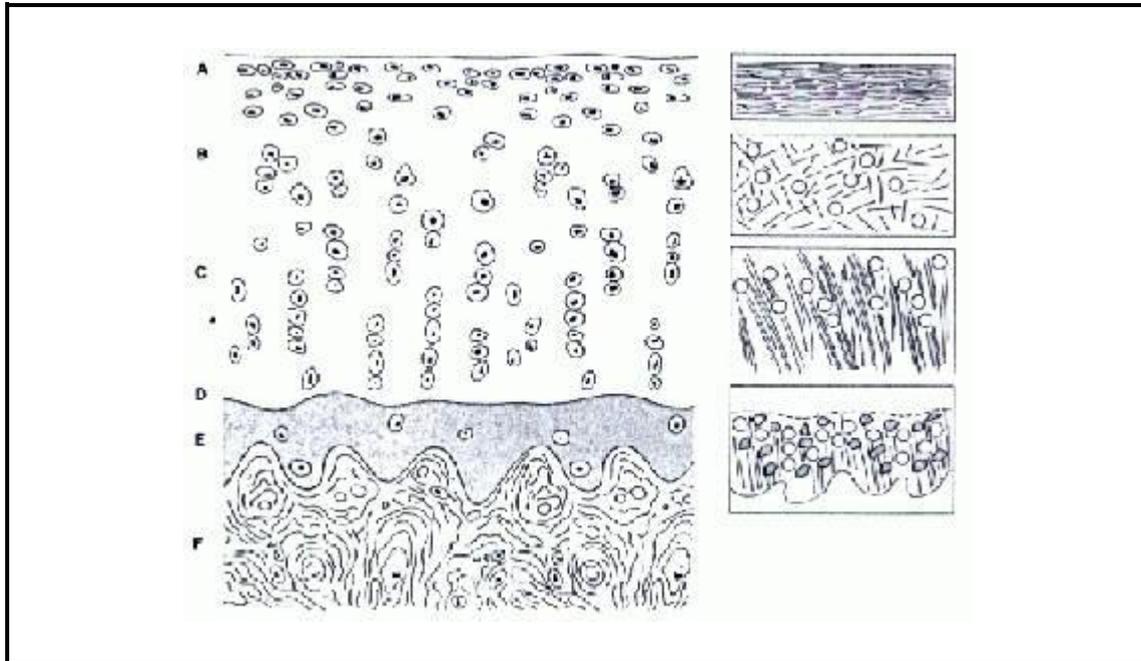


Figure I.3: Structure du cartilage articulaire. [1]

I.2.2. a. La couche superficielle (fig. I.3A)

Elle occupe environ 5% de l'épaisseur totale du cartilage articulaire. Les fibres de collagène (essentiellement du type II) y sont parallèles à la surface et orientées dans le sens des mouvements articulaires prédominants.

L'espace inter-fibrillaire restreint oblige les chondrocytes à adopter une forme ovale et aplatie. On y retrouve peu de grandes protéoglycanes.

Les cellules les plus superficielles sont séparées par une très fine couche de fibres horizontales.

I.2.2.b. La couche moyenne (fig I.3 B)

Selon les auteurs consultés, elle constitue 5 à 40% de la hauteur cartilagineuse.

Les fibres de collagène y sont enchevêtrées en tout sens mais avec une majorité de fibres dirigées obliquement par rapport à la surface du cartilage.

Les chondrocytes sont ici de forme plus arrondie et le taux de protéoglycanes augmente fortement en comparaison avec celui de la couche superficielle.

I.2.2.c. La couche profonde (fig I.3C)

Elle représente 40 à 90 % de l'épaisseur totale de cartilage. L'organisation principale des fibres de collagène se fait perpendiculairement à la surface articulaire.

Les chondrocytes présents dans cette zone, montrent les signes d'un anabolisme cellulaire plus actif que dans les deux zones précédentes. Cependant jusqu'à ce jour, aucune image de mitose n'a pu être observée.

Au niveau de la couche profonde, les chondrocytes se présentent souvent alignés en file indienne dirigée perpendiculairement à la surface. Ils sont également entourés par des chondrones, sorte de panier fibreux qui entoure un ou plusieurs chondrocytes.

Cette formation fibreuse, mise en évidence par Poole Ca., structure la matrice de la couche profonde, mais aussi celle de la couche moyenne. Le rôle de ces chondrones n'a pas encore été mis clairement en évidence. Ils seraient cependant responsables de la protection des chondrocytes face aux forces de pression et de cisaillement subies par le cartilage.

I.2.2.d .La couche basale (fig I.3E)

C'est une zone calcifiée qui s'étend sur 2 à 3 % de la hauteur totale du cartilage. Elle est séparée de la couche sus-jacente par un front de calcification appelé "tidemark" (fig I.3D).

Les chondrocytes qui se trouvent dans la couche basale conservent la disposition en file indienne décrite dans la couche profonde mais ils sont beaucoup plus restreints en nombre.

La jonction entre la couche basale et l'os sous-chondral (fig.3F) adopte un profil très irrégulier, permettant ainsi l'ancrage du cartilage à la plaque osseuse qui n'est assurée par aucun pont fibreux.

C'est au niveau de cette jonction que J.Peyro [1] décrit de rares canaux vasculaires empruntés par des capillaires venant des cavités de la moelle osseuse sous-jacente et qui se terminent en cul de sac avant la "tidemark".

En conclusion, nous pouvons donc affirmer que le cartilage articulaire est un tissu hautement organisé et complexe, constitué de différentes sous-couches à la morphologie toutes variées dont dépendent les différentes fonctions du cartilage articulaire.

I.2.3. Fonctions du cartilage articulaire

Le cartilage articulaire possède un double rôle primordial quant à la réalisation de tout mouvement.

Il assure d'une part une fonction dynamique (en association avec le liquide synovial) en diminuant au maximum les forces de friction présentes lors du déplacement des segments osseux.

D'autre part sa fonction statique lui permet d'assurer la transmission, la répartition et l'amortissement des contraintes subies par l'articulation.

I.2.3.a. La fonction dynamique

Elle assure le glissement des surfaces articulaires en présence dans des conditions de frottements minimaux avec un coefficient de friction inférieur à celui de la glace sur la glace. Cette propriété du cartilage articulaire est due à l'interaction entre sa couche superficielle et le liquide synovial. Ce dernier se compose principalement d'acide hyaluronique, lequel forme une mince pellicule protectrice à la surface du cartilage articulaire.

Lors d'un mouvement de glissement, ce film protecteur se déforme tels les deux feuillets de la plèvre pulmonaire, évitant ainsi l'usure du cartilage. A ce mécanisme s'ajoute, lors de la mise en charge de l'articulation, une fuite de l'eau contenue dans le cartilage vers les régions voisines moins sollicitées et vers le milieu intra-articulaire.

Le transsudat cartilagineux joue un rôle de lubrification de la surface cartilagineuse.

I.2.3.b. La fonction statique

La fonction statique assure la transmission et l'amortissement des charges. Tout comme les disques intervertébraux de la colonne vertébrale, lorsqu'il est en décharge articulaire, le cartilage articulaire se trouve dans un état de tension constant grâce à ses protéoglycanes hydrophiles. Le réseau fibreux limite la captation d'eau à environ 50% des capacités du système de sorte qu'il règne au sein du cartilage articulaire au repos, une pression de 2 atmosphères.

Lors de la mise en charge de l'articulation, la transmission et l'amortissement des contraintes s'effectuent en deux temps :

Dans un premier temps, on observe une montée de la pression intracellulaire brusque due à l'inextensibilité de réseau fibreux et pas de déformation de la surface cartilagineuse.

Dans un deuxième temps, via les pores de la substance cartilagineuse, l'eau et les électrolytes migrent vers les zones où règne une pression plus faible. Cette fuite de liquide entraîne une augmentation de la concentration en protéoglycanes ainsi qu'une augmentation de la pression osmotique de rappel d'eau. Ce phénomène entraîne dès lors une résistance à la pression croissante ainsi qu'une déformation cartilagineuse modérée, qui permet de mieux encore répartir les contraintes subies.

Lors de la décharge articulaire, le phénomène inverse s'observe : chute rapide

de la pression intracellulaire suivie d'un retour de liquide vers les zones de faible pression.

Remarque :

Outre ces deux fonctions, on peut attribuer au cartilage une troisième fonction qui est celle d'assurer sa propre **trophicité**, puisque le cartilage est, rappelons le, presque totalement dépourvu de tout apport vasculaire.

Cette trophicité dépend, bien entendu, de ses cellules constituantes qui élaborent une substance fondamentale solide, déformable, poreuse, qui permet la circulation des liquides et des électrolytes au travers de sa fonction statique.

C'est donc dans les mobilisations articulaires de la vie de tous les jours que par imbibition le cartilage articulaire puise les éléments nécessaires à son métabolisme cellulaire, via les échanges de liquides réalisés avec le liquide synovial depuis sa couche superficielle.

I.2.4. La régénération du cartilage articulaire

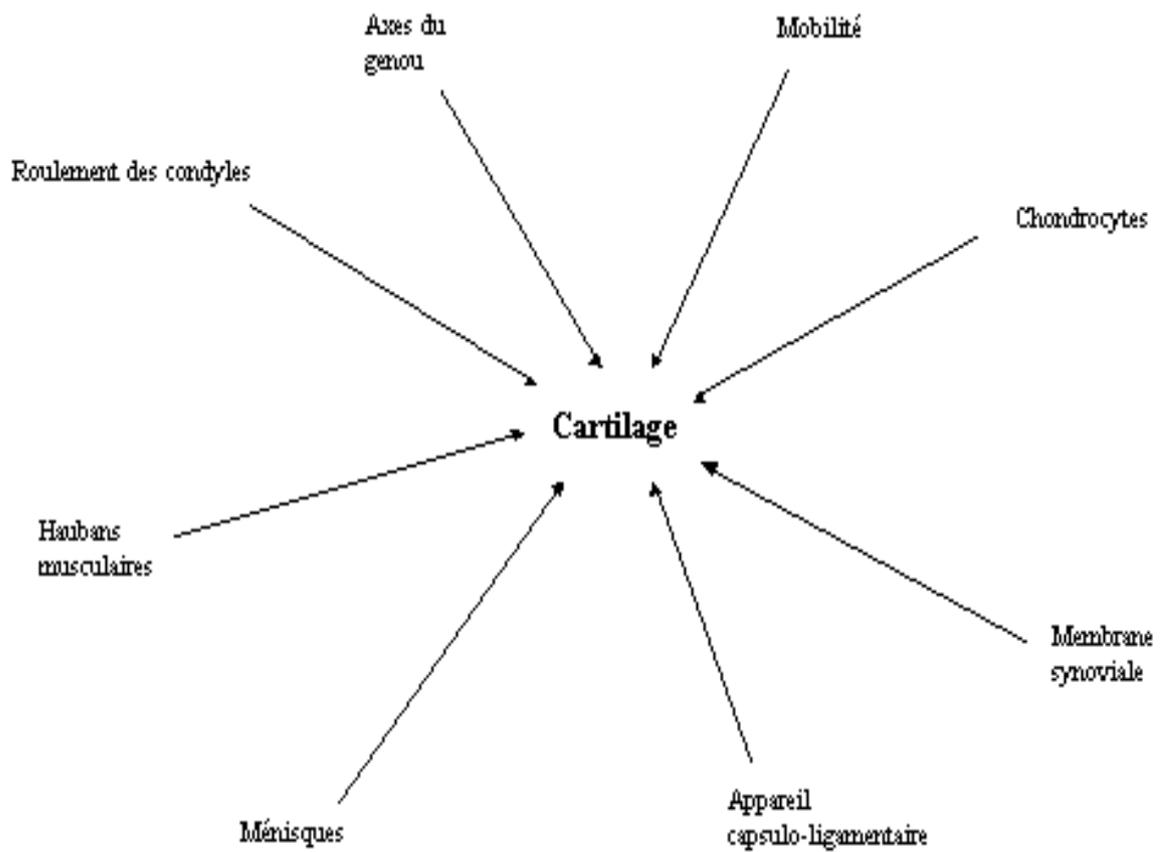
Les différents auteurs consultés sont unanimes pour n'accorder au cartilage articulaire qu'une faible capacité de régénération dans le cas de lésions qui dépassent 2 millimètres de diamètre. En effet seule l'activité métabolique des chondrocytes marginaux s'intensifie légèrement, sans toutefois parvenir à reformer une surface totalement normale.

Cependant, lorsque le traumatisme cartilagineux s'étend jusqu'à l'os sous-chondral, il se produit au niveau du foyer lésionnel, une invasion de cellules issues de la moelle osseuse. La réaction de type inflammatoire qui s'ensuit engendre alors la formation d'un tissu cartilagineux proche, par sa constitution, du fibrocartilage. Or les propriétés mécaniques d'un tel fibrocartilage ne lui permettent pas de résister aux fortes contraintes que subirait sans dommage un cartilage articulaire sain ; il finit généralement par se fissurer.

C'est ainsi que dans des conditions normales (sans intervention humaine extérieure), le cartilage articulaire n'a pas la capacité de se régénérer naturellement. Il peut tout au plus se réparer tant bien que mal, tout comme la peau est capable de se réparer en formant une cicatrice.

I.2.5. L'intégrité du cartilage articulaire

L'intégrité du cartilage



Chapitre II

Influence de la

biomécanique de

genou

II. Influence de la biomécanique du genou

Un des rôles du cartilage étant d'assurer la transmission et la répartition des forces, la biomécanique du genou se doit d'être excellente. En effet, toute modification de la physiologie articulaire normale au niveau du genou entraîne une perturbation dans la répartition des charges, créant ainsi des zones de surpression où le cartilage est soumis à des contraintes trop élevées, supérieures à son seuil de résistance.

II.1. Facteurs de stabilité articulaire

Outre sa trophicité intrinsèque, le cartilage doit son intégrité à l'ensemble des structures constitutives de l'articulation du genou qui assurent la stabilité nécessaire à une répartition homogène des pressions au sein de l'articulation, sans pour autant gêner le mouvement. Cette stabilité au niveau du genou est assurée par les ménisques, l'appareil capsulo-ligamentaire ainsi que par les haubans musculaires qui passent en pont au-dessus de l'articulation.

II.1.1. Les ménisques

Les ménisques sont des fibrocartilages semi-lunaires interposés entre la surface condylienne et la surface du plateau tibial.

Ils participent à la stabilité du genou durant tout le mouvement en augmentant la congruence des surfaces articulaires et en assurant le maintien des condyles sur les glènes.

Outre ces facteurs stabilisateurs, les ménisques assurent la protection du cartilage en participant à l'amortissement des chocs et en améliorant la lubrification du cartilage. En effet, la présence de ceux-ci au niveau intra-articulaire permet de diviser le compartiment articulaire en deux parties (une partie fémorales-méniscale et une partie méniscales-tibiales), doublant ainsi le film lubrifiant et protecteur qu'est le liquide synovial.

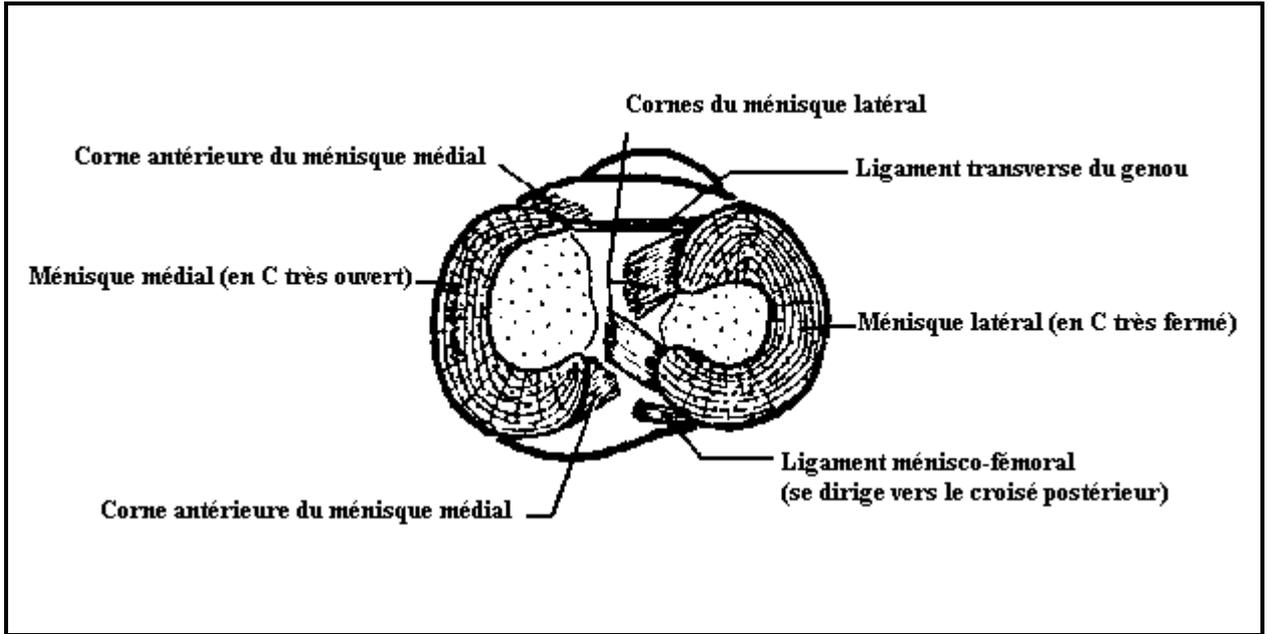


Figure II. 1: Vue supérieure des ménisques du genou. [3]

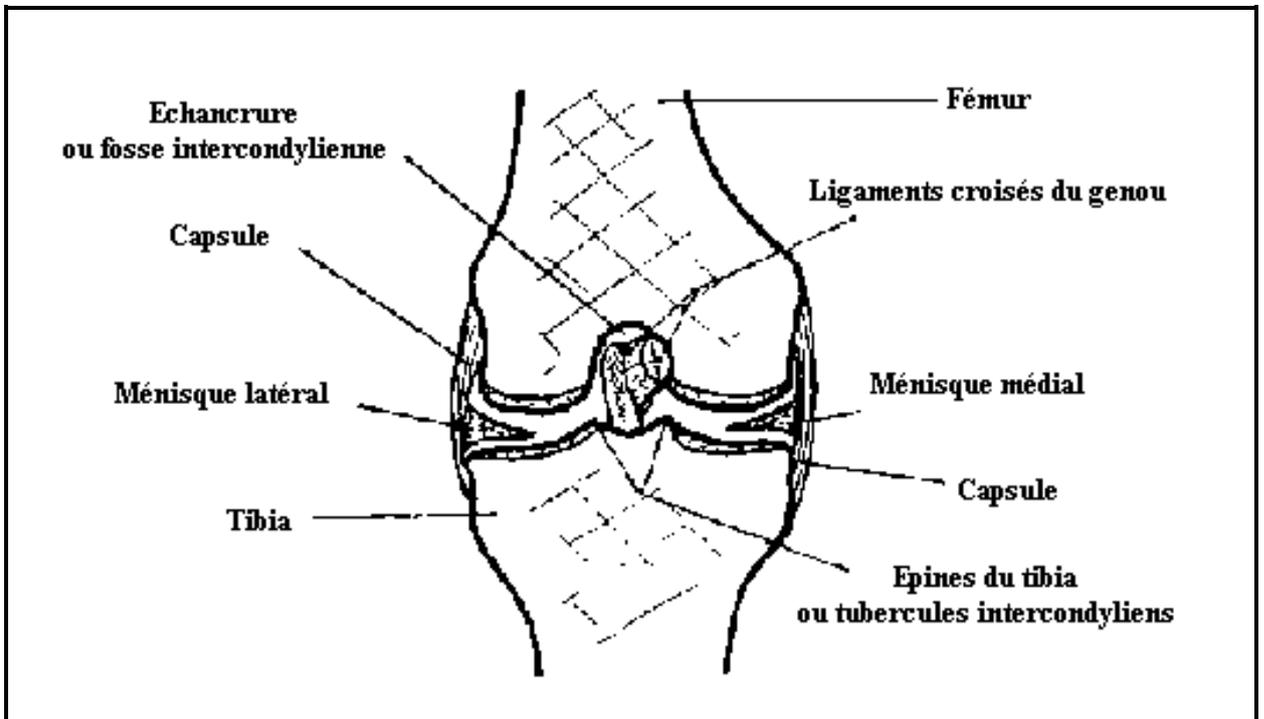


Figure II. 2: Coupe frontale du genou (vue antérieure). [3]

II.1.2. L'appareil capsulo-ligamentaire

L'ensemble des structures ligamentaires limitent les possibilités de mouvements de l'articulation, tout en assurant, au cours des différents mouvements réalisés par l'articulation du genou, le maintien des pièces osseuses dans leur position physiologique normale.

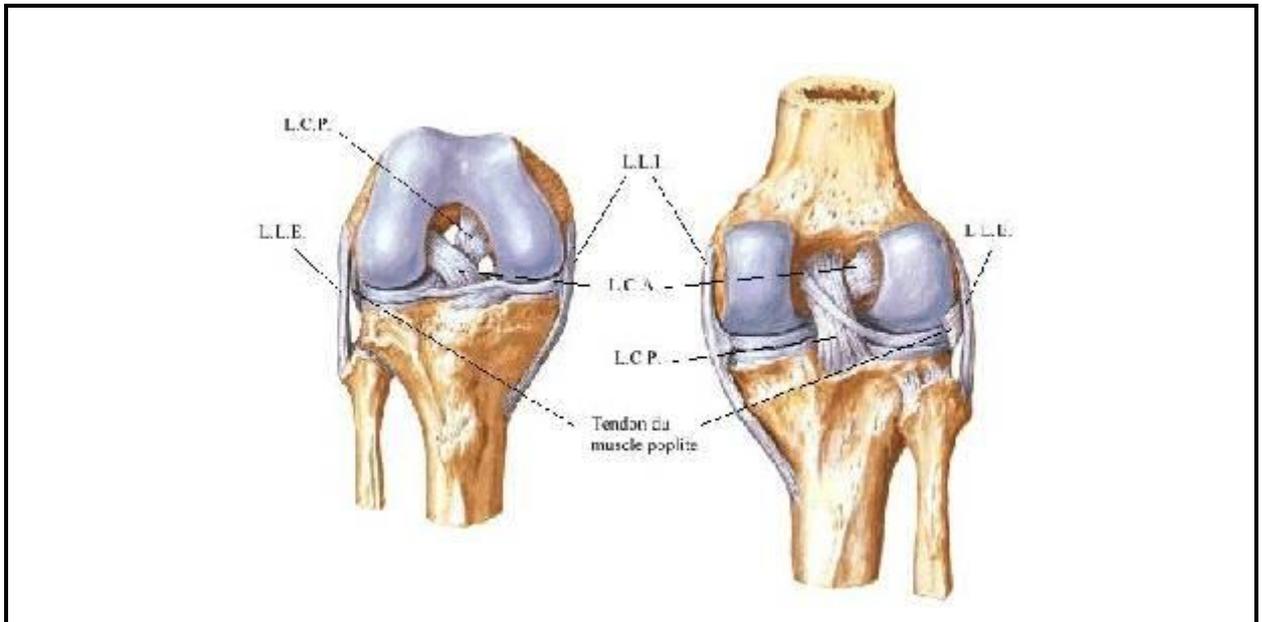


Figure II. 3: Les ligaments du genou (capsule réséquée). [4]

Le ligament croisé antéro-externe (L.C.A)

Tendu entre la surface pré-spinale et la face interne du condyle externe, il assure la stabilité antérieure en s'opposant au tiroir antérieur. Il limite également le valgus du genou.

Le ligament croisé postéro-interne (L.C.P)

Il s'étend de la surface rétro-spinale au plafond de l'échancrure inter-condylienne ainsi que sur la surface interne du condyle interne. En association avec le L.C.A., le L.C.P. contrôle le mouvement de roulement-glissement du fémur sur le tibia.

La capsule articulaire

Ce manchon fibreux enveloppe l'extrémité inférieure du fémur et l'extrémité supérieure du tibia, qu'il maintient au contact l'une avec l'autre.

La capsule est doublée intérieurement par la membrane synoviale où est élaboré le liquide synovial indispensable à la nutrition et à la protection du cartilage.

La capsule est également renforcée en sa partie postérieure par les coques condyliennes qui limitent l'hyper-extension du genou.

Le ligament latéral interne (L.L.I)

Il s'étend du sommet de la tubérosité condylienne interne à la face interne du tibia, juste en arrière de l'insertion du muscle de la patte d'oie.

Le ligament latéral externe (L.L.E)

Il prend son origine sur la tubérosité condylienne externe et se termine en avant de l'apophyse styloïde de la tête du péroné.

II.1.3. Les haubans musculaires

La contraction de ces haubans permet d'actionner l'articulation du genou et d'apporter un soutien actif à l'appareil capsulo-ligamentaire.

Le quadriceps, par ses expansions tendons-aponévrotiques directes et croisées, vient renforcer et soutenir les ligaments latéraux.

Le tenseur du fascia-lata et le biceps crural forment le hauban externe, ils assistent activement le L.L.E. par leur action anti-varisante.

Les muscles de la patte d'oie que sont le droit interne, le demi-tendineux et le couturier, forment le hauban interne et résistent activement contre le valgus du genou et apportent donc un soutien au L.L.I.

Les jumeaux et le demi-membraneux renforcent quant à eux la capsule articulaire sur la face postérieure.

En plus d'une fonction de renfort postérieur, le muscle poplité assure la stabilité du genou lors de la rotation du tibia en maintenant la coaptation des surfaces articulaires externes pendant la rotation externe, alors que les ligaments croisés se décroisent.

En conclusion, nous pouvons dire que *la stabilité transversale du genou* est assurée par les ligaments croisés (surtout le L.C.A.), les ligaments latéraux et les coques condyliennes, et de façon active par les haubans latéraux.

La stabilité antéro-postérieure du genou est assurée par les coques condyliennes et les ligaments croisés. Le quadriceps participe quant à lui activement à la stabilité antéro-postérieure, ainsi qu'à la stabilité transversale (par l'action de ses expansions croisées). La stabilité rotatoire est assurée par l'association des ligaments croisés (qui se tendent en rotation interne du tibia) et des ligaments latéraux (qui eux se tendent lors de la rotation externe).

Le haubanage musculaire interne et le muscle poplité assurent une stabilité rotatoire active sur le genou fléchi en freinant la rotation externe, alors que le hauban externe freine la rotation interne.

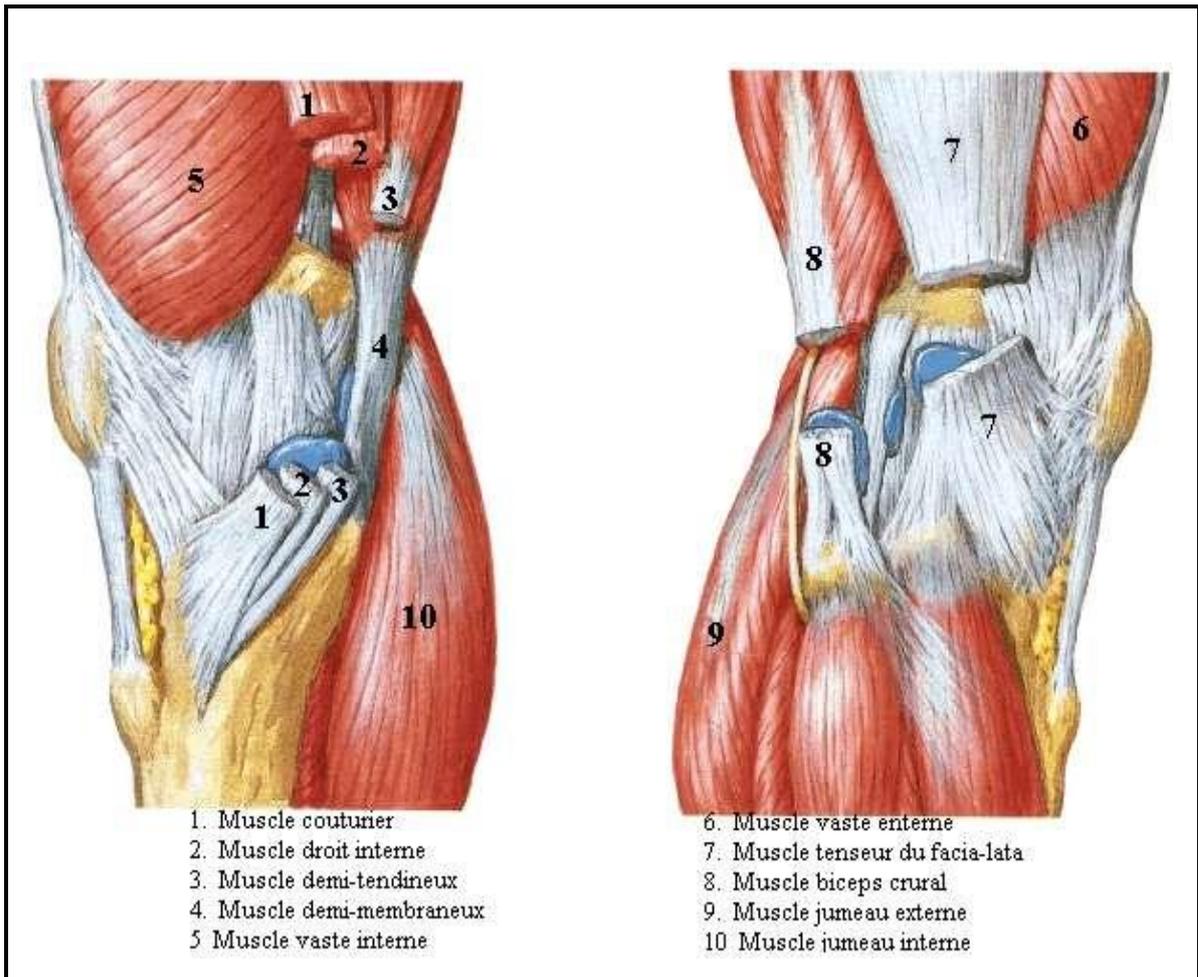


Figure II. 4: Les haubans musculaires du genou. [4]

II.2. Biomécanique du genou

II.2.1. Les axes du genou

L'axe mécanique du membre inférieur passe par le centre de la tête fémorale, le milieu de l'interligne articulaire fémorales-tibiales et le centre de la pulvé astragaliennes.

Il est donc dirigé obliquement vers le bas et le dedans, et forme un angle de 3° avec la verticale. Il en résulte un valgus physiologique du genou d'environ 6° . Les axes anatomiques de la diaphyse fémorale et de la diaphyse tibiale forment eux un angle de 170° ouvert en dehors.

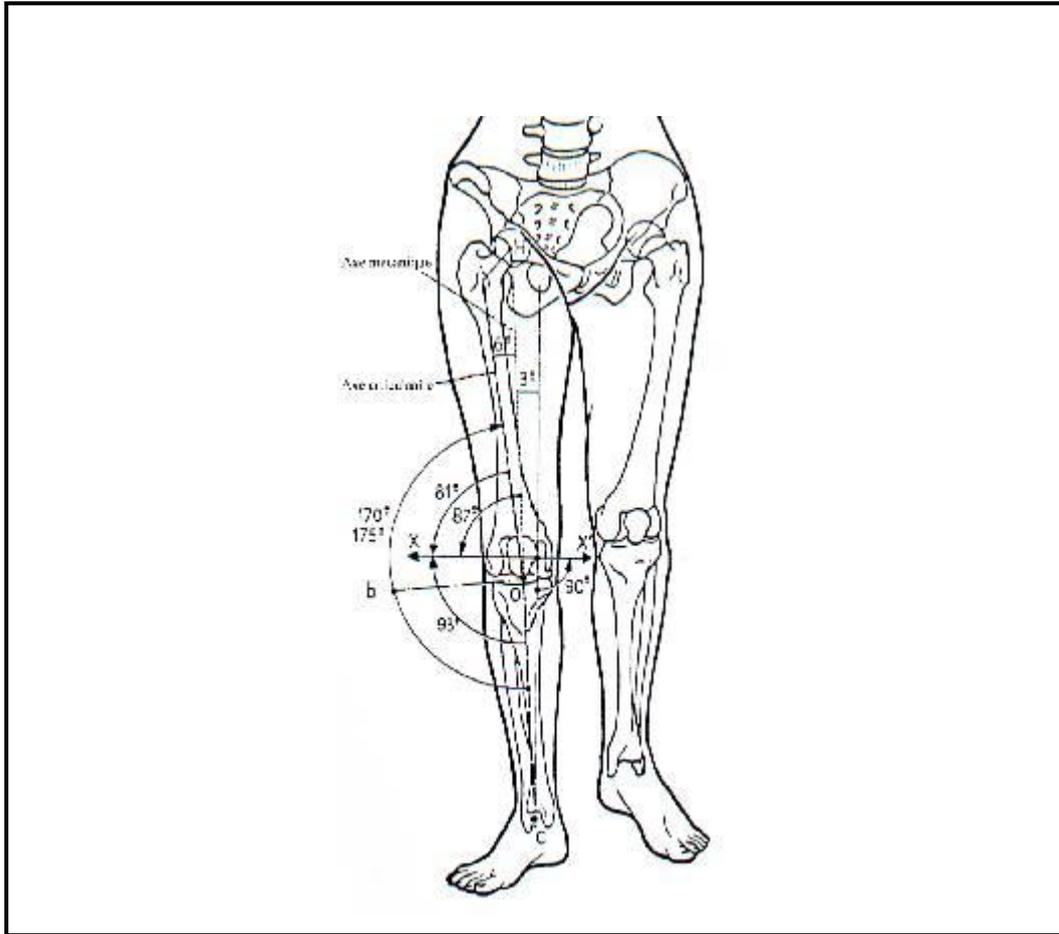


Figure II.5: Les axes de l'articulation du genou. [3]

II.2.2. Le degré de liberté du genou

L'articulation du genou est une trochléenne modifiée. On lui attribue donc deux degrés de liberté.

Le premier degré de liberté permet la flexion et l'extension du genou autour d'un axe transversal (XX') passant par les condyles fémoraux.

Le second degré de liberté s'effectue autour d'un axe vertical (YY') passant par l'épine tibiale interne pour réaliser la rotation axiale du genou.

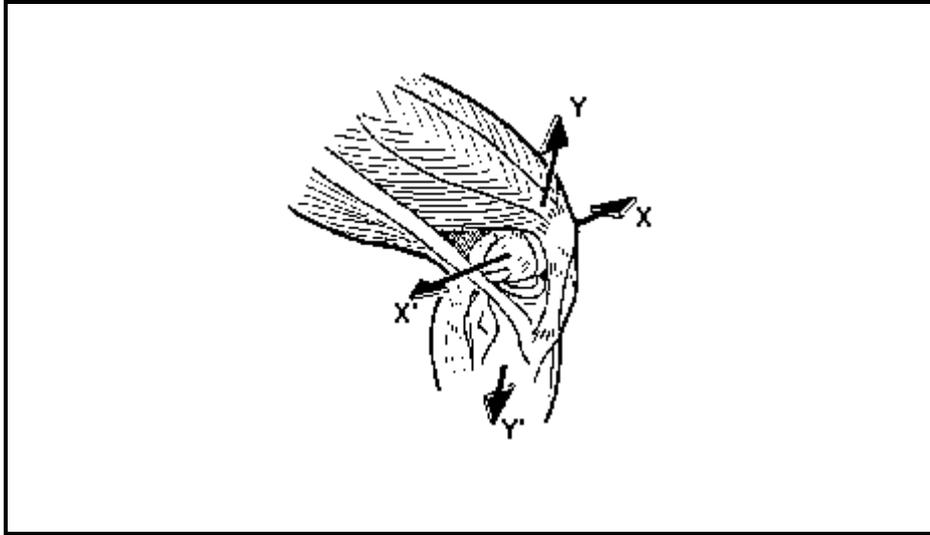


Figure II. 6: Les degrés de liberté du genou [3]

II.2.3. Cinématique du genou

Les mouvements de flexion et d'extension

Ces mouvements s'effectuent sur une amplitude allant de 0° à $140-160^\circ$, en fonction de la position de la hanche.

A partir de l'extension extrême, les condyles commencent à rouler sans glisser pendant les 15 premiers degrés de flexion (jusqu'à 20° pour le condyle externe) puis le glissement devient progressivement prédominant sur le roulement, si bien qu'en fin de flexion le condyle glisse sans rouler.

Ce mécanisme de roulement-glissement participe activement à la protection du cartilage articulaire.

En effet, les 15 premiers degrés de flexion du genou s'effectuent sans glissement et permettent donc d'éviter une usure cartilagineuse par frottement dans la pratique de la marche.

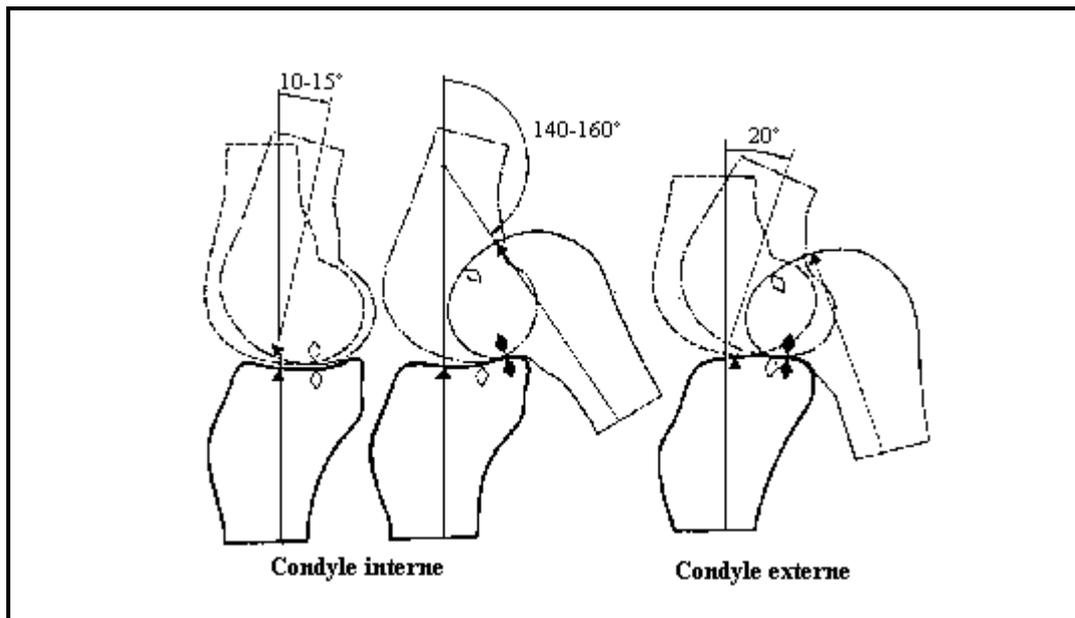


Figure II.7: Mouvement des condyles sur les glènes lors de la flexion-extension [3]

Le mouvement de rotation

Ce mouvement, impossible sur un genou sain en extension, atteint son pic d'amplitude à 90° de flexion. La rotation s'effectue autour d'un axe vertical qui passe par l'épine tibiale interne et atteint plus ou moins 30° pour la rotation interne et plus ou moins 40° pour la rotation externe.

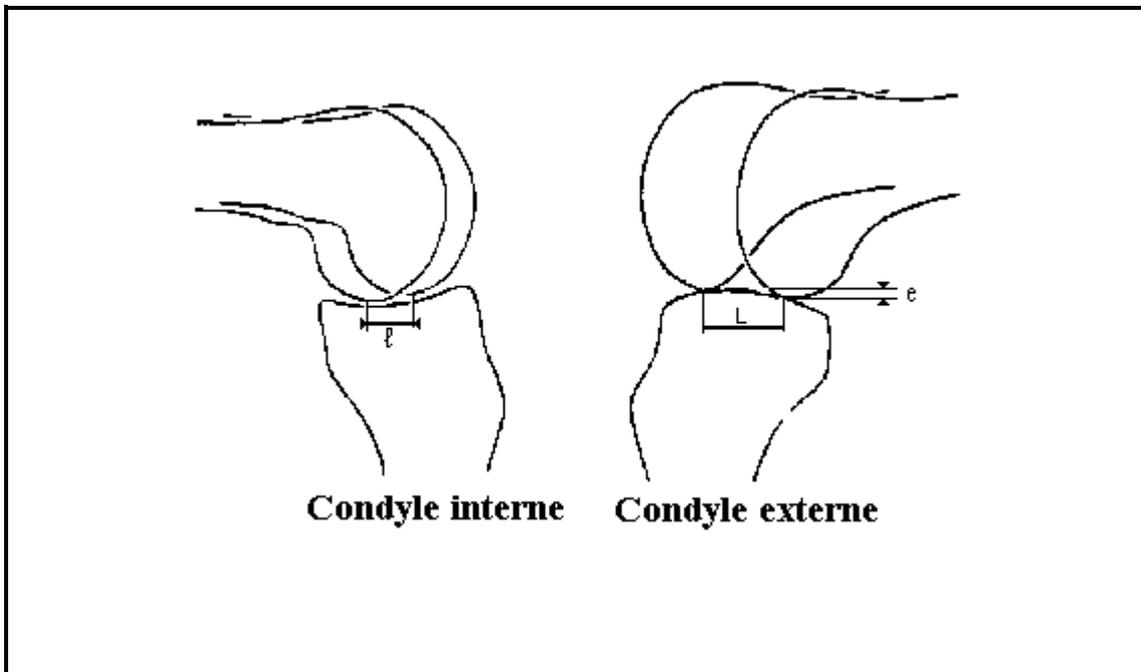


Figure II.8: Mouvements des condyles sur les glènes lors des rotations axiales. [3]

Chapitre III

Les Différents Types

De Prothèses Du

Genou Et Leur

Utilisation

III.1. Historique

Le remplacement prothétique du genou est aujourd'hui une technique chirurgicale arrivée à maturité et utilisée de manière aussi courante que l'arthroplastie totale de hanche. Il s'adresse principalement aux patients souffrant de gonarthrose lorsque celle-ci devient invalidante et douloureuse et ne répond plus aux traitements conservateurs médicaux et physio thérapeutiques. Ses résultats, même à long terme, sont excellents chez les patients de 70 ans ou plus. Ils sont encore perfectibles chez les patients plus jeunes et plus actifs sollicitant plus longtemps et plus intensément.

Leurs implants. L'infection, le descellement aseptique et les défauts d'implantation sont les complications les plus souvent rencontrées.

Il existe actuellement trois formes de prothèses du genou permettant le remplacement et le resurfaçage de compartiments usés ou détruits :

- La prothèse totale qui s'adresse aux trois compartiments du genou: fémoro-tibial interne, externe et fémoro-patellaire.
- La prothèse uni-compartimentale pour le compartiment fémoro-tibial interne ou externe.
- La prothèse fémoro-patellaire.

En 1965, apparaissent les premières prothèses dites à charnière. C'est la fin des années 70, qu'apparaissent les prothèses modernes dites à glissement, semi contrainte; la pièce fémorale et la pièce tibiale sont indépendantes, mais par leur dessin assurent une stabilité.

La PTG parfaite devrait être compatible avec une fonction normale du genou et devrait supprimer toute instabilité résultante de la pathologie préexistante, elle devrait aussi être peu exposée à l'usure et avoir une fixation optimale, à ce jour toutes les PTG représentent des compromis. Les prothèses utilisées s'efforcent de satisfaire à ces exigences, à des degrés divers, en fonction des situations individuelles, la

restitution d'une fonction normale du genou apparait comme l'objectif le plus difficile à atteindre, plusieurs questions restent encore sans réponse.

Ainsi, il n'est pas clairement établi qu'il soit possible ou même souhaitable de rétablir une cinématique normale après PTG.

III.2. Description d'une prothèse de genou

Différentes pathologies sont responsables des symptômes douloureux et de la gêne fonctionnelle affectant le genou. Les plus importantes causes de développement de la gonarthrose sont:

- Idiopathiques (avec ou sans défaut d'axe);
- Post-traumatiques (fracture, lésion cartilagineuse, méniscale et ligamentaire);
- L'arthrite rhumatoïde ;
- La nécrose osseuse (celle du condyle fémoral interne est la plus fréquente);
- Séquelles d'arthrite septique;
- Séquelles de tumeurs.

Le choix de l'implant dépend de l'extension de l'arthrose. Une atteinte uni-compartimentale peut être traitée par une prothèse uni-compartimentale, en particulier s'il s'agit d'arthrose fémoro-tibiale interne ou externe. En présence d'arthrose touchant deux ou trois compartiments, l'indication à l'arthroplastie totale apparaît comme logique.

La situation est plus incertaine dans l'arthrose fémoro patellaire
Isolée : pour certains auteurs la seule solution chirurgicale est une prothèse totale alors que pour d'autres, souvent les promoteurs de certains modèles, la prothèse fémoro-patellaire est une bonne solution.

III.2.1. Prothèse totale de genou

La prothèse totale remplace la totalité du cartilage usé, c'est un ensemble de composants mécaniques qui se substitue à l'articulation normale, assurant les mêmes mouvements de rotation et de glissement qu'un genou normal.

Les prothèses tricompartmentales sont formées de trois implants différents:

III.2.1.1. Prothèse fémorale:

Elle est fixé sur le fémur qui va être soumise à d'importantes forces de frottement et qui est le plus souvent en alliage chrome-cobalt (dans ces conditions mécaniques cet alliage est celui qui est le mieux toléré).

III.2.1.2. Prothèse tibiale:

qui comprend-elle même deux parties:

- un plateau métallique horizontal, le plus souvent en titane pour des raisons d'élasticité, ancré dans le tibia.
- un plateau en polyéthylène amovible que l'on fixe dans le plateau métallique.

III.2.1.3. Prothèse de la rotule:

Elle recouvre la face postérieure de cet os. Pendant une certaine période elle comportait une partie métallique cimentée dans l'os sur laquelle était fixée une zone de frottement en polyéthylène. L'expérience a montré qu'il fallait éliminer ce type de prothèse car le polyéthylène coincé entre deux surfaces métalliques s'usait rapidement. Les chirurgiens sont revenus à une prothèse rotulienne entièrement en polyéthylène. Certains ne mettent pas de prothèse de rotule et se contentent des prothèses fémorale et tibiale.



Figure III.1: Prothèse totale de genou.

III.2.2. Prothèse Unicompartmentale

La prothèse Unicompartmentale est une prothèse partielle. Elle remplace le cartilage usé d'un seul côté du genou entre le fémur et le tibia, sans toucher à l'autre compartiment fémoro-tibial ou à la rotule.



Figure III. 2 : Prothèse Unicompartmentale. [5]

Avec le modèle de Marmor des années 60, les prothèses unicompartmentales n'offraient pas toutes les garanties ce qui n'a pas favorisé leur propagation. Les progrès et le développement des prothèses à glissement ont permis aussi d'améliorer le dessin des prothèses unicompartmentales.

La pièce fémorale est en acier et s'articule sur un insert de polyéthylène lequel est fixé sur un plateau tibial en acier ou titane. Les meilleures séries de la littérature font état d'excellents résultats à dix ans avec une survie avoisinant 90%. Malgré l'introduction de meilleurs instruments ancillaires, la pose d'une prothèse unicompartmentale reste difficile ce qui explique son usage encore limité aujourd'hui.

Les critères pour une prothèse uni-compartmentale sont:

- l'usure articulaire limitée à un seul compartiment fémoraux -tibial
- l'absence de forte surcharge pondérale ou d'ostéoporose
- les membres inférieurs modérément arqués en genou varum $<5^\circ$ Les avantages sont :
- La revalidation est plus rapide qu'avec une prothèse totale.
- L'hospitalisation est de courte durée.
- La plaie opératoire est petite (7cm).
- Le capital osseux est conservé.

III.2.3. Prothèse fémoro-patellaire

Son utilisation est réservée aux cas d'arthrose de l'articulation entre la rotule et le fémur qui sont très rares (figure III. 3).

Lorsque l'arthrose est limitée à ce compartiment, et qu'il n'y a pas de déformation du membre pouvant laisser supposer la survenue d'une arthrose d'un autre compartiment dans les années qui viennent, la prothèse fémoro-patellaire donne d'excellents résultats avec une disparition complète de la douleur et une amélioration de la montée, descente des escaliers et du relèvement. Ses suites opératoires sont généralement très simples.



Figure III.3 : Radiographie de l'implantation.

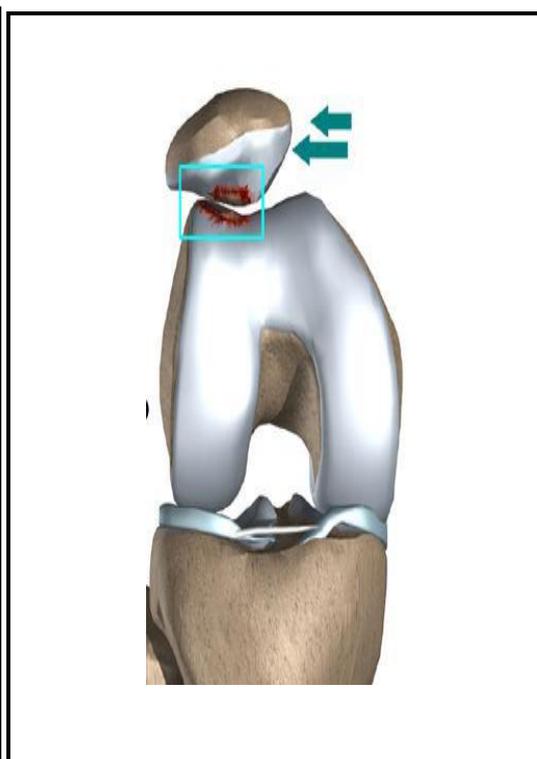


Figure III.4 : Arthrose fémoro-patellaire.

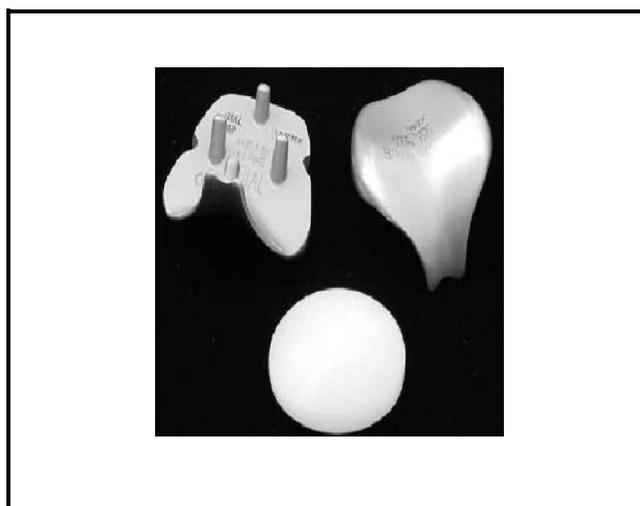


Figure III.5 : Prothèse fémoro-patellaire.

Cette prothèse reste d'usage confidentiel pour deux raisons:

- 1) les résultats des modèles existants ne sont pas encore convaincants ;
- 2) l'arthrose fémoro-patellaire isolée, faisant envisager une arthroplastie, n'est pas fréquente. La prothèse comprend un bouclier fémoral métallique reconstituant la

surface de la trochlée et un bouton rotulien de polyéthylène de haute densité. La perte osseuse est relativement minime sur le fémur et comparable aux autres prothèses surfaçant la rotule.

III.2.4. Prothèses de reprise

Lorsque les ligaments sont totalement détruits ou lorsque les destructions osseuses sont trop importantes, le chirurgien peut être amené à utiliser des prothèses de reprise comportant de longues tiges fixées avec ou sans ciment dans le canal diaphysaire du fémur et du tibia (Figure III. 6).

Ces prothèses sont des améliorations des anciennes prothèses à charnière. Elles sont le plus souvent associées à des greffes osseuses. Récemment pourtant, des progrès ont été réalisés dans le dessin et la technique opératoire de ces implants et l'on peut s'attendre à un regain d'intérêt en leur faveur.

La prothèse fémoro-patellaire reste un domaine controversé même si quelques auteurs rapportent de bons résultats avec leur modèle respectif de prothèse. L'expérience acquise est confidentielle et ne permet pas encore d'adopter ce choix prothétique sans hésitation.



Figure III. 6 : Prothèse de reprise.

III.2.5. Durée de vie

La Durée de vie d'une prothèse de genou est difficile à prévoir avec certitude, mais les dernières statistiques montrent qu'au bout de 10 ans, 80% à 90% des prothèses posées sont toujours en place (on peut considérer que la longévité moyenne est d'une quinzaine d'années).

Les principaux facteurs qui influencent cette longévité sont:

- Le bon positionnement et la bonne fixation initiale des composants.
- La qualité de l'os.
- La surcharge pondérale exercée sur la prothèse.
- L'activité du genou opéré (chocs violents ou répétés).
- le type de prothèse posée et le type d'utilisation de la prothèse.

- L'âge: Une prothèse totale de genou posée à 70 ans a moins de temps pour s'user suffisamment pour nécessiter un changement alors qu'une prothèse posée chez un jeune homme de 55 ans a une forte probabilité de connaître un changement.

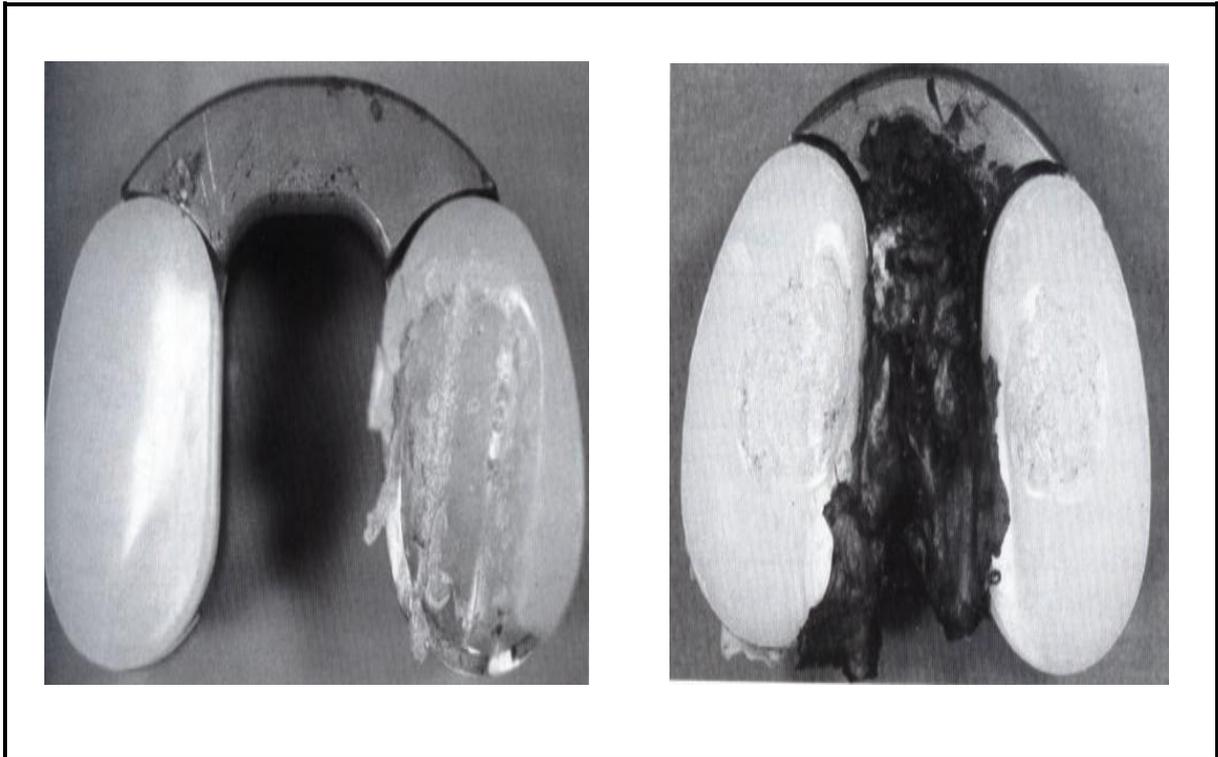
III.3. Usure des prothèses totales du genou

La conservation des ligaments croisés dans les prothèses de genou était censée protéger la fixation osseuse. Avec les prothèses PS, toutes les contraintes du fémur se répercutent directement à l'interface tibiale, contrairement aux prothèses conservant les ligaments croisés, pour lesquelles ces derniers reprennent à leur charge une grande partie des contraintes.

Toutefois, cet avantage théorique n'a pas été confirmé par les études cliniques, les taux de descellement étant similaires entre les prothèses PS et celles conservant les deux croisés ou le LCP avec un plateau congruent. Cependant, le taux de descellement significativement plus élevé ont été observés pour les prothèses conservent le LCP et comportant un plateau tibial plat.

La protection de la flexion osseuse n'a pas été confirmée avec les prothèses conservant le LCP, et la constatation d'usures sévères a démontré le faible effet de protection mécanique assuré par le LCP.

Plusieurs arguments ont été avancés pour expliquer la plus grande fréquence de l'usure avec les prothèses conservant isolément le LCP : une tension excessive du LCP et/ou une pente tibiale excessive, qui pourrait expliquer l'usure importante de la partie postérieure du polyéthylène tibial; le déplacement antéropostérieure anormal du fémur (au lieu d'un recul fémoral en flexion harmonieux) susceptible d'entraîner des contraintes excessive sur le polyéthylène; des facteurs corrélés au dessin prothétiques: une faible congruence fémoro-tibial, qui donne un excès de Contraintes sur le polyéthylène, un défaut de structure du polyéthylène, un polyéthylène trop fin (Figure III.7). Ces problèmes sont rarement discutés avec les prothèses PS puisque celle-ci ne donnent pas lieu à des phénomènes d'usure sévère, ni précocement ni même après des reculs de plus de dix ans.



A : après 9 mois

B : après 7 ans

Figure III. 7 : Différents modes de faillite du polyéthylène sur les prothèses de type Hermes-CloutierTM conservant les ligaments croisées exposent le polyéthylène tibial fixe.

Cornwall et al. Ont identifié 7 mécanismes d'endommagement dans des prothèses explantées (Prothèses retirées au patient à cause d'un problème de dysfonctionnement ou d'une usure critique):

Délaminage, le putting, l'abrasion, le raturage, le polissage, les déformations plastiques et la formation de débris.

Landy et Walker, Blunn et al. Identifient le délaminage et le putting comme les processus d'endommagement les plus souvent rencontrés (37 %) et les plus critiques.

L'augmentation de la durée de vie des prothèses requiert principalement la compréhension de ces deux processus. Notons que les autres mécanismes d'endommagement sont également problématiques, mais ils sont moins fréquemment observés sur des prothèses explantées.

Une approche "matériau" comme une approche "mécanique" peut apporter des éléments de réponse à ce problème. Les travaux réalisés sur l'analyse du matériau

constituant l'insert tibial, l'UHMWPE, peuvent être classés dans deux catégories ayant respectivement pour but de comprendre les phénomènes de délaminage et de diminuer ces phénomènes en modifiant la structure

De l'UHMWPE.

Ces approches n'ont apporté de nos jours, que peu d'éléments de réponse dans la compréhension des mécanismes d'endommagement des prothèses de genou. Les causes d'une détérioration rapide en 4 ou 5 ans, ne sont pas expliquées par de telles approches (Figure III .8).

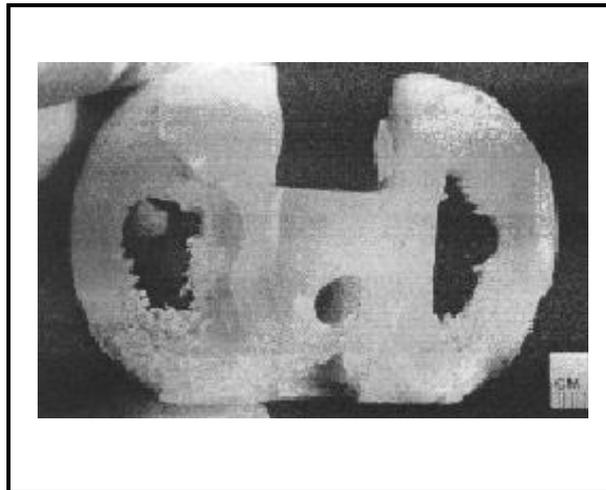


Figure III.8 : Des morceaux entiers de Polyéthylène se sont détachés de l'insert tibial.

Parallèlement des analyses de structure du matériau de prothèses explantées ont montré l'effet néfaste des méthodes de stérilisation. la description des effets de la stérilisation sur le polyéthylène fournit les premiers éléments de réflexion pour comprendre le délaminage.

III.4 : Classifications et choix des implants

Les prothèses se répartissent en trois grandes classes :

1. Unicompartmentale (partielles)
2. biocompartmentale
3. Tricompartimentales (ou prothèses charnières)

A / Non contrainte

B/ Semi contrainte

C/ Contrainte

III.4.1. Les prothèses Unicompartmentale

Les prothèses uni-compartmentales remplacent la surface articulaire d'un seul compartiment interne. Le resurfacing est limité au compartiment lésé sans toucher aux ligaments, ni aux autres compartiments qui doivent donc être sains. On peut également intégrer la prothèse fémoro-patellaire dans cette classification.

Si les lésions du genou sont limitées au côté interne ou au côté externe de l'articulation on peut se contenter de remplacer seulement les surfaces articulaires de la partie atteinte sur un genou ayant conservé ses ligaments intacts.

Les **critères des indications des PUC** sont les suivants:

*Age: pas de restrictions.

* Alignement : La courbure tibiale $< 5^\circ$ au niveau tibial. Sinon, une Ostéotomie tibiale doit être associée ou bien il faudra choisir une prothèse totale.

* Ligaments : ligaments croisés et collatéraux intacts. Mais il est aussi possible de réparer le ligament croisé antérieur lors de la pose de la PUC chez le patient de moins de 45 ans.

- * BMI : < 30
- * Etat du compartiment opposé : Le ménisque doit être intact (la présence de quelques fibrillations est acceptable). Le cartilage Articulaire doit être intact.
- * Raideur : acceptable si < 15° et due à des butoirs osseux.
- * Rotule : une arthrose évoluée peut être une contre-indication.
- * Arthrites inflammatoires, goutte sont des contre-indications.



Figure III. 9 : Arthrose interne, Nécrose interne, Arthrose externe.

III.4.2. Les composants de la puc:

La prothèse comporte :

- **un implant fémoral** qui est encastré et le plus souvent cimenté à la place du cartilage du fémur usé
- **un implant tibial** qui est fixé sur le tibia correspondant. Ce plateau est constitué soit d'une partie métallique fixée dans l'os et d'une partie en polyéthylène sur laquelle frottera le patin fémoral métallique, soit entièrement en polyéthylène fixé au tibia par du ciment.

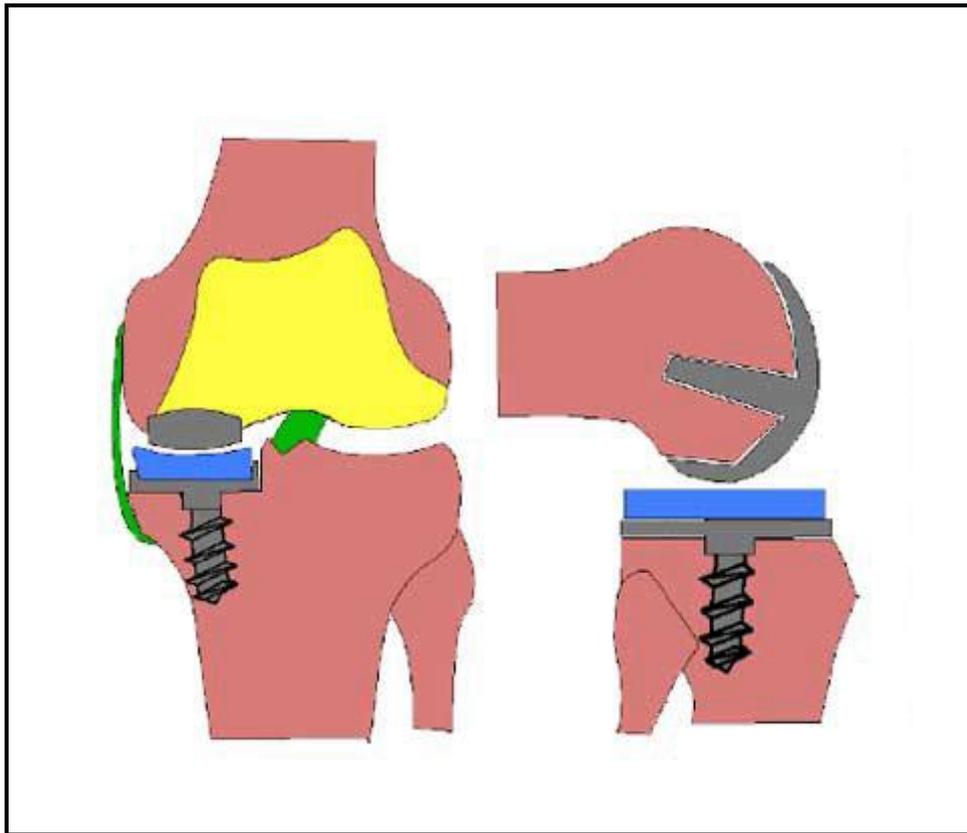


Figure III.10 : Schéma d'une PUC interne sans ciment.

Il existe de nombreuses tailles de patins et de plateaux métalliques pour répondre aux différentes configurations anatomiques. Pour chacun de ceux-ci il existe plusieurs épaisseurs de polyéthylène tibial et d'implant fémoral ce qui permet de régler la hauteur de la surface articulaire.



Figure III. 11 : La fixation de l'implant en Polyéthylène par du ciment : Exemple de 10 ans de recul.



Figure III. 12 : Exemple de PUC interne avec plateau tibial sans ciment après 10 ans de recul.

Actuellement, les plateaux tibiaux métalliques en alliage de titane ou en inox fixés sans ciment sont recouverts d'une couche d'hydrox apatite; il s'agit d'un revêtement de surface qui favorise la repousse osseuse dans la prothèse.

Ces plateaux recouverts d'hydroxyapatite sont fixés dans l'os par une ou plusieurs vis pour assurer une meilleure stabilité initiale.

III.4.3. Résultats et complications :

III.4.3.1. Résultats

Les résultats sont en générale excellents.les douleurs disparaissent, la marche redevient normale. Vous pourrez reprendre des activités normales (marches, vélo, jardinage, etc.) vers le deuxième mois.

Il est cependant déconseillé de faire des activités physiques pouvant entrainer des chocs répétés ou violents risquant de faciliter un descellement ou une usure précoce.

En générale la flexion atteint plus de 120 degrés (souvent une mobilité complète), le genou est stable et la marche indolore.

Les activités de travail peuvent en général être reprises 3 à 4 mois après l'intervention, la conduite automobile vers la fin du deuxième mois.

III.4.3.2. Complications :

Un certain nombre de complications sont cependant possibles comme dans tout acte chirurgical. Cette liste n'est pas exhaustive, mais énuméré les plus fréquentes.

Désunion ou retard de cicatrisation : elles sont dues au fait que la peau en avant du genou est mal vascularisée. Elles sont favorisées par une maladie dermatologique préexistante, un état diabétique, ou un traitement corticoïde au long cours. Ces incidents sont très rares. Ils peuvent néanmoins conduire à une nécrose de la peau et entrainer une exposition à l'air de la prothèse, responsable d'infection. Dans ce cas, il faut envisager un ré intervention pour couvrir la prothèse avec une greffe.

L'infection est une complication redoutable, heureusement rare. Mais sa fréquence reste cependant aux environs de 1%. Ces infections surviennent aussi à distance de l'intervention (plusieurs mois ou années) à la suite d'une infection chronique (dentaire, urinaire etc.). Elles nécessitent une nouvelle opération de nettoyage de la prothèse ou même de changement de celle-ci et une longue antibiothérapie.

La raideur : malgré la kinésithérapie manuelle et les attelles motorisées, des brides peuvent empêcher une récupération satisfaisante de la mobilité (on doit obtenir 90° de flexion à la fin de la première semaine). Dans ce cas le chirurgien vous proposera de mobiliser votre genou sous anesthésie générale sans rouvrir le genou pour rompre les adhérences. Une arthroscopie peut être nécessaire surtout si la raideur est traitée après le troisième mois.

Tendinopathie de la patte d'oie : il s'agit d'une tendinite ou d'une bursite des tendons se manifestant par une douleur exquise près de l'interligne interne. Elle cède avec un traitement anti-inflammatoire et/ou une injection locale de corticoïde.

Usure du compartiment fémoro-tibial opposé : Elle est due à l'évolution naturelle de la maladie arthrosique, et est souvent asymptomatique très longtemps. Elle survient plus rapidement en cas de surcharge mécanique après la mise en place de la prothèse, ou si les ligaments se détériorent ultérieurement.

L'usure du polyéthylène : le polyéthylène peut s'user. Les débris d'usure entraînent une réaction qui va détruire l'os et desceller la prothèse. Des douleurs à la marche font leur apparition, avec un épanchement. Il faut alors soit remplacer le composant en polyéthylène usé par un nouveau composant (ce qui est une opération minime) soit enlever la prothèse descellée, et mettre en place une prothèse totale.

Le descellement : c'est la défaillance de l'ancrage de la prothèse par faillite de sa fixation à l'os.

Les descellements ont diverses origines : ostéoporose, épaisseur de polyéthylène insuffisante, distension ligamentaire, mais aussi excès de poids ou des activités trop dangereuses comme un sport pivot.

Il faut alors soit remplacer la prothèse, soit enlever la prothèse descellée et mettre en place une prothèse totale.

III.5 Les prothèses biocompartimentale

Beaucoup de prothèses totales de genou de première génération étaient dessinées et destinées à remplacer les deux surfaces articulaires du fémur et du tibia sans remplacement de l'articulation fémoro patellaire mais rapidement étant donné les résultats médiocres obtenues avec les biocompartimentale, les prothèses ont été conçues pour être tricompartmentales. [5]

Le plus souvent, les ligaments de l'articulation sont intacts ou peu lésés. Le chirurgien va remplacer la totalité des surfaces articulaires du fémur, du tibia et de la rotule par une prothèse totale qui se compose de trois implants différents :

La **prothèse fémorale** en alliage de chrome-cobalt va glisser et rouler sur le plateau tibial en polyéthylène

La **prothèse tibiale** qui comprend-elle même deux parties :

- un plateau métallique en alliage de chrome-cobalt ancré dans le tibia.
- un plateau en polyéthylène qui repose sur le plateau métallique tibial.

La **prothèse de la rotule** : en polyéthylène, elle n'est pas posée systématiquement si elle n'est pas usée ou si sa forme s'adapte parfaitement à celle de la prothèse fémorale

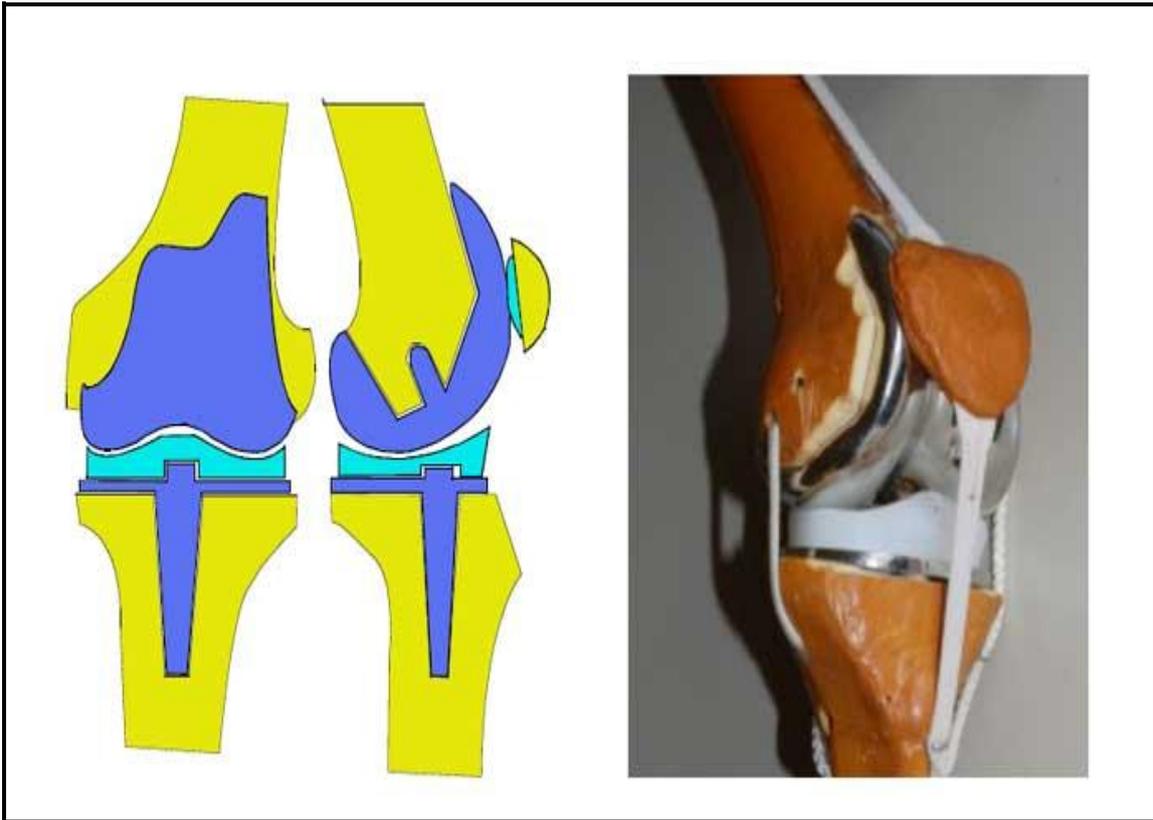


Figure III.13 : Prothèse totale de genou.

III.5.1. Résultats et complications :

III.5.1.1. Résultats

Les résultats sont en générale très bons. Les douleurs disparaissent, la marche redevient normale. Vous pourrez reprendre des activités normales (marches, vélo, jardinage, etc.) ; les cannes sont habituellement abandonnées entre la fin du deuxième et et du troisième mois après l'opération. Certains patients conservent une canne quelques semaine de plus lorsqu'ils sortent de leur domicile.les résultats d'une prothèse du genou, en particulier la flexion s'améliorent pendant environ un an.

Il est déconseillé de faire des activités physiques pouvant entrainer des chocs répétés ou violents risquant de faciliter un descellement ou une usure précoce.

Les activités de travail peuvent en général être reprises 3 à 4 mois après l'intervention, et la conduite automobile a la fin du premier mois.

Dans environ 90% des cas les patients n'ont plus de douleurs ou une douleur très modérée. La mobilité s'améliore pendant un an après l'intervention. Dans la majorité des cas la flexion atteint 90° à 120°, ce qui est indispensable pour monter et descendre normalement les escaliers. La récupération de la mobilité du genou opéré dépend également de la mobilité préopératoire et de la morphologie (obésité). Un genou raide avant l'intervention risque de conserver une limitation de sa mobilité. La longueur de la récupération est aussi conditionnée par le déficit musculaire préopératoire : il est donc conseillé d'effectuer des exercices de rééducation personnels ou chez le kinésithérapeute avant la chirurgie pour récupérer un bon tonus musculaire et une amélioration de la mobilité. Cela facilitera la récupération.

La durée de vie moyenne d'une prothèse totale de genou varie de 15 à 20 ans. Nous ignorons ce que sera la survie moyenne des prothèses de la nouvelle génération avec plateau tibial mobile puisqu'elles n'ont que 20 à 30 ans de recul pour les plus anciennes. Mais le suivi clinique et des radiographies de ces prothèses fait penser qu'elles dureront probablement plus longtemps.

III.5.1.2. Complications :

Un certain nombre de complications sont cependant possibles comme dans tout acte chirurgical. Cette liste n'est pas exhaustive, mais énumère les plus fréquentes **Désunion ou retard de cicatrisation** : elles sont dues au fait que la peau en avant du genou est mal vascularisée. Elles sont favorisées par une maladie dermatologique préexistante, un état diabétique, ou un traitement corticoïde au long cours, et des interventions chirurgicales antérieures sur le genou prothèse.

En générale ces incidents sont sans conséquences. Dans quelques cas, ils peuvent néanmoins conduire à une nécrose de la peau et entraîner une exposition à l'air de la prothèse responsable d'infection.

Dans ce cas, il faut envisager une ré intervention pour couvrir la prothèse avec des tissus sains.

L'infection est une complication redoutable, heureusement rare dans notre établissement. Mais sa fréquence reste cependant globalement aux environs de

0,2%. Elle peut survenir dans les deux mois post-opératoires, mais aussi secondairement à distance à la suite d'une infection chronique (dentaire, urinaire, dermatologiques etc.). Elle nécessite une nouvelle opération : soit un nettoyage de la prothèse en cas de dépistage rapide, soit un changement de prothèses avec une langue antibiotérapie en cas d'évolution est l'arthrodèse, c'est-à-dire le blocage du genou après avoir enlevé la prothèse.

La raideur : malgré la kinésithérapie manuelle et les attelle motorisées, des brides peuvent empêcher une récupération satisfaisante de la mobilité (on doit obtenir 90° de flexion à la fin de la troisième semaine).

Dans ce cas le chirurgien vous proposera de mobiliser votre genou sous anesthésie générale sans rouvrir le genou pour rompre les adhérences. Une arthroscopie peut être nécessaire surtout si la raideur est traitée après le deuxième mois.

L'usure du polyéthylène : le polyéthylène peut s'user. Les débris d'usure entraînent une réaction qui va détruire l'os et desceller la prothèse. Des douleurs à la marche, un épanchement, une inflammation fait leur apparition. Il faut réopérer pour changer le polyéthylène, ou la prothèse.

Le descellement : c'est la mobilisation progressive de la prothèse par faillite de sa fixation qui menace l'évolution à long terme des prothèses.

Les descellements ont diverses origines : ostéoporose, usure du polyéthylène, mais sont aussi dues à un excès de poids ou des activités trop dangereuses comme un sport pivot. Les statistiques de descellement varient avec le type de prothèse, et les équipés chirurgicales. Il faut alors enlever la prothèse.

C'est dire l'importance de ne pas grossir, et même de maigrir pour ménager la validente, à la subluxation permanente longévité de la prothèse

Les complications rotuliennes constituent la complication la plus fréquent. Ces complication vont de la douleur plus ou moins in valident, à la subluxation permanente longévité de la rotule et le descellement surtout chez les obèses (indice de

masse corporelles > 40).Elles peuvent nécessiter une nouvelle intervention pour relaxer la rotule (il n'est pas obligatoire de resurfer la rotule lorsqu'elle n'est pas arthrosique et usée), le cartilage peut néanmoins s'user et il faudra dans ce cas réopérer secondairement pour mettre un bouton rotulien en polyéthylène (2a 3% des rotules non prothèses).

Les complications générales :

Les complications générales sont susceptibles de survenir dans les suites opératoires en particulier - phlébites, embolie pulmonaire en cas de migration d'un caillot sanguin vers les poumons pouvant être fatale

Leur prévention est systématiquement assurée par le port de bas de contention, la prescription d'anticoagulants, et surtout la mobilisation précoce de votre membre, vous serez levé dès le lendemain de l'opération (mise au fauteuil, puis marche le surlendemain si votre état général ne le contre-indique pas).

La fréquence de ces complications a beaucoup diminué mais il faut se souvenir qu'il n'ya pas de chirurgie et en particulier de chirurgie importante sans risques.

La description de ces complications ne doit cependant pas faire oublier qu'à 15 ans de recul, 90% des prothèses tricompartimentales du genou n'ont pas nécessité de nouvelle intervention.

Une prothèse du genou doit être contrôlée régulièrement par le chirurgien qui l'a mise en place ou par un autre chirurgien orthopédiste. L'apparition par le chirurgien progressive d'un descellement ou une usure ne sont visibles qu'à la radio au début, il ne faut pas attendre que de gros dégâts.

Osseux apparaissent et vous faire réopérer plus tard dans des conditions difficiles. Un contrôle radiologique à 1 an, 3 ans, 5 ans, 7 ans et 10 ans parait une sage précaution.

Le bilan radiographique comprendra les radios suivantes.

Remarque :

Un certain nombre de précautions sont conseillées

- surveillez votre poids pour protéger votre prothèse.
- Installez des barres d'appui dans vos toilettes, votre douche et au –dessus de votre baignoire pour vous aider des bras pour vous lever, et ainsi diminuer les contraintes sur la prothèse.
- prévenez votre dentiste et les médecins que vous consulter de la présence de votre prothèse car une antibiothérapie sera souhaitable lors de toute infection, afin d'éviter sa propagation a l'articulation prothèses.
- pas d'ultrasons sur la région de la prothèse surtout si elle est cimentée. Celle-ci ne vibre pas à la même fréquence que les tissus qui l'entourent. Prévenez le kinésithérapeute et le radiologue.



Figure III .14 : Radiologie de prothèse de genou.

III.6. Prothèse de genou rotatoire

Les résultats espérés par le chirurgien et son opéré ont augmenté en exigence en ce qui concerne la longévité et la fonction d'une prothèse totale de genou (PTG), surtout chez les plus jeunes.

La longévité est essentiellement liée à l'usure du Polyéthylène (PE), et aux contraintes mécaniques subies. Il faut garder à l'esprit que le genou peut tolérer une cinématique imparfaite, mais n'a aucune tolérance à l'usure du PE. Cette usure entraîne des réactions synoviales, des ostéolyses, des descellements, et un mauvais fonctionnement qui conduisent au ré intervention chirurgicale. L'utilisation de prothèse totale de genou à plateau PE mobile rotatoire apporte un certain nombre de solutions aux problèmes d'usure et de descellement des PTG à plateau PE fixe.

III.6.1. Usure du polyéthylène

L'usure du polyéthylène dépend du niveau des contraintes, du type de frottement / glissement, de l'état de surface et de la nature des composants, des propriétés du polyéthylène, des facteurs environnants tels que lubrification, température et mode de stérilisation. Nous n'aborderons ici que les aspects mécaniques.

-conflits mécaniques dus à la conception de la PTG



Figure III.15 : butée contre la came postérieure.

Tous les types de PTG sont concernés par une défaillance mécanique des Pièces métallurgiques qui peut non seulement user le PE mais libérer des Particules métalliques.



Figure III. 16 : Dévissage de la fixation du PE- usure du métal et débris métalliques.

III.6.2. Usure de la surface inférieure

Dans les PTG à plateau fixe, il existe des micromouvements entre le PE et Le plateau tibial métallique. En pression axiale la mobilité est de 2μ à 25μ , de 500μ à 400μ en cisaillement [6,7], et 300μ à 1000μ N Chaque mouvement entraîne la formation de débris de PE entre le plateau tibial et le PE.

Il serait donc souhaitable de diminuer les contraintes pour réduire la mobilité et donc la libération de particules.

Ces débris sont responsables d'une ostéolyse (destruction osseuse) et de descellement tibial [8,9,10,11,12,13,14,15,16]. Ces débris sont 2 à 100 fois plus importants au niveau tibia / PE qu'à la surface de frottement fémoro-tibiale [17]



Figure III.17 : mobilité du PE ostéolyse autour des vis.

III.6.3. Contraintes mécaniques du PE

Les PTG classiques ont une surface de PE plane ou légèrement courbe. Le contact avec le condyle fémoral se fait donc soit de manière punctiforme, soit linéaire;

dans ces conditions la pression sur le PE peut atteindre 50 MPa dépassant la limite de tolérance en compression du PE de 12 MPa. [18]



Figure III.18 : Contact linéaire.

Contact grande surface.

Pour diminuer la valeur de la contrainte par unité de surface, on peut augmenter la surface de contact (congruence) en faisant correspondre les courbures. On diminue ainsi le risque d'usure à la jonction fémoro-tibiale du PE. [18]

Les prothèses congruentes ont une pression de contact inférieure à 4 MPa, alors que les prothèses à contact linéaire ou ponctuel peuvent atteindre des pressions de l'ordre de 20 à 40 MPa., dépassant les limites de résistance du polyéthylène (12 MPa). [19,20,21,22]

III.6.4. Le mécanisme de la rotation du PE :

La diminution de l'usure du PE rotatoire s'explique par la différenciation des Contraintes aux deux niveaux de mobilité.

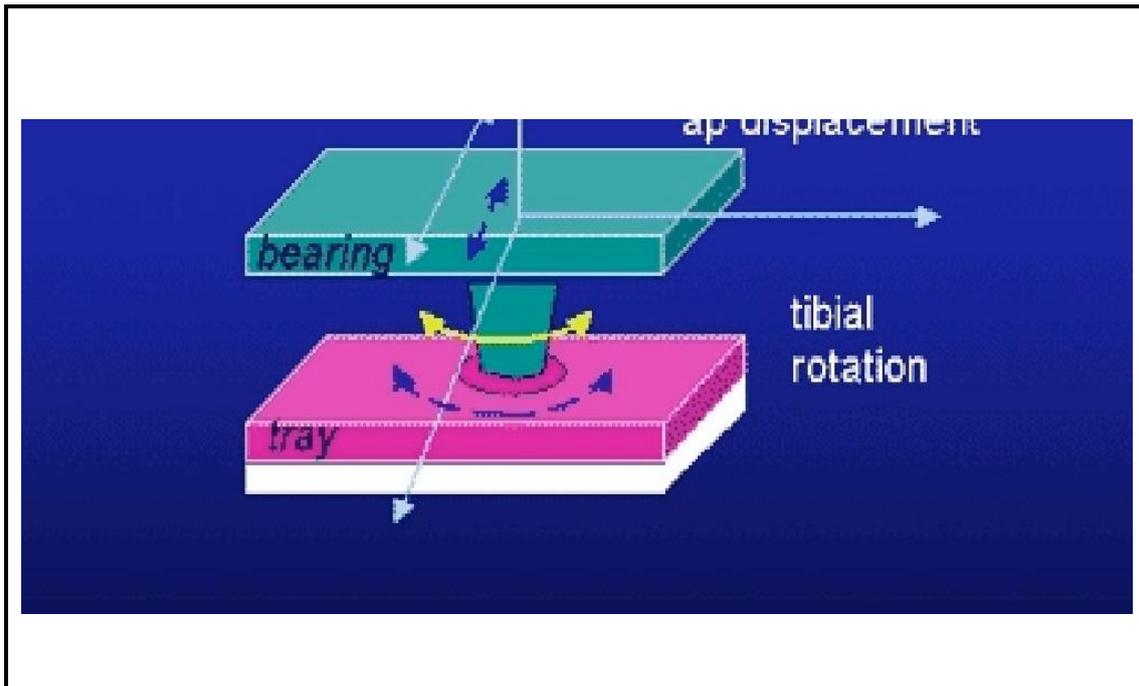


Figure III. 19 : Contraintes dans une PTG rotatoires (d'après DENNIS).

Les contraintes de cisaillement et de frottement antéro-postérieur se localisent au niveau de l'interface fémur / PE alors que les contraintes de rotation horizontale sont localisées au niveau tibia / PE.

Le découplage des mouvements aux deux interfaces est à l'origine de la diminution d'usure du PE. [23,24]

Les forces dans le PE deviennent Unidirectionnelles: les molécules vont s'aligner dans selon la direction univoque des contraintes ce qui diminue le coefficient de friction et d'usure. [25]

III.6.5. Avantages du polyéthylène rotatoire :

1)- diminution de l'usure du PE:

Elle est confirmée par toute une série d'études

- in vitro :

De nombreux travaux scientifiques in vitro ont montré la très importante réduction de l'usure des composants rotatoires comparativement aux plateaux fixes. Elles montrent une réduction de l'usure de 4 à 10fois par rapport aux PE fixes. [26]

- in vivo :

Les mesures cliniques [27]

Montrent une usure quasi nulle ; Pour Mayor [28]

Qui a étudié des PE explantés pour diverses raisons, l'usure existe mais est très diminuée ; le taux d'usure mesuré sur ces PE retirés est de 54 mm³/an au-delà de 2 ans d'utilisation et diminue à plus long terme (versus 120 mm³/an d'usure inférieure pour les PE fixes. L'usure est uniforme sur toute la surface, ce qui n'est pas le cas avec les PTG fixes qui ont une surface d'usure préférentielle postérieure et médiale. [29]

Buechel [30,31] n'observe pas d'usure ni d'ostéolyse.

La longévité comparée des PTG fixes et mobiles utilisées depuis plus de 20 ans confirme le moins grand nombre de reprise chirurgicale des PTG mobiles.

Dans la mesure où le PE congruent est associé à un plateau tibial dont la surface est parfaitement bien polie (rugosité de surface < 20 inches), l'émission de débris peut être minimisée. [32]

2)- répartition et transmission des contraintes :

- congruence sagittale + Mobilité permettent un meilleur contrôle de la Translation sagittale (ANT / POST) surtout lors de la marche

- congruence frontale + Mobilité permettent une augmentation de la Surface de contact et diminution de l'intensité des contraintes mieux Réparties spécialement lors du phénomène de lift-off.

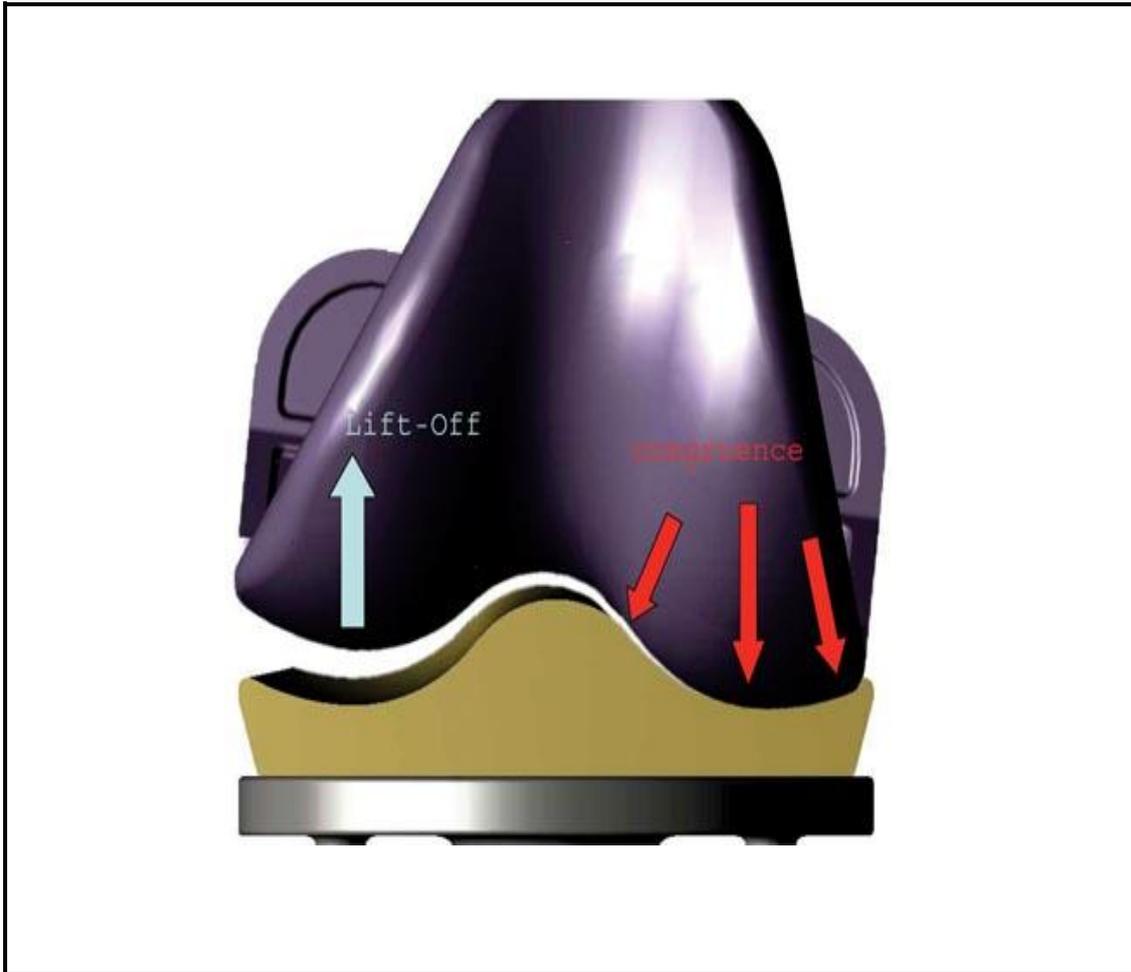


Figure III. 20 : Phénomène de lift-off.

- Une grande surface de contact ($> 700\text{mm}^2$) à l'interface inférieure induit des pics de contrainte faibles ($< 9\text{ Mpa}$) pour des charges de 5 fois le poids du corps expliquant le faible degré d'usure.

- Le plateau rotatoire réduit le transfert des contraintes de cisaillement à l'interface os-implant. Le couple de torsion est réduit d'environ 70% dans le cortex tibial en rotation. [33]

Les avantages de la mobilité du PE sont donc multiples:

a) réduction de l'usure du PE

L'association mobilité + bonne congruence avec l'implant fémoral donne les meilleures garanties de réduction de l'usure du PE.

b) réduction des contraintes transmises au tibia

L'association mobilité + bonne congruence avec l'implant fémoral permet de Réduire considérablement la valeur des contraintes et de diminuer les risques de descellement tibial.

c) auto-alignement fémoro tibial

Congruence et rotation permettent un auto-centrage maintenant une large surface d'appui centrée pendant la flexion-extension et la rotation du genou ce qui est impossible à obtenir avec un plateau fixe. [34]

d) meilleure cinématique de la rotule

Le plateau rotatoire permettrait également une meilleure cinématique de L'articulation patello-fémorale. [39,40]

e) cinématique fémoro-tibiale

L'association d'un implant fémoral avec un seul rayon de courbure et d'un plateau PE tibial mobile congruent permet de limiter le glissement antéro-postérieur et d'améliorer la cinématique de la PTG. .

Caractéristique de polyéthylène dans le PTG :

Les PE retirés après utilisation n'ont pas montré d'usure inférieure du PE mobile. [39]

L'analyse des PE explantés montre une usure uniforme sur toute la surface, ce qui n'est pas le cas avec les PTG fixe

Une autre explication au faible degré d'usure des PE mobiles est le fait que la grande surface de contact ($>700\text{mm}^2$) à l'interface inférieure induit des pics de contrainte faibles ($< 8 \text{ Mpa}$) pour des charges de 5 fois le poids du corps.

Les débris micro particulaires de PE émis à la jonction PE plateau tibial sont en effet plus petits et plus ostéolytiques que les grosses particules.

Suite à plusieurs travaux histologiques, la création d'une nouvelle surface de frottement ne semble pas créer de débris micro particulaires plus petits que ceux produits dans les PTG fixes.

Par contre, des mouvements multidirectionnels (rotation + translation AP) au Niveau de frottement PE / plateau tibial génèrent des débris 4 à 10 fois supérieurs à ceux des PTG à mouvement unidirectionnel (rotation pure.). [29]

La mobilité du plateau tibial dans le temps, et que la rotation se faisait entre le PE et l'embase tibiale. En pratique le PE mobile tourne simultanément avec le fémur maintenant une grande surface de contact.

Sous une charge de 4 fois le poids du corps, le pic de résistance à la torsion est de 9.47 ± 0.61 N-m, pour une charge statique, et 5.51 ± 0.38 N-m pour une charge dynamique. La résistance à la torsion est un peu plus faible si la répartition des contraintes INT/EXT se fait à 60 / 40% au lieu de 50 / 50%. . [25]

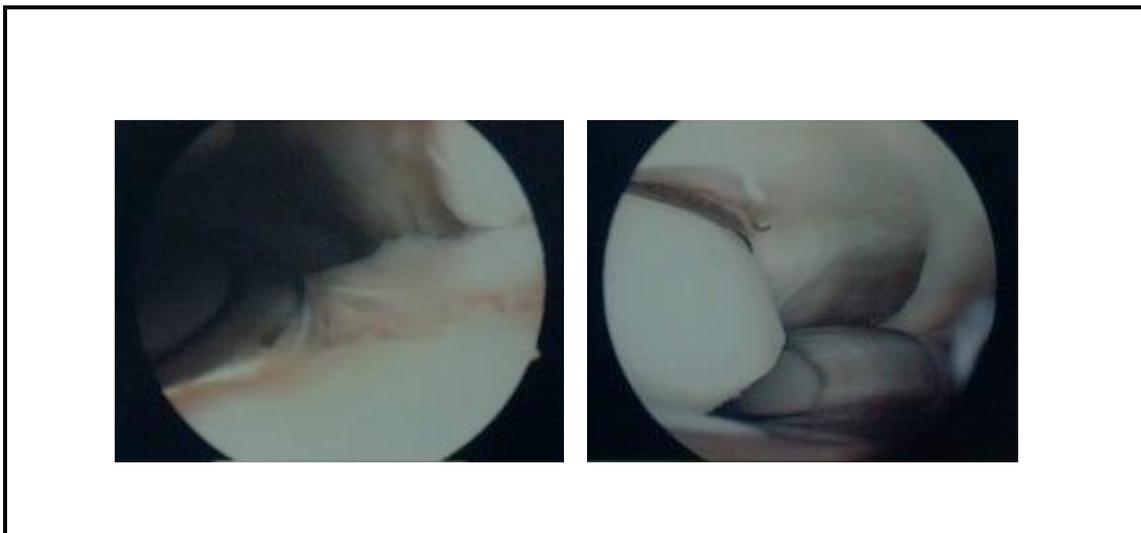


Figure III. 21 : Mobilité du PE en extension / flexion du genou.

In vivo, la mobilité maximale est de $8,4^{\circ}$ à $10,3^{\circ}$ et se maintient dans le temps .Des contrôles orthoscopiques confirment la mobilité du PE.

La luxation du PE (spin-out) ne peut se voir qu'en cas de laxité ligamentaire due à un mauvais équilibre ligamentaire : La technique chirurgicale doit être précise et préserver au maximum les formations ligamentaires.

Des taux de 0% à 2,2% ont été rapportés sur 20 ans de pose, essentiellement en début d'expérience clinique. [31]



Figure III. 22 : luxation d'une PTG rotatoire.

L'utilisation d'un plateau en polyéthylène mobile uniquement en rotation présente de nombreux avantages permettant de palier aux inconvénients des PTG à plateau PE fixe.

Les risques d'usure sont moins importants et la cinématique est au moins aussi bonne.

Ce type de PTG devrait permettre une utilisation plus large des PTG chez les Patients jeunes susceptibles d'user leur prothèse plus rapidement que les opérés de plus de 60 ans. Alliées au dessin de la prothèse, la congruence et la mobilité du PE permettent d'obtenir une cinétique de la PTG autorisant une meilleure utilisation du genou prothèse.

III.7. Les prothèses tricompartmentales :

Il faut séparer les prothèses à glissement plus ou moins contraintes selon que l'on respecte un ou les deux ligaments croisés aux prothèses charnières (contraintes)

Le principe est un remplacement des trois surfaces articulaires par une prothèse condylienne fémorale métallique qui s'articule sur un plateau tibial en polyéthylène et un médaillon rotulien également en polyéthylène

Il existe trois types de prothèse à glissement (avec plateau fixe ou mobile).

7.1. Les prothèses non contraintes :

C'est un «surfaçage » des trois surfaces articulaires avec conservation de tous les ligaments du genou et notamment des ligaments croisés. C'est la seule prothèse qui permet de redonner une cinématique normale du genou mais elle est rarement utilisée car techniquement difficile et que dans 40% des cas, le ligament croisé antérieur a disparu. Les prothèses à conservation du ligament croisé postérieur : la contrainte des deux éléments prothétiques est minime, le respect du LCP permet le mouvement de roulement glissement rotation en s'opposant à la translation postérieure du tibia en flexion. Les plateaux sont moins congruents sans came centrale.

7.2 .Les prothèses semi-contraintes :

Le dessin des implants (plateau concave) assure une certaine stabilité au genou. La résection du ligament croisé postérieur nécessite une came inter condylienne ayant un effet de butée postérieur en flexion 31 Actuellement de plus en plus de ces prothèses sont dessinées sans came mais avec un plateau très concave avec rayon sagittal polycentrique (prothèses ultra congruentes).

7.3. Les prothèses contraintes : prothèses charnières

Véritables charnières, elles sont constituées de deux éléments tibial et fémoral comportant une longue tige centromédullaire, et un système d'axe (palier) autorisant les mouvements de flexion-extension. (Groupe Guépard 1970).

Les plus récentes ont évolué en permettant grâce à un double système d'axe d'avoir des mouvements de flexion-extension et de rotation (prothèse semi-charnière et à pivot).

Elles ont un certain nombre d'inconvénients : Un sacrifice osseux important

- Risque d'embolie graisseuse au moment du scellement (choc peropératoire)
- Risque de sepsis post opératoire plus important.
- Mais surtout un taux élevé de descellement et de fracture lié à l'importance des contraintes reportées au niveau des tiges.
- Des problèmes de corrosion (paliers métalliques) et d'usure (paliers en polyéthylène) au niveau de l'axe .Ces prothèses restent cependant indiqués pour le traitement des tumeurs osseuses ou dans les destructions osseuses ou ligamentaires majeures (reprise de prothèse)

Les plateaux mobiles : depuis plus de 20 ans maintenant sont apparues les prothèses à plateau mobile avec ou sans conservation des croisés. Elles ont un mouvement de translation antéro-postérieure, de rotation ou mixte. Actuellement les prothèses mobiles les plus utilisées sont ultra congruentes à rotation axiale pure. Il semble que la mobilité de l'insert diminue les contraintes aux interfaces et donc l'usure du polyéthylène.

Les prothèses de reprise :

Ce sont le plus souvent des prothèses à glissement postéro-stabilisées avec adjonction de tiges centromédullaires plus ou moins longues pour assurer la stabilité osseuse. On utilise des cales métalliques adaptées aux systèmes prothétiques pour combler des pertes osseuses et parfois des greffes osseuses.

III.8. La fixation des implants

Deux techniques : les prothèses cimentées et non cimentées

Prothèses cimentées :

Le ciment est une résine acrylique de polyméthylmétacrylate. Sa polymérisation en quelques minutes, réalise une tenue quasi immédiate de la prothèse.

Prothèses sans ciments :

L'accrochage primaire entre la prothèse et l'os se fait par impaction, l'accrochage secondaire se fait par une repousse osseuse au contact de l'implant par l'intermédiaire d'irrégularité de surface ou d'un revêtement ostéoconducteur favorisant la repousse osseuse (hydroxyapatite). Cela nécessite un os de bonne qualité avec un ajustage parfait. Actuellement la tendance serait d'associer une pièce fémorale non cimentée avec les pièces tibiale et patellaire cimentées (prothèse hybride).

III.9. Le choix de prothèse :

III.9.1. La Gonarthrose : Primitive ou secondaire, la gonarthrose est l'indication la plus fréquente d'arthroplastie totale du genou.

Lorsque l'arthrose ne concerne qu'un seul compartiment, la prothèse totale n'est pas toujours indiquée.

En effet, une gonarthrose fémoro-tibiale interne chez un patient jeune avec un genu varum doit faire discuter une ostéotomie tibiale de valgisation.

Lorsque l'indication est bien posée, elle permet d'obtenir plus de 80% de bon résultat à 10 ans. On peut également proposer une prothèse unicompartmentale (PUC) chez des sujets plus âgés et sédentaires car les suites sont en général plus simples, avec une reprise précoce de l'appui.

L'**arthrose fémoro-patellaire isolée** est difficile à traiter, car les résultats des prothèses fémoro- patellaires bien qu'encourageant ne sont pas excellents, actuellement plusieurs équipes proposent de faire d'emblée une prothèse totale de genou avec un meilleur résultat.

Dans tous les cas l'indication de PTG n'est posée qu'après un traitement médical bien conduit (antalgiques, anti-inflammatoires, infiltrations, visco-supplémentations, lavages articulaires) ou traitement chirurgical conservateur (ostéotomie).

III.9.2. La Polyarthrite Rhumatoïde :

L'atteinte du genou est rarement isolée et rentre dans le cadre d'une atteinte poly articulaire chez des patients fragiles. L'indication peut être posée au stade inflammatoire ou au stade de séquelles.

Il faut opérer rapidement ces patients avant d'avoir des destructions osseuses majeures car la chirurgie devient plus difficile avec utilisation d'implants massifs, de greffe osseuse parfois même de prothèses à charnière.

L'objectif est de restituer au patient une indolence et une autonomie précoce chez ces patients souvent multi opérés.

Les **Autres Rhumatismes Inflammatoires** : Plus rare, ils ont les mêmes indications.

III.9.3. La Nécrose : Elle touche le plus souvent le condyle interne, c'est une bonne indication d'une PUC, mais uniquement si la nécrose n'est pas étendue. Dans le cas contraire, il est préférable de réaliser une PTG d'emblée car le risque de descellement de l'implant fémoral est important, en effet l'os sous la nécrose étant de mauvaise qualité. Il faut discuter une ostéotomie chez les sujets jeunes.

III.9.4. Les Tumeurs : La prise en charge doit toujours se faire dans un centre spécialisé par une équipe multidisciplinaire. Elle comprend en général l'utilisation

d'une prothèse charnière permettant des résections tumorales larges avec parfois l'utilisation de d'allogreffe massive pour la reconstruction osseuse.

III.10. Bilan préopératoire

Il doit être local complet et général :

Un examen clinique est nécessaire afin d'évaluer la mobilité du genou, l'état ligamentaire du genou, l'état trophique des membres inférieurs (états cutané et veineux).

L'imagerie comportera une radiographie du genou de face en charge et incidence de Schuss, une radiographie de profil à 30° de flexion, une vue axiale des rotules à 30° de flexion, une goniométrie de face de l'ensemble des deux membres inférieurs afin d'évaluer l'axe mécanique du membre.

Parfois une radiographie de face en position de correction de la déviation (stress en valgus ou en varus) est utile.

En revanche une IRM n'est pas indiquée.

Dans le bilan général, l'évaluation de l'état **cardiovasculaire** est indispensable, ainsi que la recherche et l'éradication de tous les **foyers infectieux** notamment urinaire.

Suite au bilan général, la **consultation d'anesthésie** décidera du type d'anesthésie (ARL ou AG) et de l'intérêt ou non de l'autotransfusion.

III.11. Intervention

Elle est réalisée dans un **bloc opératoire de chirurgie orthopédique prothétique avec un flux laminaire ou système de ventilation** « système classe 100 », (nombre de particules dans un mètre cube d'air) alors qu'un « système classe 1000 » est suffisant pour les arthroscopies.

Le membre est lavé, rasé, désinfecté à la Bétadine et entouré de champs stériles.

L'intervention se fait le plus souvent sous garrot.

Les différentes coupes osseuses sont réalisées à l'aide d'une instrumentation adaptée à la prothèse choisie (matériel ancillaire), il faut bien veiller à l'équilibre ligamentaire et si nécessaire faire des libérations (release) plus rarement des retentions ligamentaires.

Actuellement de plus en plus de prothèses sont proposées avec un matériel ancillaire assisté par ordinateur. Le chirurgien reste l'opérateur mais l'ordinateur le guide pas à pas dans ces coupes osseuses.

Le principe consiste à reconstruire une image en trois dimensions du genou opéré puis grâce à un système de capteur fixé provisoirement sur le genou, l'ordinateur guide dans l'espace la réalisation du geste opératoire. Ce système est peu répandu et en cours d'évaluation.

III.11.1. Complications

- La **raideur** est une limitation de flexion inférieure à 90°, Elle est souvent due à une rééducation post opératoire insuffisante ou arrêtée. Une *mobilisation précoce* sous anesthésie générale avec poursuite de la rééducation permet dans la majorité des cas de récupérer la mobilité.

- Le **syndrome neuro-algo-dystrophique** est rare, il nécessite un traitement médical prolongé

- Les **fractures** sont rares et le plus souvent traumatiques.

Les fractures peropératoires sont exceptionnelles et sont favorisées par un os ostéoporotique.

- Les **instabilités et luxations du genou** sont la conséquence d'un mauvais équilibre ligamentaire ou d'une malposition des implants. Elles peuvent nécessiter une reprise chirurgicale.

- L'**usure de la prothèse** est la complication majeure à long terme Elle est inéluctable. Elle est longtemps asymptomatique. Elle est, par la libération des particules d'usure, à l'origine d'une réaction inflammatoire péri prothétique avec ostéolyse responsable d'un descellement.

Le descellement peut être secondaire à l'ostéolyse péri-prothétique ou à des contraintes excessives (prothèse charnière ou malposition de l'implant) se traduisant par l'apparition de douleur et d'un liseré clair radiologique à l'interface os-implants. Un descellement précoce doit toujours faire rechercher une infection. La migration des implants impose une reprise chirurgicale (RPTG).

III.11.2. Résultats Cliniques

Les résultats des différentes séries sont difficiles à analyser. Les critères d'évaluation ne sont pas les mêmes. Les courbes de survie prennent le plus souvent comme critère d'échec, le remplacement prothétique et non le descellement ou l'usure.

Néanmoins, l'analyse des résultats publiés montre des courbes de survies comprises entre 93,5% et 96,8 % à 15 ans et des études récentes montrent un taux de survie compris entre 90,77% et 93,6% à 20 ans. (9 10). Dans l'étude de Insall, à 21 ans il a un taux de survie de la prothèse de 90,77 % et le taux d'échec est indépendant de l'âge, de la pathologie ayant nécessité la prothèse et enfin du poids. (10) Plus de 90 % des patients ayant une prothèse totale de genou ont un résultat fonctionnel satisfaisant à 15 ans, c'est à dire un genou indolore et une flexion supérieure à 90°.

La **douleur** est le critère principal dans le résultat d'une prothèse, dans 90 % des cas le genou est indolore (parfois présence de quelques douleurs climatiques (30%) ne nécessitant pas la prise d'antalgique), dans 10% des cas les douleurs sont plus importantes et justifie un traitement médical simple.

La **mobilité** est le deuxième critère, la récupération de la mobilité est bonne et les différentes publications montrent une récupération d'une flexion moyenne de l'ordre de 120°.

Le patient porteur d'une prothèse totale de genou peut avoir une vie quotidienne normale avec une marche sans canne sans limitation de la distance parcourue, et parfois reprendre une activité physique sportive raisonnable (randonnée, natation, vélo, golf...)

L'usure du polyéthylène :

L'usure de la prothèse est la complication majeure à long terme. L'utilisation du polyéthylène comme interface de glissement dans les prothèses est universelle, contrairement à la hanche où l'on utilise d'autre couple de friction (métal-métal, alumine-alumine).

L'amélioration de la qualité du polyéthylène (pureté, haute densité) et une épaisseur suffisante > 8 mm limite l'usure.

Les liserés

Le problème du liseré radio-transparent dans les arthroplasties scellées du genou est probablement surestimé ; beaucoup d'auteurs ont échoué à mettre en évidence toute corrélation entre l'existence d'un liseré, sa progression, et le résultat clinique. Habituellement ces liserés apparaissent rapidement et progressent rarement.

Reprises

En cas d'usure du plateau sans descellement une reprise avec changement de l'insert en polyéthylène est une intervention simple dont les suites donnent d'excellent résultat. En revanche en cas de descellement avec migration des implants, la ré intervention est souvent difficile en raison des dégâts osseux et de la déformation. On utilise des implants modulables avec tige centromédullaire et cales métalliques pour combler les pertes osseuses. Parfois l'utilisation de greffes osseuses est nécessaire ou même de prothèses charnières.

III.12. Comparaison entre plateau mobile et fixe :

Les prothèses totales de genou à plateau mobile ont une durée de vie équivalente à celle des PTG à plateau fixe. Il semble que la mobilité de l'insert diminue les contraintes aux interfaces et donc l'usure du polyéthylène. [40]

Les seules complications que l'on puisse attribuer de façon spécifique à la mobilité du plateau sont les luxations de l'insert ou les luxations fémoro-tibiales.

Les progrès dans la conception, les matériaux utilisés et la technique de pose des prothèses du genou ont permis de rendre cette **intervention sûr et fiable à long terme** (20 ans).

Avec les modèles récents on obtient d'excellents résultats, le **genou étant stable, mobile et indolore**.

Néanmoins, elle reste une **chirurgie délicate**, et impose une grande rigueur dans l'indication, le choix des implants et la technique chirurgicale.

On générale

Malgré toutes les précautions préopératoires, il existe des risques à ce type d'intervention. Ces complications chirurgicales potentielles sont variées mais rares. Certaines sont communes à toutes les interventions portant sur le membre inférieur, d'autres sont plus spécifiques :

III.13. les résultats cliniques des prothèses et leur risque

- Hématome (pouvant justifier un drainage, voire une transfusion)
- Troubles de cicatrisation (pouvant justifier des soins locaux ou une reprise chirurgicale de la cicatrice)
 - Troubles de la sensibilité par atteinte des petits nerfs sensitifs sous-cutanés
 - Blessure d'une veine, d'une artère
 - Elongation ou paralysie transitoire d'un nerf (exceptionnel)
 - Infection superficielle ou profonde (toujours redoutée et nécessitant le plus souvent une seconde intervention et un traitement antibiotique, elle justifie la préparation cutanée préopératoire et les mesures d'asepsie propres à toute intervention chirurgicale)

- Complication thromboemboliques (phlébite et/ou embolie pulmonaire). Elle peut survenir chez n'importe quelle personne opéré du membre inférieur et ce malgré la prévention par héparine en injection sous-cutané instituée de manière systématique, le port de bas de contention, la mobilisation du membre opéré de manière douce précocement débutée. Au moindre doute, un doppler de contrôle sera réalisé

Si vous devez prendre l'avion après l'intervention, il est indispensable d'en parler à l'avance à l'anesthésiste ou à moi-même car l'avion augmente le risque de phlébite

Les Risques spécifiques à la mise en place d'une prothèse du genou :

- **Des complications au cours de l'intervention** : modification et/ou adaptation des gestes prévus en fonction des découvertes per-opératoires, fracture autour de la prothèse (qui peut nécessiter une ostéosynthèse complémentaire), etc.

- **Défaut de cicatrisation** avec à la pire apparition d'une nécrose cutanée. Cela peut conduire à une reprise chirurgicale pour fermer et dans les cas les plus graves (infection de la prothèse) nécessiter l'ablation de celle-ci.

- **Infection** qui peut survenir dans les suites opératoires immédiates au niveau de la plaie comme plus tard plusieurs mois après l'intervention (on parlera d'infection hématogène c'est à dire véhiculée par le sang à partir d'un autre foyer infectieux). Elle nécessite un traitement antibiotique adapté au résultat des prélèvements. Elle peut conduire à des gestes chirurgicaux variés : nettoyage de la prothèse ou ablation temporaire ou définitive de celle-ci. Ce risque justifie le traitement de tout foyer infectieux potentiel : pulmonaire, dentaire, urinaire ou cutané (furoncle, ongle incarné, petit ulcère, plaie chronique)

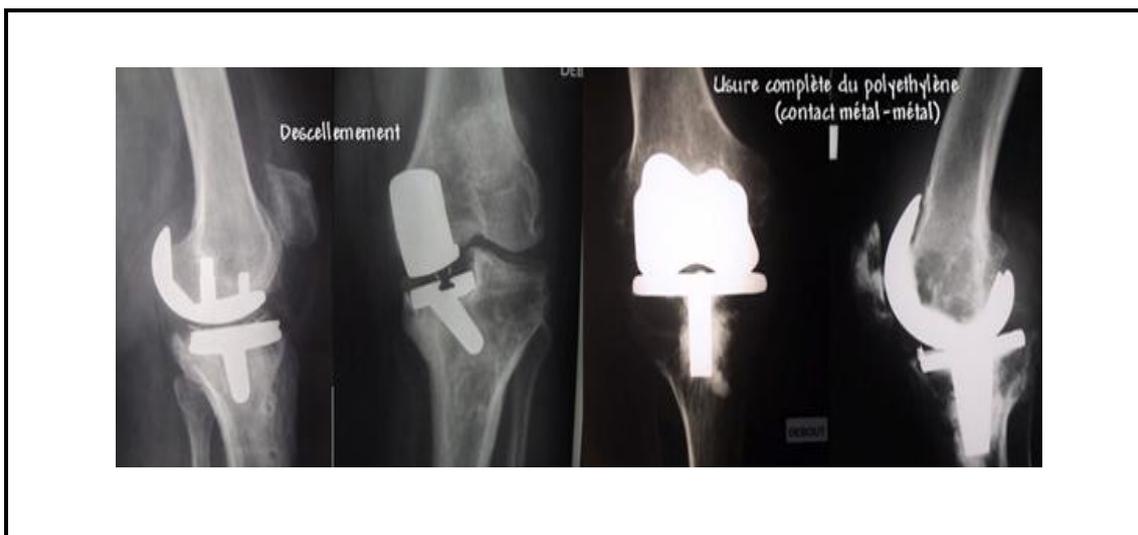
- **Raideur** : un genou opéré doit avoir des progrès de rééducation « linéaire » dans le temps. La flexion doit atteindre 90° en actif au bout de 10 jours, plus généralement avant. Pour éviter la formation d'adhérences qui bloquent le genou, une mobilisation manuelle en force sous une courte anesthésie pourra être proposée si ce résultat n'est pas obtenu à 3 semaines. Plus tardivement, une libération de l'articulation (arthrolyse) sera nécessaire

• **Douleurs résiduelles** : Le plus souvent, elles sont résolutive en quelques mois. Elles peuvent durer parfois plus longtemps comme dans le cas des algodystrophies.. Ces douleurs doivent faire rechercher une infection ou un problème mécanique. Un contrôle radiologique, un bilan biologique s'imposent alors. Si le doute persiste, une ponction articulaire à visée bactériologique sera réalisée en milieu chirurgical. Ces douleurs nécessitent exceptionnellement une ré intervention (cas d'une pose incorrecte ou d'une infection à bas bruit). Une prothèse indolore ne doit pas faire oublier pour autant la nécessité d'un contrôle clinique et radiologique annuel.

• **Laxité résiduelle** (souvent interne) : fonction des compromis faits sur le plan ligamentaire et du type de contrainte de la prothèse utilisée. Elle est parfois gênante (sensation d'instabilité)

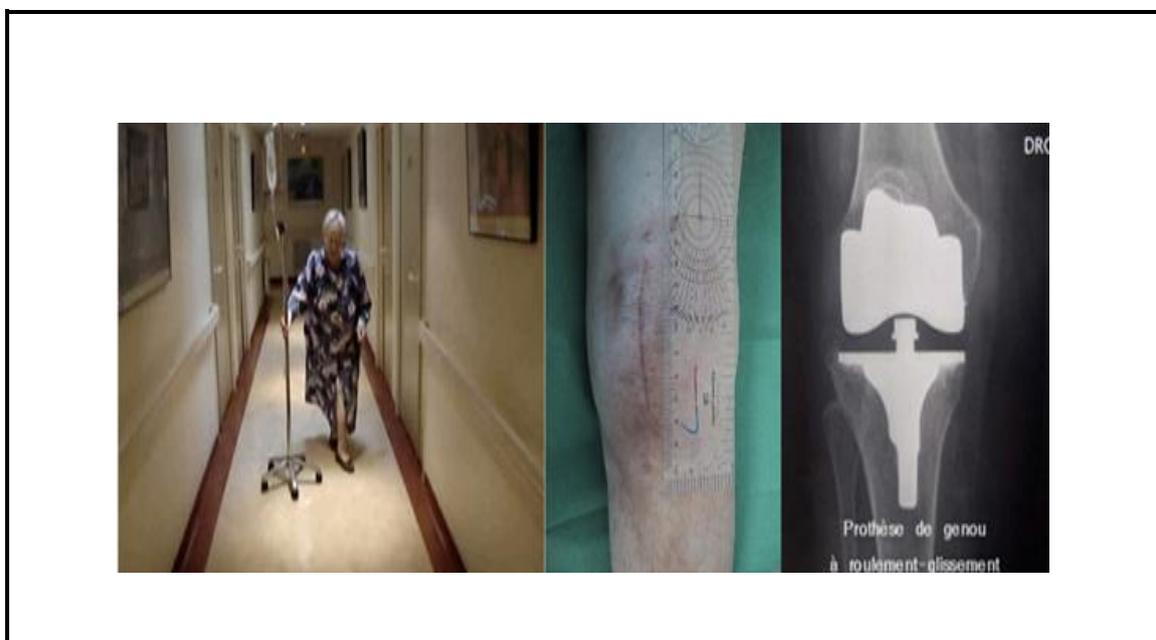
• **Descellement** (que la prothèse ait été posée avec ou sans ciment) : sans cause apparente ou parfois en cas de surcharge pondérale ou de sur utilisation de la prothèse (c'est pourquoi on la réserve plutôt aux sujets âgés). Ce descellement peut conduire à un remplacement de la prothèse avant le délai prévu initialement

• **Usure de la prothèse** : cette usure se produit toujours bien qu'elle soit difficile à mesurer. Statistiquement, la durée de vie espérée est de 15 à 20 ans. Elle est parfois réduite, rendant nécessaire le changement de la prothèse. Cela témoigne de la fiabilité actuelle des prothèses du genou même si ces chiffres sont très variables d'un patient à l'autre et sont influencés par le type de prothèse utilisé (degré de contrainte +++). A un stade avancé, une reprise chirurgicale est souvent indiquée. Celle ci est très variable (changement d'un insert en polyéthylène, changement d'une PUC pour une PTG, reprise d'une PTG par une autre).



Les autres complications mécaniques sont représentées par les fractures autour de la prothèse et par les ruptures d'implants qui peuvent survenir soit spontanément soit à la suite d'une chute. Le plus souvent, cela nécessitera le changement de la prothèse.

Finalement, cette liste exhaustive ne doit pas faire oublier qu'il s'agit d'une intervention de routine, fréquente, avec des résultats souvent spectaculaires sur la douleur.



Chapitre IV
Classification Des
Lésions
Cartilagineuses

IV.1. Classification des lésions cartilagineuses

Les altérations localisées du tissu cartilagineux, appelées chondromalacies, sont classées par Outerbridge, et d'après leur gravité, en quatre grades :

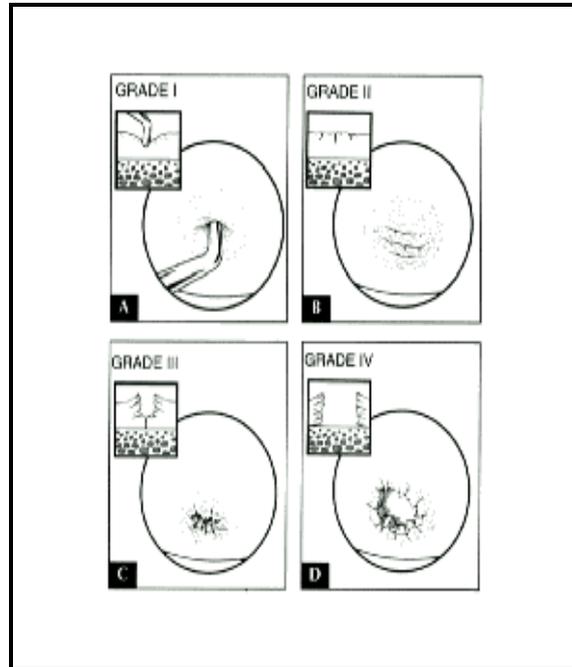


Figure IV. 1 : Classification des lésions cartilagineuses selon Outerbridge. [39]

IV.1.1. Le grade I

Correspond à un ramollissement localisé du cartilage articulaire dû à la rupture d'une petite quantité de fibres du réseau collagène qui le constitue. Cette lésion peut être décelée grâce à la résonance magnétique nucléaire qui permet d'observer un léger œdème cartilagineux au niveau de la zone lésée.

IV.1.2. Le grade II

Désigne un cartilage articulaire présentant des fissurations au niveau de sa surface. Cette lésion résulte d'une fibrillation plus importante que celle observée au grade I.

IV.1.3. Le grade III

Se caractérise par une fissuration beaucoup plus marquée qu'au stade II, mais toujours sans exposition de l'os sous-chondral.

IV.1.4. Le grade IV

Est marqué par une destruction cartilagineuse beaucoup plus massive, entraînant l'exposition de l'os sous-chondral au milieu intra-articulaire. A ce stade avancé, il existe un risque d'abrasion de la surface articulaire cartilagineuse opposée au "defect".

IV.1.5. Etiologies

Les causes d'une telle lésion peuvent être imputables à un traumatisme direct (souvent accompagné d'un arrachement cartilagineux) ou à un microtraumatisme répété. Ce "defect" cartilagineux peut encore être un effet secondaire d'une perturbation biomécanique au niveau de l'articulation.

A ces étiologies traumatiques, s'ajoute le vieillissement physiologique du cartilage qui se traduit, dans ses premières phases, par une fragilisation des fibres de collagène qui le constituent.

IV.2. Pathologies entraînant des lésions localisées du cartilage articulaire

IV.2.1. Osteochondrite disséquante

Définition

Pathologie, à ne pas confondre avec l'ostéonécrose, au cours de laquelle un segment d'os sous-chondral recouvert de cartilage articulaire se détache du lit osseux normal. Ce type de lésion se rencontre principalement chez l'adolescent et l'adulte jeune, au niveau des articulations du coude, de la cheville et du genou où les lésions se localisent alors principalement au niveau du condyle interne.

L'examen radiologique permet de distinguer quatre stades:

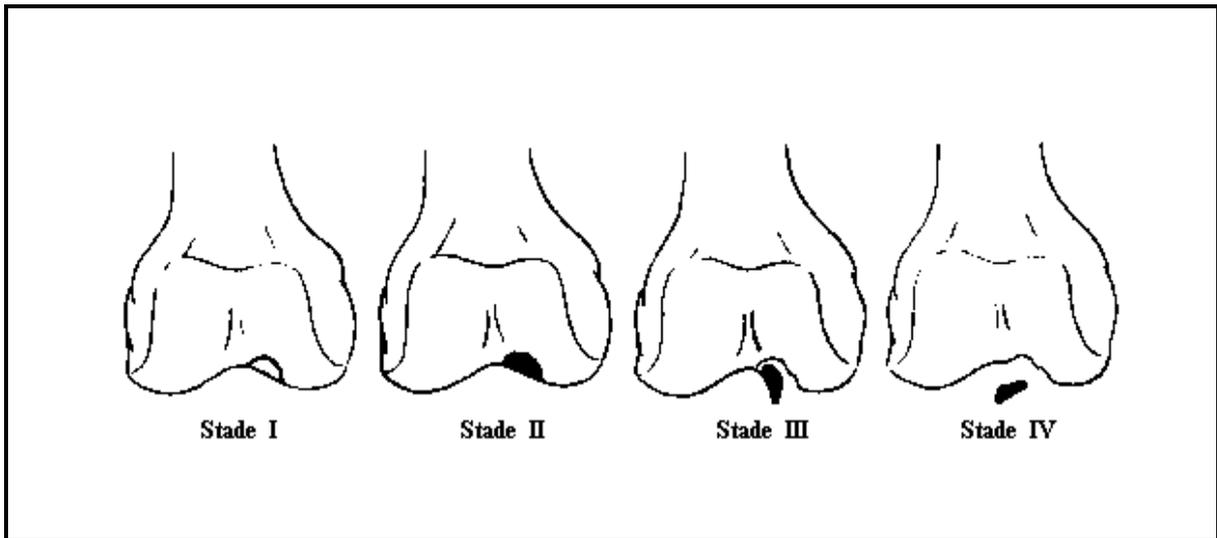


Figure IV. 2: Les quatre stades radiologiques de l'ostéochondrite disséquante. [40]

Stade I

La radiographie montre une zone osseuse bien délimitée, encore claire mais aux contours plus denses.

Stade II

Le noyau osseux apparaît en couleur sombre, mais il est encore bien fixé dans une cavité dont il n'est séparé que par un liseré clair et régulier.

Stade III

Le noyau osseux se détache peu à peu de sa cavité, et entraîne avec lui le cartilage qui le recouvre.

Stade IV

A ce stade ultime, le fragment osseux est totalement libre et circule dans le milieu intra-articulaire.

Etiologie

L'étiologie de cette pathologie est encore peu connue de sorte que diverses causes sont évoquées par les auteurs consultés.

Tous sont d'accord pour reconnaître une cause traumatique et/ou ischémique, mais certains, dont James S. William (58), n'excluent pas une cause génétique ou endocrinienne qui n'a cependant pas encore pu être démontrées.

Dans le cas d'une lésion d'origine traumatique, il faut différencier un traumatisme endogène (tel que le contact du massif des épines tibiales avec le bord interne du condyle fémoral interne), d'un traumatisme exogène (lié lui à un microtraumatisme répété ou imputable à une fracture ostéocondrose).

Symptômes cliniques

Les premiers signes de la pathologie apparaissent généralement entre l'âge de dix et vingt ans et trois fois plus chez les garçons que chez les filles.

Dans les premiers stades, le patient se plaint d'une douleur diffuse, mal localisée et il apparaît un léger gonflement de l'articulation touchée, parfois associée à une raideur.

Dans les derniers stades, aux maux précédemment décrits peuvent s'ajouter le blocage et/ou le grincement articulaire.

Traitement

Le choix du traitement dépendra fortement de l'âge du patient, de la taille du "defect" ainsi que du grade radiologique de la lésion. Dans les stades I et II le traitement sera surtout conservateur et associé à une immobilisation et à une mise en décharge de l'articulation pendant une période d'environ six à huit semaines.

Le recours au traitement chirurgical ne se fera que dans les grades III et IV et de préférence sur des sujets dont le squelette est arrivé à maturité, afin de ne pas léser d'avantage le cartilage de conjugaison présent dans les épiphyses des patients en phase de croissance.

Il peut être conservateur ou chirurgical selon l'âge du patient, de la taille et du type radiologique de la lésion.

IV.2.2. Traumatismes du genou

Le cartilage faisant partie intégrante de l'articulation du genou, son intégrité est inévitablement liée à celle de toutes les structures du genou.

En effet, sur des genoux au départ parfaitement normaux, les lésions cartilagineuses peuvent apparaître après une contusion, une fracture ou une luxation.

De plus, la modification des axes physiologiques du genou, consécutive à des troubles de la statique, induit au niveau intra-articulaire une perturbation dans la répartition des charges et donc des zones de surpression génératrice de dégénération cartilagineuses.

IV.2.3. Autogreffes ostéochondrales en mosaïque

Différents types d'autogreffes cartilagineuses existent, mais les meilleurs résultats sont obtenus par la mise en place de greffons de taille réduite selon une disposition en mosaïque.

En effet, l'utilisation de plusieurs petits greffons permet de couvrir des "defects" de plusieurs centimètres carrés en respectant le rayon de courbure de la surface articulaire du genou.

De plus cette intervention ne nécessite pas la pose de vis, la fixation de la greffe étant assurée par le simple contact osseux.

IV.2.3.1. Technique opératoire

La description suivante concerne la greffe d'une lésion cartilagineuse située en zone portante d'un condyle fémoral à l'aide du "OATS " (Ostéochondral Autograft Transfer System).

Cette nouvelle technique est développée par la société Arthrex en collaboration avec les Docteurs V. Bobic, C.D. Morgan et S.S. Burkhart; elle peut se pratiquer indifféremment par voie arthroscopique ou par arthrotomie, en fonction de la localisation du "defect" et de l'expérience du chirurgien.

IV.2.3.1.a –Evaluation

Le chirurgien évalue la taille du "defect" et la quantité de cartilage disponible en zone donneuse de moindre portance.

C'est au cours de cette première étape que le chirurgien prendra la décision de pratiquer l'opération par arthroscopie ou par arthrotomie et qu'il déterminera le nombre de greffons nécessaires à la couverture du "defect".



Figure IV. 3: Evaluation de la taille du "defect". [41]

IV.2.3.1.b. Prélèvement

Le prélèvement d'un greffon d'environ 15 millimètres de long, se fait à l'aide d'un "tube donneur" dont le diamètre sera de 1 millimètre supérieur à celui du site receveur et ce afin d'assurer la bonne fixation du greffon. Ces tubes de différents diamètres sont spécialement conçus pour permettre l'extraction, la mesure et la greffe d'un prélèvement ostéo cartilagineux de 6 à 11 millimètres de diamètre.

Il est important que l'encastrement du "tube donneur" se fasse perpendiculairement (fig. IV.3) à la surface articulaire afin d'assurer l'intégration harmonieuse du greffon au sein de la zone receveuse et d'éviter ainsi tout risque d'arrachement du greffon lors du déplacement des surfaces articulaires. Une fois le "tube donneur" encastré à l'aide d'un marteau, le prélèvement libéré par un

mouvement en rotation de 90° dans un sens et de 90° dans l'autre sens, peut être extrait du site donneur.



Figure IV. 4: Prélèvement du greffon. [41]

IV.2.3.1.c.Préparation

Au cours de cette troisième étape, le "tube receveur" est utilisé, de la même manière que le "tube donneur" lors du prélèvement, pour extraire l'os sous chondral recouvert de son cartilage lésé.

La cavité ainsi formée servira de récepteur au greffon prélevé.

Il est important de noter que le "tube receveur" possède un diamètre de 1 millimètre inférieur à celui du "tube donneur", ceci pour assurer la fixation de la greffe par simple contact osseux.



Figure IV. 5: Préparation de la cavité réceptrice. [41]

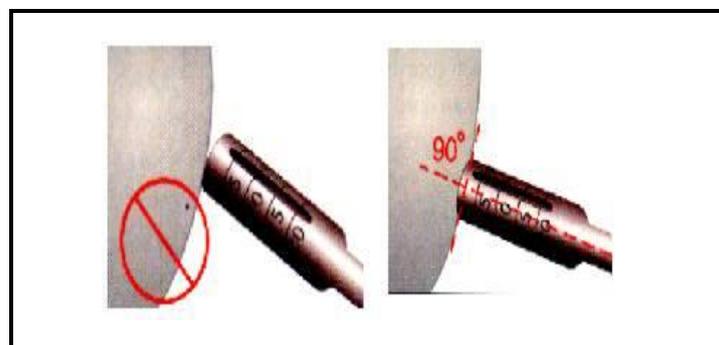


Figure IV.6: Représentation de l'angle correct de pénétration des différents tubes [41]

IV.2.3.1.D. Calibrage

Utilisation du "OATS Alignements Stick" pour contrôler et modifier si nécessaire l'orientation et la profondeur de la cavité creusée afin qu'elle corresponde exactement à la forme du greffon.



Figure IV.7: Calibrage à l'aide du "Alignment Stick". [41]

IV.2.3.1.e. Mise en place

La mise en place du greffon se fait par son encastrement prudent dans la logette receveuse pour éviter tout risque de fracture de la carotte osseuse.



Figure IV.8: Mise en place du greffon. [41]

IV.2.3.1.f. Transfert de plusieurs greffons

Lorsque la greffe nécessite la mise en place de plusieurs greffons disposés en mosaïque, il est conseillé de répéter successivement l'ensemble des différentes étapes pour chacun des prélèvements nécessaires.

Ceci permettra de placer les différents greffons l'un à côté de l'autre sans créer l'effondrement des parois formant les cavités.



Figure IV.9: Illustration du transfert de plusieurs greffons. [41]

Chapitre V

L'utilisation des
biomatériaux dans
le Domaine
De la biomécanique

V- Généralités sur les biomatériaux

Les biomatériaux ont été développés pour préserver l'intégrité et le confort de vie des personnes souffrant de déficiences fonctionnelles graves ou victimes de blessures ou de brûlures. L'objectif de leur Développement est de permettre la fabrication de dispositifs d'assistance corporelle capables de suppléer les fonctions des organes lésés.

V.1. Définition

La **biomécanique** est un domaine interdisciplinaire situé à la frontière entre la mécanique physique et les sciences biologiques (du vivant) :

- la mécanique des fluides : par exemple pour l'étude de la circulation sanguine, de la respiration.
- la rhéologie : la bio rhéologie est l'étude du comportement des fluides biologiques qui présentent un comportement non-newtonien, comme le sang, les selles, les larmes...
- la mécanique du solide : par exemple l'analyse du mouvement du corps humain en utilisant des systèmes optoélectroniques...
- la résistance des matériaux : par exemple pour la résistance des organes et des membres aux chocs et aux contraintes (traumatologie), pour la fabrication de prothèses ou de casques de protection nouvelle génération.

La biomécanique est présente à tous les niveaux de l'étude du vivant :

- La cellule : échange, transformations, pathologie...
- Le tissu : croissance, résistance, vieillissement, réparation...
- L'organe : fonctionnement, pathologie, remplacement...
- Le système, l'appareil : relations entre les organes au sein d'un système, organisation vis-à-vis des propriétés physiques du milieu extérieur (par exemple, adaptation de l'appareil cardiovasculaire à la gravité).
- Le corps dans son ensemble : déambulation, posture, ergonomie...

La biomécanique a de nombreuses applications pratiques, notamment en médecine et en sport.

C'est également un domaine actif de recherche scientifique à l'échelle microscopique. C'est alors un sous-domaine de la biophysique. Elle s'intéresse par exemple à la mécanique :

- des polymères biologiques. L'ADN en particulier a fait l'objet d'expériences spectaculaires. La séquence d'acides aminés affecte les propriétés mécaniques des chaînes, en particulier leurs propriétés de repliement.
- du cytosquelette. L'application de déformations (par contact direct ou au moyen de pinces optiques) permet de mesurer les coefficients de réponse élastique du cytosquelette.
- de la membrane. Lors des mouvements cellulaires, ou d'évènements de phagocytose ou d'endocytose, la membrane subit des déformations importantes. Les propriétés mesurées dépendent des lipides présents en majorité.

- ✓ **les matériaux bio-incompatibles:** qui libèrent des ions à des concentrations toxiques, provoquant une réaction immunitaire (allergie, inflammation, nécrose, rejet) : c'est le cas des ions du vanadium ou nickel présents dans certains alliages [42].
- ✓ **Les matériaux bios-inertes :** leur introduction dans l'organisme n'induit pas de réactions inflammatoires, mais aucune liaison avec les tissus hôtes ne se développe. Ces matériaux sont ostéointégrés, ils se caractérisent par une interface fonctionnelle entre le matériau et le tissu hôte. Cette interface peut se caractériser par une fixation morphologique : la matrice osseuse « s'accroche » aux irrégularités de surface du matériau. On peut retrouver dans cette classe des métaux, des alliages à base de titane, d'aluminium pour des prothèses orthopédiques [42,43].
- ✓ **Les matériaux bios actifs :** ces matériaux ont la propriété d'accélérer la réparation tissulaire. Le contact avec l'organisme est intime, l'interface est également fonctionnelle, la fixation est bioactive. Ces matériaux se caractérisent par des interactions chimiques entre le biomatériau et la matrice [44].

- ✓ **Les matériaux biocompatibles ou bio-tolérés** : ces matériaux jouent essentiellement un rôle fonctionnel. Ils sont biocompatibles et n'induisent pas de réactions inflammatoires. Une capsule fibreuse les sépare des tissus environnants et limite les échanges de la matrice biologique vers l'implant. Ces matériaux sont utilisés dans les domaines dentaires et orthopédiques (inlays chrome cobalt, ciments polyacryliques, prothèses en carbone vitreux, zircone, alumine dense) [43,45].

Il s'agit de matériaux qui interagissent en profondeur sur les systèmes biologiques, régulation de processus biologiques, intégration véritable dans l'organisme, capacité de se dégrader ou de lutter contre

Les infections après l'implantation. Dans cette catégorie entrent aussi les biomatériaux intelligents qui adaptent leurs propriétés en fonction de stimulus extérieurs ou qui contiennent des capteurs pour surveiller les fonctions et interagir avec les systèmes biologiques [46].

V.2. Les différentes classes des biomatériaux

La nature (métaux, greffes d'origine biologique, céramiques...), les applications biomédicales (prothèses, revêtement prothétiques, comblement de défauts osseux...), et les propriétés des biomatériaux (stabilité à long terme de l'implant, dégradation contrôlée,...) sont très diverses [42]. Il existe donc une grande diversité de biomatériaux.

Selon la nature; Il existe une grande diversité de biomatériaux que l'on peut classer en quatre grandes catégories [47, 48,49] :

Les biomatériaux métalliques:(Métaux purs, Les alliages métalliques.)

Les biomatériaux en céramiques : (Céramiques bios inertes, Céramiques bios actives.)

Les biomatériaux polymères et la matière molle.

Les biomatériaux d'origine naturelle.

V.2.1. Les biomatériaux métalliques :

Les premiers biomatériaux employés furent les métaux. Ils sont bons conducteurs de la chaleur et de l'électricité, brillants et opaques et peuvent être déformés plastiquement. Toutes ces propriétés particulières résultent de l'existence de la liaison métallique. Celle-ci, comme son nom l'indique, est la liaison principale (mais pas l'unique) des métaux et de leurs alliages. Dans un métal, les électrons ayant

L'énergie la plus élevée a tendance à quitter leur atome d'origine (les transformant ainsi en ions) et à se mêler pour former une « mer » d'électrons plus ou moins libres. Les électrons se déplacent facilement, ce qui explique la conductivité électrique élevée des métaux [48].

Ces solides sont opaques, car les électrons « libres » absorbent l'énergie des photons lumineux, ils sont brillants car ces électrons réémettent de l'énergie absorbée par émission de photons en repassant de l'état excité à l'état normal. Les atomes qui ont plusieurs électrons de valence les perdent moins facilement et constituent des solides où la liaison métallique est en compétition avec la liaison covalente. C'est le cas des métaux de transition tels que le fer, le nickel, le tungstène, le titane, dont les points de fusion sont élevés [48].

Les métaux et les alliages métalliques sont parmi les premiers biomatériaux à avoir été utilisés pour des applications biomédicales. Ils sont utilisés principalement en orthopédie (articulations, plaques, vis, clous), en stomatologie (prothèses, pièces de dentiers, pivots, plombage) et en chirurgie (instruments). La grande diversité de métaux et alliages métalliques permet la classification suivante :

V.2.1.1. les métaux purs : les métaux pur fréquemment utilisés sont :

Le fer : manque de résistance à la corrosion et présente à l'état isolé une cytotoxicité certaine (qui disparaît lorsqu'il est mis en alliage). Il faut noter que pour la fixation des fractures, les ligatures à base de fil de fer ont été les premières utilisées et décrites déjà par Fabricius.

Le cuivre : est hautement cytotoxique et manque des propriétés mécaniques nécessaires.

Le nickel : a été considéré pendant de longues années comme intéressant en couche mince : en particulier, Lambotte de Bruxelles recommandait l'utilisation d'acier nickelé en 1909. en 1924 Zierold a reconnu que si le nickel provoquait une légère irritation des

tissus, il déclenchait en revanche une accélération de l'ostéogenèse. Mais la démonstration d'effets carcinogènes et allergisants l'ont fait tomber en défaveur dans ce type d'application.

L'argent : a été utilisé avec succès par Lister pour la fixation des fractures. Il n'est pas toxique pour l'os, mais sa limite élastique est insuffisante. En implantation intramusculaire, il provoque une réponse locale similaire à celle produite par l'acier inoxydable, avec une légère réaction inflammatoire au début et une épaisse capsule collagénique vasculaire après 5 mois (actif chimiquement).

L'or : a été utilisé par Petronius dès le XVI^e siècle pour la réparation des fentes palatines. Sa ductilité est élevée. Mais, bien qu'il soit résistant à l'attaque par l'environnement biologique, ses très médiocres propriétés mécaniques le font écarter des matériaux destinés à l'implantation.

Le platine : est extrêmement résistant à la corrosion et parmi les mieux tolérés des métaux, mais il a de médiocres propriétés mécaniques. Il est essentiellement utilisé à l'état d'alliage.

Outre leur prix élevé, les métaux précieux de type or ou platine présentent l'inconvénient d'une masse volumique importante ainsi que d'une forte conductivité électrique et thermique.

Le tantale : a été envisagé pour la réalisation d'implants chirurgicaux par Burke dès 1940, essentiellement en raison de sa résistance à la corrosion, laissant constater une remarquable biocompatibilité. Jusqu'à une époque récente, ses propriétés mécaniques avaient toutefois restreint ses applications aux fils métalliques, agrafes et feuilles pliables.

Le zirconium : a été pris en considération pour des applications chirurgicales dès 1950, car il possède une excellente résistance à la corrosion et une absence de toxicité sur les tissus de l'organisme. Il possède des propriétés mécaniques voisines de celles du tantale, tout en étant nettement moins dense. Un alliage avec 2,5 % de columbium (autre dénomination du niobium) a été étudié plus récemment pour accroître sa résistance en fatigue.

Le niobium (ou columbium) : est un métal très similaire. Il faut cependant noter que le tantale et le niobium n'offrent de bonnes propriétés mécaniques et une excellente résistance à la corrosion que s'ils sont très purs (99,90 % au minimum). Leur point de fusion élevé nécessite le recours à la métallurgie des poudres ou à la fusion par faisceau

d'électrons ou par arc sous ultravide (pour éviter la contamination par l'hydrogène, le carbone, l'oxygène, l'azote). Ainsi, par des conditions de fabrications appropriées, le tantale et le niobium peuvent être employés pour des implants soumis à des contraintes élevées en dépit de leur résistance à la rupture plus faible. En outre, leur comportement en fatigue ne varie pas de façon significative en environnement corrosif, la sensibilité à l'entaillement et la tendance à la propagation des fissures sont faibles.

Leur module d'élasticité est plus proche de celui de l'os que celui des alliages à base de cobalt. Leur comportement en friction les rend toutefois peu indiqués pour des surfaces articulaires.

Des études *in vitro* et *in vivo* ont confirmé une excellente biocompatibilité à court et à long terme pour ces deux métaux. Il n'y a pas d'inhibition de la croissance des fibroblastes et un contact étroit avec l'os s'établit autour d'implants intra osseux, avec ou sans mise en charge. Ce contact osseux direct a pu être observé pendant des périodes allant jusqu'à 10 ans pour des implants dentaires en tantale. Le tantale est

Employé notamment pour des implants dentaires, des fils de suture tendineux ou cutanés, des treillis herniaires, des électrodes intracérébrales ou intramusculaires [42,48].

V.2.1.2. Les alliages :

La combinaison d'un métal avec un ou plusieurs autres éléments métalliques ou non métalliques réalise un alliage.

Les alliages couramment utilisés pour les implants chirurgicaux incluent :

1. Les aciers inoxydables:

La combinaison originale du fer et du chrome dans un alliage a été développée en 1821, mais ce n'est pas avant 1926 que l'acier inoxydable a été utilisé en chirurgie orthopédique. Du molybdène a été ajouté dans les années 1940 (Molybdène joue un rôle primordial dans la résistance à la corrosion par piqûres) et l'alliage n'a guère changé depuis. L'acier inoxydable est encore largement utilisé pour les matériels

D'ostéosynthèse et il conserve aussi sa place dans la panoplie des matériaux utilisables dans le cas de prothèses définitives internes ou dentaire. Les deux types de dommages contre lesquels il doit être prémuni sont la fatigue mécanique et la corrosion localisée (en particulier la corrosion caverneuse et la corrosion par frottement). Bien que de nombreux types d'aciers aient été proposés pour l'utilisation comme matériaux implantés, le

meilleur acier orthopédique est le 316L, norme française NF S90 401. Le « L » dans sa désignation correspond à sa basse teneur en carbone.

Cet alliage est essentiellement composé de fer, de carbone, de chrome, de nickel et de molybdène (Fe, <0.03% C, 16-18.5% Cr, 10-14% Ni, 2-3% Mo, <2% Mn, <1% Si, <0.045% P, <0.03% S).

Cet alliage est utilisé depuis de nombreuses années pour des applications orthopédiques, notamment dans les tiges fémorales de prothèses de hanche, et ce grâce à ses propriétés mécaniques (Tableau 01) et son faible coût de production (comparativement aux autres alliages).

Cependant cet alliage présente une résistance à la corrosion faible lorsqu'il est en contact avec un milieu physiologique. En effet, en raison de la concentration élevée d'électrolytes et de la température ambiante (37°C), les fluides physiologiques du corps humain peuvent être considérés comme un environnement sévèrement corrosif. Il est donc possible de voir apparaître des corrosions localisées, tels que des piqûres ou des crevasses, à la surface d'acier inoxydable. Les ions métalliques présents dans cet alliage, tels que le fer, le chrome et particulièrement le nickel peuvent donc être libérés et entraîner ainsi une toxicité et donc détériorer la biocompatibilité de ce matériau. De plus cet alliage présente un module d'Young nettement supérieur à celui de l'os cortical (E316L= 190-200 GPa ; Eos cortical = 15-30 GPa) (Tableau-I-01) . Ses propriétés mécaniques sont les suivantes : La limite élastique $\sigma_e = 280$ MPa, contrainte à la rupture en traction $\sigma_r = 586$ MPa, résistance à la fatigue $\sigma_f = 250$ MPa. Les alliages à base de titane remplacent les prothèses en acier inox pour les personnes allergiques au nickel.

Matériau	Module d'Young E (GPa)	Limite d'élasticité (MPa)	Résistance à la traction (MPa)
Acier 316L	190-200	221-1213	586-1351
Alliage Co-Cr	210-253	448-1606	655-1896
Alliage Co-Cr	210-253	448-1606	655-1896
Titane	110	485	760
Ti-6Al-4V	116	896-1034	965-1103
Os cortical	15-30	30-70	70-150

Tab. V.01: Comparatif des principales propriétés mécaniques des alliages métalliques chirurgicaux et de l'os cortical.

2. Les alliages Chrome-Cobalt:

Ils ont été mis au point par Haynes en 1907 et ils sont connus sous le nom de stellites en raison de leur brillant éclat métallique. Ils ont été utilisés pour la première fois en dentisterie vers le milieu des années

1930, et grâce à leur module d'élasticité élevé (210-253 GPa), leur utilisation fait suite aux résultats obtenus par les odontologistes dans la fabrication de prothèses dentaires. Leur bonne résistance à la corrosion, jointe à leur tolérance par les tissus, ont conduit à leur introduction en chirurgie orthopédique quelques années après. Ils sont bien tolérés, très durs et peu déformables.

Ces matériaux sont habituellement dénommés alliages cobalt-chrome.

ASTM (L'American society for testing and materials) recommande quatre types d'alliages à base de cobalt pour la réalisation d'implants chirurgicaux: [50]

- L'alliage coulé Co-Cr-Mo (F 75),
- L'alliage Co-Ni-Cr-Mo forgé (F 562),
- L'alliage forgé Co-Cr-W-Ni (F 90),
- Et l'alliage forgé Co-Ni-Cr-Mo-W-Fe.

Leurs compositions chimiques sont résumées dans le (Tableau I-02).

À l'heure actuelle que deux des quatre alliages sont largement utilisés dans les fabrications de l'implant, le coulable *CoCrMo* et l'alliage forgé *CoNiCrMo*.

Les deux éléments de base des alliages à base de cobalt forment une solution solide contenant jusqu'à 65 % de cobalt et 35 % de chrome. Le molybdène est ajouté pour produire des grains plus fins, amenant

Une résistance plus élevée après coulage ou forgeage.

Elément	CoCrMo (F75)		CoCrWNi (F90)		CoNiCrMo (F562)		CoNiCrMo WFe (F563)	
	Min.	Max.	Min.	Max.	Min.	Max.	Min	Max
Cr	27.0	30.0	19.0	21.0	19.0	21.0	18.00	22.00
Mo	5.0	7.0	/	/	9.0	10.5	3.00	4.00
Ni	/	2.5	9.00	11.0	33.0	37.00	15.00	25.00
Fe	/	0.75	/	3.0	/	1.0	4.00	6.00
C	/	0.35	0.05	0.15	/	0.025	/	0.05
Si	/	1.00	/	1.00	/	0.15	/	0.50
Mn	/	1.00	/	2.00	/	0.15	/	1.00
W	/	/	14.0	16.0	/	/	3.00	4.00
P	/	/	/	/	/	1.015	/	/
S	/	/	/	/	/	0.010	/	0.010
Ti	/	/	/	/	/	0.010	/	0.010
Co	/	/	/	/	/	1.0	0.50	3.50
	Balance							

Tab. V.02: Les compositions chimiques des alliages de CoCr .

Les alliages moulés, composés de 63 à 65% de cobalt, 26 à 30% de chrome, 4 à 7% de molybdène et moins de 2,5% de nickel, sont difficiles à usiner mais, du fait de leur dureté, sont bien adaptés pour constituer des surfaces de frottement. La composition et les propriétés mécaniques des alliages forgés varient d'un alliage à l'autre. Citons pour mémoire celles du Protasul 10 (Cr Co Mo Ni): $E = 220 \text{ GPa}$,
 $\sigma_e = 640 \text{ MPa}$, $\sigma_r = 835 \text{ MPa}$, $\sigma_f = 530 \text{ MPa}$.

La passivation de la surface par une couche de chrome assure une excellente résistance à la corrosion, malgré cela, il existe toujours une dissolution passive du métal [51]

3. Les alliages à base titane :

Ti pure :

Bien que découvert en 1790 par le moine anglais Gregor, l'industrie du titane n'a réellement démarré que vers les années 1950 en raison de nombreuses difficultés de métallurgie extractive. L'essor du titane et de ses alliages dans l'industrie repose sur deux propriétés importantes recherchées : une résistance à la corrosion et des propriétés mécaniques élevées.

Le titane est classé comme métal réactif. En tant que tel, sa résistance à la corrosion repose sur l'existence d'un film d'oxyde protecteur. Ce film est un oxyde dur et tenace qui se forme instantanément

Au contact d'un milieu oxygéné, grâce à la grande affinité du titane avec l'oxygène.

Les propriétés mécaniques des différents grades de Ti illustrées dans le tab V.03 :

	Limite élastique (MPa)	Limite de rupture (MPa)	Module d'élasticité (GPa)	Allongement (%)	Dureté (Vickers)
Grade 1	200	290-410	105-110	>30	120
Grade 2	250	390-540	105-110	>22	150
Grade 3	320	460-590	105-110	>18	170
Grade 4	390	540-740	105-110	>16	200

Tab. V.03: Propriétés mécaniques du titane.

Le titane a prouvé sa biocompatibilité remarquable, très bien tolérée par les tissus et n'induit aucun effet toxique, ni réaction inflammatoire. Ses propriétés mécaniques ou son excellente résistance à la corrosion l'ont amené à être un matériau métallique de plus en plus utilisé en implantologie. Le titane pur est utilisé surtout en stomatologie, il apparaît comme le matériau métallique idéal vis-à-vis des sollicitations mécaniques et chimiques existantes dans la cavité buccale.

Les alliages de titane :

De bien meilleures propriétés mécaniques ont pu être obtenues par l'emploi du titane sous forme d'alliages. Les alliages de titane sont d'utilisation beaucoup plus récente que celle des aciers et des alliages à base de cobalt. Depuis une trentaine d'années, le F 136, plus connu sous le nom de Ti-6Al-4V (ou TA6V (contenant 90 % de titane, 6 % d'aluminium et 4 % de vanadium, et des traces d'oxygène et d'impuretés), est largement utilisé en clinique en implantologie ou orthopédique (tiges fémorales de prothèses de hanche), et ne présente pas de contre-indication connue.

Cet alliage n'est pas reconnu comme corps étranger par l'organisme (une excellente biocompatibilité) grâce aux propriétés isolantes de la couche d'oxyde TiO_2 qui limite les échanges électroniques et ioniques. Il offre des caractéristiques mécaniques plus intéressantes que le titane commercialement pur illustrées par les valeurs de module d'Young (116 GPa) inférieur à ceux des aciers inoxydables ou des alliages Cr-Co-Mo, une bonne résistance à la fatigue et un module d'élasticité qui reste relativement élevé comparativement à celui de l'os cortical. De plus, des études ont prouvé que la présence de vanadium et d'aluminium pouvait, à long terme, causer des problèmes de santé, comme la maladie d'Alzheimer, la neuropathie et l'ostéomalacie.

Les caractéristiques mécaniques de Ti6Al4V sont : $\sigma_e = 1050$ MPa, $\sigma_r = 1185$ MPa, $\sigma_f = 650$ MPa.

Par rapport au titane pur, les alliages Ti-6Al-4V présentent surtout l'avantage d'une conductivité thermique environ moitié moindre et d'une limite de fatigue supérieure d'environ 50 %. [52].

V.2.2. Les biomatériaux céramiques et les verres :

Le terme de céramique est un terme désignant une famille d'éléments solides non organiques et non métalliques (sont des solides polyphasés) composés d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures.

Les céramiques et les verres ont en commun d'être, pour la plupart, constitués de matières premières minérales telles qu'oxydes ou silicates, traitées à des degrés divers à haute température. Utilisée pour la première fois en 1970 par Boutin en France. L'utilisation des céramiques pour la réalisation de prothèses biomédicales est justifiée par le fait que les matériaux mis en œuvre sont soit neutres pour le corps humain (problème

de rejet des prothèses) et conservent dans cet environnement particulièrement agressif leurs propriétés mécaniques et, surtout, leurs propriétés tribologiques, soit présentent une composition voisine de celles des tissus osseux et donc jouent un rôle actif dans la fonction de réparation du corps humain.

Les céramiques et les verres sont utilisés en tant que matériaux de comblement osseux, pour les prothèses de hanche, les implants dentaires, les implants de l'oreille interne et les valves cardiaques. Cette classe de biomatériaux peut être divisée en deux sous-catégories : les céramiques bios inertes et les céramiques bioactives (Tableau- V-04).

Céramique	Formule chimique	Type
Alumine	Al_2O_3	Bio inerte
Zircone	ZrO_2	Bio inerte
Bio verre	$Na_2OCaOP_2O_3-Si$	Bio inerte
Hydroxyapatite	$Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$	Bio inerte
Phosphate tricalcique	$Ca_3(PO_4)_2$	Bioactive+ bio résorbable

Tab. V.04 : Principales céramiques utilisées pour les applications médicales.

a- Les céramiques bios inertes:

Un matériau bio inerte est un matériau doté d'une inertie biologique, chimique, physique et thermique afin de ne pas modifier les fonctions physiologiques normales du corps. La céramique inerte la plus

Utilisée en tant que biomatériau représentée par l'alumine (Al_2O_3) et la zircone (ZrO_2), qui sont utilisées pour les implants dentaires, pour les prothèses de hanche en raison de leur faible coefficient de frottement (Tableau -V-04).

L'alumine:

La céramique d'alumine occupe actuellement une place de choix parmi les matériaux utilisés en composants de frottement pour les arthroplasties. L'alumine réunit en effet de nombreuses qualités :

Une excellente résistance à toutes les formes de corrosion, une bonne bio tolérance, une structure cristalline très fine permettant d'avoir un excellent état de surface après polissage, un indice de rugosité

Ra très bas pouvant atteindre $0,01 \text{ }\mu\text{m}$, et une pureté de 99,7 %, une dureté très élevée (c'est l'un des matériaux les plus durs après le diamant), un module d'élasticité élevé (très supérieure à celui des

Alliages métalliques), densité supérieure à 3,93 ; taille de grains inférieure à $6 \text{ }\mu\text{m}$, résistance à la flexion $\geq 500 \text{ MPa}$; résistance à la compression $> 5\ 000 \text{ MPa}$; résistance aux chocs : 45 N/cm^2 ($0,50 \text{ MPa}$),

Module d'Young (380 GPa). L'alumine est un matériau fragile qui résiste peu aux chocs et qui supporte mal une répartition des contraintes non uniforme.

La zircone:

Elle est généralement stabilisée à l'aide d'additifs (MgO , CaO , Y_2O_3 , Al_2O_3 ,...) dont le taux varie entre 5 et 10%, elle possède une bonne résistance à toutes les formes de corrosion, de bonnes caractéristiques mécaniques (densité : 6.02 g/cm^3 , résistance à la flexion 1000-1500 MPa, module d'élasticité : 210 GPa; résistance à la compression : 2 500 MPa), une bonne résistance à l'usure et au frottement, leur résistance à la fatigue atteint 107 cycles sur le banc d'essai.

Les études de Christel en chirurgie orthopédique et de Dubruille et al en chirurgie orale n'ont montré aucune différence entre la réaction du tissu au contact de l'alumine et sa réaction au contact de la zircone. Les travaux d'Ichikawa et Ito (in vitro et in vivo chez l'animal) ont également montré l'excellente biocompatibilité de la zircone.

b- Les céramiques bioactives et les bios verres :

Un matériau bioactif est un matériau capable de créer des fortes interactions avec des tissus vivants. Il existe essentiellement deux catégories de céramiques bioactives : les céramiques phosphocalciques et les bios verres.

Les céramiques phosphocalciques : sont utilisées dans l'industrie biomédicale principalement pour leur biocompatibilité, leur faible densité, leur stabilité chimique, leur résistance à l'usure élevée et pour leur similitude compositionnelle avec la phase minérale de l'os. Les deux céramiques bioactives les plus utilisées à base de phosphate de calcium

sont: l'hydroxyapatite (HAP) (est le composant minéral principal de l'os) et le phosphate tricalcique β (TCP).

L'hydroxyapatite (HAP) : peut s'incorporer aux tissus osseux environnants sans apparition d'inflammations ni formation de capsule. Pour ces propriétés de biocompatibilité, il est fréquemment utilisé comme matériau de revêtement pour des prothèses d'articulation afin de favoriser l'incorporation de la prothèse dans les tissus en l'absence de ciment.

	P (g.cm ⁻³)	Module d'élasticité E (Gpa)	R _m (Mpa)
HAP	3.05-3.15	80-120	40-200

Tab. V.05 : Caractéristiques techniques de l'hydroxyapatite.

Tri calcium phosphate (TCP): c'est un biomatériau résorbable à surface active qui possède un rapport calcium/phosphate très proche de celui des os. Sa résistance à l'usure est cependant nettement inférieure à celle des céramiques d'oxydes. Le (TCP) n'est donc utilisé sous forme de poudre ou comme revêtement pour des substituts ou pour réparations de la mâchoire.

Différentes techniques permettent l'obtention des revêtements de phosphates de calcium sur des supports métalliques. Un dépôt céramique sur l'alliage métallique peut induire le phénomène de bio intégration dû au seul tissu osseux de reconstruction. Le principe des revêtements de surface ostéo conducteurs des prothèses est apparu en 1986. Depuis, les techniques ont été beaucoup développées et améliorées

Les verres bioactifs : un verre est dit bioactif lorsqu'il est immergé dans le fluide physiologique, il développe à sa surface une couche d'hydroxyapatite cristallisée carbonatée (Kim et al. 1992). Cette couche est, par sa composition en calcium et phosphore, similaire à la phase minérale de l'os. Elle permet ainsi au matériau d'être utilisé comme implant osseux dans un organisme humain. Le premier verre bioactif a été mis au point par L.L. Hench en 1969. Il s'agit d'un verre composé de SiO₂, CaO, Na₂O et P₂O₅, appelé le « 45S5 de L.L. Hench ».

Actuellement, ce verre est utilisé en chirurgie réparatrice dans de nombreuses parties du corps humain dont les osselets de l'oreille, les dents, les genoux, les hanches. La résistance à la compression des bios verres est d'environ 500 MPa (Tableau V-06), ce qui leur permet de supporter de fortes contraintes mécaniques.

Céramique	Module d'Young (GPa)	Résistance à la compression (MPa)	Résistance à la traction (MPa)
Alumine	380	4500	350
Bio verres	22	500	56-83
Phosphates de calcium	40-117	510-896	69-193

Tab. V.06. Principales propriétés mécaniques des biomatériaux céramiques.

V.2.3. Les biomatériaux polymères et la matière "molle" : Grâce à leur usinage aisé sous diverses formes, les matériaux polymériques ont une très grande diversité d'applications dans l'organisme humain (Tab V-07.1), ils sont largement utilisés en implantologie : fibres, bandes, feuilles, fils, etc. Les propriétés macromoléculaires de certains polymères présentent une forte ressemblance avec celles des composants fonctionnels de l'environnement biologique: lipides, protéines, polysaccharides. Ainsi, dans certaines situations la liaison entre un polymère synthétique et un polymère tissulaire (naturel) devient possible. Un des plus connus des biomatériaux polymères est le polyéthylène (PE) dans ses trois variantes : basse densité (LDPE), haute densité (HDPE), masse moléculaire ultra forte (UHMWPE). D'autres polymères fréquemment utilisés sont le poly (éthylènetéréphthalate) (PET), le poly (tétra fluora éthylène) (PTFE), le poly (carbonate) (PC), le poly (méthyle méta acrylate) (PMMA).

Applications	Polymères Implants
Implants cardiovasculaires	Polyéthylène téréphtalate (PET), Polytétrafluoroéthylène expansé (PTFEE)
Implants orthopédiques	Polyéthylène à ultra haut poids moléculaire (UHMWPE), Pol méthacrylate de méthyle (PMMA)

Tab. V.07.1: Applications biomédicales de quelques polymères.

Polymères	Module d'Young (GPa)	Résistance à la traction (MPa)	% d'élongation
Poly méthacrylate de méthyle (PMMA)	2.2	30	1.4
Polyéthylène téréphtalate (PET)	2.14	53	300
Poly tétra fluoro éthylène (PTFE)	0.5	17-28	120-350
Polyéthylène à ultra haut poids moléculaire (UHMWPE)	4-12	35	300

Tab. V.07.2 : Principales propriétés mécaniques de biomatériaux polymères méthyle

Comparativement aux métaux et aux céramiques, les polymères ne possèdent pas un module d'Young et une résistance au frottement élevés (Tab. V.07.2). Pour cette raison, le Polyéthylène à ultra haut poids moléculaire (UHMWPE) et le Poly méthacrylate de méthyle (PMMA) sont les rares polymères à être utilisés en chirurgie orthopédique. En effet l'UHMWPE, qui présente un module d'Young de 12 GPa, est utilisé en tant que composant de la cupule cotyloïdienne cimentée opposée à la prothèse fémorale. Cependant, à long terme, ce polymère se dégrade et les débris peuvent engendrer une inflammation des tissus environnants ainsi qu'un descellement de la prothèse. De récentes études tentent de minimiser cette

Formation de particules en créant un UHMWPE réticulé. Le PMMA est utilisé en chirurgie orthopédique pour la fixation des prothèses.

Le vieillissement du PMMA peut réduire la durée de vie de la prothèse, c'est la raison pour laquelle des équipes de scientifiques cherchent à améliorer ces propriétés mécaniques en y ajoutant des fibres de Titane.

V.2.4. Les biomatériaux d'origine naturelle:

Le souci de biocompatibilité des implants a orienté les chercheurs vers des matériaux logiquement biocompatibles puisque d'origine naturelle. Parmi ces matériaux, les plus courants sont : les tissus biologiques, valves porcines, carotide de bœuf Les applications existantes ou envisageables de ces matériaux d'origine naturelle sont très nombreuses : cosmétologie et chirurgie esthétique, pansements et éponges hémostatiques, implants oculaires et pansements ophtalmologiques, reconstitution de tissus ou peau artificielle (derme).

V.3. Biocompatibilité :

Par biocompatibilité, on entend la compatibilité entre un système technique et un système biologique. En 1986, Williams a proposé la définition suivante : **"biocompatibilité est la capacité d'un matériau à jouer avec une réponse de l'hôte appropriée dans une application spécifique"**. Cette définition met en évidence les trois rôles qu'un matériau doit jouer : le matériau doit agir et ne pas simplement être présent dans les tissus ; la réponse doit correspondre au but recherché. Considérant la diversité croissante des matériaux disponibles, des applications envisagées et des mécanismes d'interactions relevant aussi bien de la science des matériaux que de la biologie, Williams propose en 2008 une définition plus complète : **"biocompatibilité se réfère à la capacité d'un biomatériau à remplir ses fonctions souhaitées par rapport à un traitement médical, sans provoquer aucun effet indésirable local ou systémique chez le receveur ou le bénéficiaire de ce traitement, mais générant le plus approprié réponse bénéfique tissu cellulaire ou dans cette situation spécifique, et l'optimisation de la performance clinique de ce traitement."** [53].

Matériaux biocompatibles

La **biocompatibilité** d'un matériau désigne sa capacité à être tolérée par un organisme vivant, en particulier quand le matériau est présent au sein de l'organisme (prothèse). Cette condition est nécessaire pour que le matériau ne soit pas rejeté par le système immunitaire, ce qui créerait des complications. On distingue divers types de **biomatériaux** répondant à cela :

- **Des métaux.** Dans le cadre de prothèses remplaçant une partie d'os (tête de fémur, prothèse de genou, etc.), il peut être fait appel à des métaux comme **l'acier inoxydable** ou le **titane**. Ce dernier constitue le métal très **biocompatible**, car il est **inerte chimiquement** au sein de l'organisme. Ces métaux sont appréciés pour leur **résistance mécanique**, mais présentent quelques défauts : oxydation (même très lente), usure, etc.

V.3.1. Exigences mécaniques pour les biomatériaux :

Les propriétés d'un biomatériau doivent être adaptées à sa fonction. Les propriétés recherchées varient fondamentalement selon qu'il s'agit d'une articulation ou d'un vaisseau artificiels. Le tab.V.08 résume les propriétés mécaniques et signification pour des biomatériaux utilisés en médecine.

Propriétés	Signification pour des biomatériaux
<p><u>Mécanique</u></p> <p>-Limite d'écoulement, décompression, allongement à la rupture, striction à la tension/</p> <p>-Résistance à la rupture.</p> <p>-Limite de fatigue (essai Wöhler, essai de propagation des fissures).</p> <p>-Module d'élasticité.</p>	<p>-Important.</p> <p>-Important.</p> <p>-Très important.</p> <p>-Très important.</p>
<p><u>Physique</u></p> <p>-Structure.</p> <p>-Densité, porosité.</p>	<p><u>Applications spécifiques</u></p> <p>-Tensions aux interfaces.</p> <p>- Incorporation, influence sur la déposition.</p>
<p><u>Chimiques</u></p> <p>Oxydation, corrosion, résistance à l'usure.</p>	<p>-Très important.</p>
<p><u>Biologiques</u></p> <p>-Bio adhésion, bio compatibilité, bio corrosion.</p>	<p>-Très important.</p>

Tab. V.08 : Les propriétés mécaniques des biomatériaux utilisés en médecine.

V.4. Différent milieu utilisé en biomécanique

V.4.1. La biomécanique pour la santé

- **Evaluation de la motricité** : maintient de la personne à domicile, posturographie, évaluation des troubles fonctionnels de la posture et de la locomotion
- **Assistance au diagnostic clinique** : déficiences motrices (Alzheimer, Parkinson, vieillissement ...)
- **Evaluation et simulation de la suppléance motrice** (appareillage externe, prothèses), évaluation des traitements orthopédiques, amélioration des techniques de réhabilitation

- **Assistance à la rééducation** : quantification des actions, télé-rééducation, optimisation de la rééducation fonctionnelle

- **Robotique médicale**

Exemple de réalisation : Restauration fonctionnelle de la main et dynamique de la plasticité cérébrale après transfert tendineux en partenariat avec le CHU Grenoble et Grenoble Institut des Neurosciences

V.4.2.La biomécanique pour l'ergonomie

Conception de produits, ergonomie des postes de travail. Etudes des mouvements lors de la réalisation de tâches

V.4.3.La biomécanique pour le sport et le matériel sportif

- **Evaluation de la motricité** : systèmes embarqués, optimisation de la performance, évaluation des techniques sportives, quantification de la fatigue, optimisation et personnalisation de l'entraînement sportif, évaluation du profil sportif

- **Evaluation du matériel sportif** : répercussions motrices, traumatologie, optimisation par simulation, développement de matériel.

En sport c'est :



Figure V.1:Amélioration de la performance.



Figure V.2 : Adaptation du matériel.

Tout en cherchant à trouver des éléments de réponses aux questionnements suivants :

- Comment produire le plus d'énergie mécanique possible?

- Comment gérer la position du corps et des segments pour rester en équilibre? - Comment engendrer des déplacements segmentaires tout en restant stable? - Comment positionner les segments pour produire des rotations efficaces?;
- Quelle position du corps et quelles actions segmentaires pour produire une trajectoire haute?

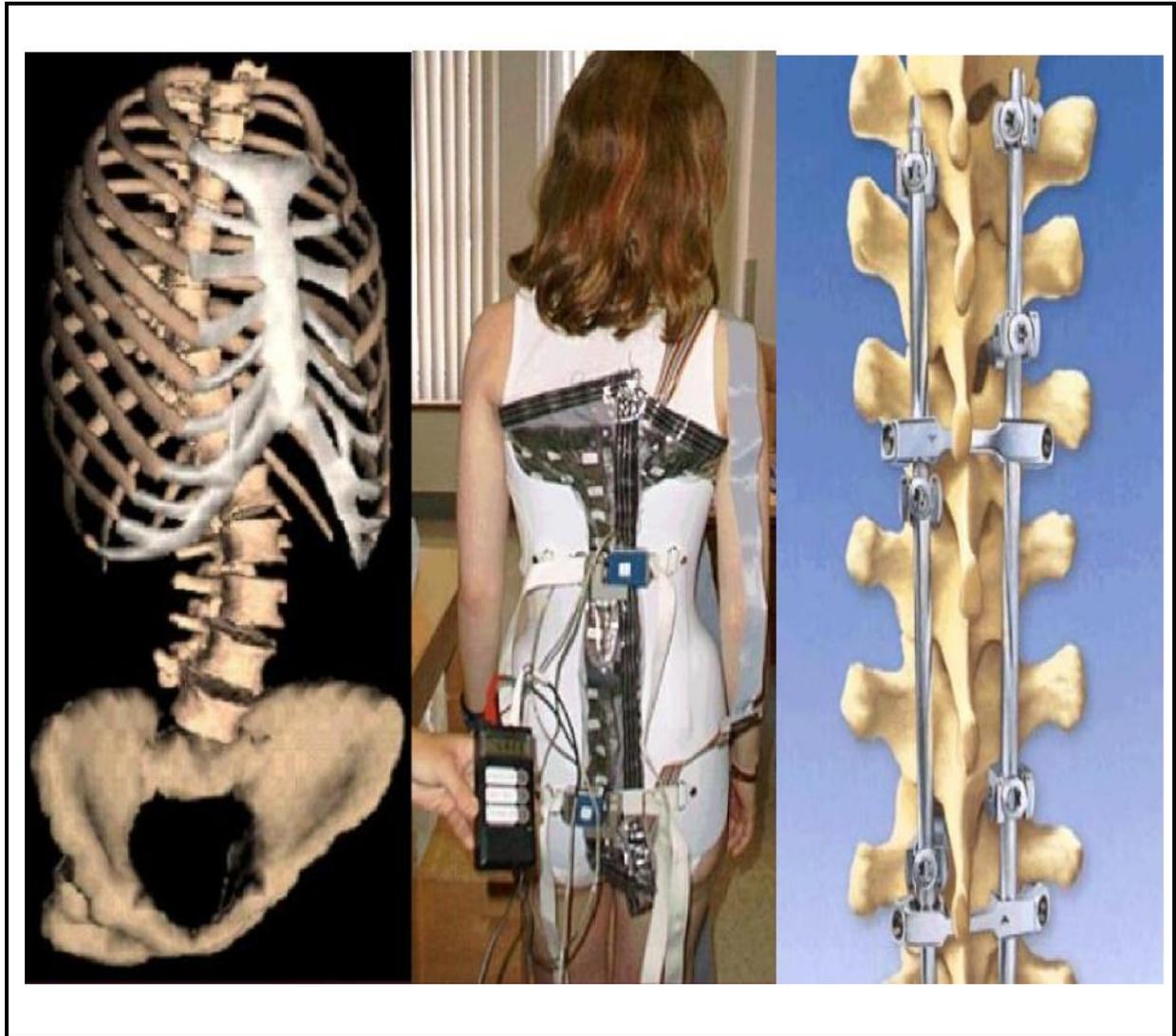


Figure V.3 : Compréhension des pathologies Optimisation des traitements Conception d'implants.

V.4.4. Les biomatériaux dans le domaine de l'isolation :

Le principe de l'isolation est de faire écran entre l'air froid et l'air chaud, ainsi que d'éviter la dispersion de la chaleur en hiver. Cette isolation doit être pensée en fonction des contraintes climatiques du lieu où se situe le bâtiment. L'isolation thermique est le principe de base de la maison passive. Elle emprisonne la chaleur à l'intérieur en hiver et garde la maison fraîche en été. La lutte contre le gaspillage d'énergie passe par l'isolation thermique des bâtiments chauffés. En France, et dans de nombreux pays, elle fait l'objet de réglementations. Elle est obligatoire en France. Les biomatériaux grâce à leurs propriétés sont très pratiques, et souvent simple d'utilisation. Certains matériaux de construction par exemple sont eux-mêmes des isolants directs, par exemple la paille ou la terre cuite. Ainsi, les constructeurs n'ont pas besoin de glisser des plaques ou des matériaux entre les parois.

Il faut donc prévoir l'isolation des murs, du plancher, du toit et des portes.

L'exploitation des murs : Il existe trois types d'isolations pour murs. [54]

L'isolation intérieure : Ce type d'isolations est le plus utilisé et le plus simple à mettre en œuvre. Les matériaux isolants sont placés entre les cloisons. Elle a l'avantage (qui est aussi un inconvénient dans certains cas) de ne pas présenter d'inertie thermique. L'inconvénient principale est la présence de points thermiques restants à traiter, de plus la qualité de l'isolation peut baisser avec le temps. Dans ce cas la ouate de cellulose est très pratique.

L'isolation extérieure : Elle permet de conserver la masse thermique du mur à l'intérieur de l'enveloppe isolée. L'habitation, chauffée en continu, monte en température lentement dans toute sa masse mais se refroidit faiblement lorsqu'elle est inoccupée. Cette utilisation est rentable en cas d'une forte utilisation des chauffages car l'isolation obtenue est forte. Cette isolation n'empiète pas sur l'espace de la maison, car elle est fait à l'extérieur et est nettement plus fine que l'isolation intérieure. Le liège est un biomatériau très efficace pour ce type d'isolation. C'est l'un des isolants les plus efficaces, il est ininflammable, résiste au insecte, champignons etc. Il se pose en fine plaques, d'où son utilisation pour l'isolation extérieure.

L'isolation intégrée : Ce type d'isolation utilise les matériaux de constructions comme isolation, des matériaux comme des briques de chanvres, du béton cellulaire sont utilisés. Ils servent de matériaux de constructions et ont des propriétés isolantes.

V.5. Le plancher représente aussi une perte de chaleur :

La chaleur s'élève, donc l'air au niveau des planchers est nettement plus froid. Le moyen le plus efficace d'isoler le plancher, est d'utiliser de la ouate de cellulose. Celle-ci est très efficace et s'applique facilement en le soufflant dans le plancher ouvert.

Ou alors on peut isoler la sous face du plafond avec des plaques isolantes.

L'isolation est donc aussi un domaine favorable à l'utilisation des biomatériaux, étant donné que les avantages sont nombreux : efficacité d'application, d'isolation phonique et thermique...

Le produit le plus utilisé dans le domaine de l'isolation reste la ouate de cellulose. Celle-ci est le plus connu des biomatériaux. Il faut savoir qu'elle est utilisée depuis plus de 80 ans aux États-Unis, qu'on accuse parfois (à tort) d'être complètement hermétique à la protection de l'environnement. Qu'est ce que l'ouate de cellulose ? Tout simplement du papier recyclé, obtenu à partir de journaux déjà imprimés, voire, dans certains cas, de papiers neufs non utilisés. Pour la fabriquer, on procède en plusieurs étapes : le papier est d'abord moulu et broyé, puis stabilisé grâce à des additifs inoffensifs à base de sels. Cela lui permet de résister aux insectes, à l'humidité ou aux flammes. Enfin, il possède un très bon rapport qualité-prix. La mise en œuvre peut-être manuelle ou mécanique, notamment s'il s'agit d'isoler des parties fermées ou difficilement accessibles. On peut l'humidifier, afin qu'il adhère à la paroi.

V.6. les risque des biomatériaux

- Le souci de préserver les patients des risques infectieux susceptibles d'accompagner leur mise en relation avec des biomatériaux se traduit par deux impératifs.

En premier lieu, la stérilité intrinsèque des matériaux implantables doit pouvoir être garantie et implique que ces matériaux puissent être stérilisés de façon à ne pas être vecteurs de germes. Le choix du traitement est alors fait en fonction des propriétés physico-chimiques des matériaux considérés. Les produits thermostables (métaux,

céramiques, certains polymères) sont stérilisés par la chaleur mais il est difficile d'arrêter une stratégie concernant les matériaux relativement thermosensibles. Pour ces derniers, les procédés se limitent à la stérilisation par l'oxyde d'éthylène ou d'autres agents chimiques, et à la radio stérilisation.

En second lieu, les matériaux implantables ne doivent pas favoriser le développement *in vivo* d'une flore microbienne endogène. Certains matériaux sont, en effet, propices à l'expression des propriétés adhésives des bactéries, ce qui peut favoriser leur prolifération et leur dissémination. C'est la raison pour laquelle les matériels placés dans des sites septiques à l'état normal (bouche, voies respiratoires, oreille externe, voies digestives, etc.) doivent être surveillés avec une attention particulière. Il est encore plus difficile de surveiller les implants transcutanés ou transmuqueux comme les implants dentaires. Ces dispositifs ont, en effet, l'inconvénient de mettre en communication un espace septique avec des tissus aseptiques et tout doit être mis en œuvre pour que cette communication ne puisse être empruntée par des germes. La recherche des conditions permettant la fermeture naturelle de ce passage par les cellules superficielles de la peau ou des muqueuses répond à cette préoccupation.

V.7.L'avancée des biomatériaux

Les biomatériaux de part leur évidente qualité vue ci-dessus possède des désavantages multiples. L'avantage des biomatériaux a un prix car ils ont des coûts plus élevés que les matériaux « classique ». En effet, leurs propriétés supplémentaires obtenues grâce aux différentes bio résines et bio fibres entraîne forcément une hausse des prix.

Une quasi absence de capacités de transformation et de production en France est aussi un réel problème qui empêche le prix de se réduire ; les producteurs sont peu développés (producteurs limités et de petites tailles) et on trouve malheureusement peu d'acteurs positionnés sur les nouveaux biomatériaux. Donc les moyens ne sont pas forcément les plus efficaces, des énergies fossiles sont donc malheureusement consommées. Mais des Pays comme le Canada ont investis beaucoup d'argent et ont développée cette filière de manière massive.

Interprétation

Le présente mémoire traite d'une technique de revalidation peu conventionnelle basée sur des principes différents de ceux habituellement utilisés pour des interventions chirurgicales comparables.

La stabilité du greffon mis en place permet au chirurgien d'autoriser la mise a la marche immédiate du patient sans risque de décèlement de la greffe fraîchement mise en place.

Il peut paraitre choquant de faire marcher une personne sur un genou œdémateux et endolori par les suites opératoires.

Il est vrai que les premiers pas sont hésitants ; mais après quelques mètres, le patient se détend et ses premières appréhensions s'amenuisent.

La rééducation qui suit doit absolument respecter les quelques règles ici énoncées :

- Proposer des exercices en chaine fermée pour que la co-contraction des muscles du membre inférieur (essentiellement ischion- jambiers et quadriceps) participe a la stabilisation de l'articulation
- Durant les huit premières semaines toute rotation du genou en charge doit être interdit
- Pas d'exercices en chaine ouvert pendant les huit premières semaines

Il faut muscler progressivement les membres inférieurs afin de ne pas surcharger l'articulation du genou avec des contraint qui pourraient endommager le cartilage articulaire.

Si ces règles sont suivies, le genou opéré apte a supporté les contraintes endurées par des travaux lourds, et ces dès le quatrième mois.

Pour plus de sécurité, un sportif confirmé suivra une rééducation complémentaire axée sur la pratique spécifique de son sport.

Il ne nous a pas été possible de suivre un patient en particulier tout au long de son traitement. Cependant, l'observation de plusieurs sujets a des stades de revalidation différents, nous a fortement impressionnés. Il nous est apparu que pour le patient, ce type de traitement est très favorable et présente de nombreux avantages.

Il eut été intéressant de pouvoir comparer le traitement ici décrit avec la méthode plus classique généralement utilisée après de ce type d'intervention chirurgicale, à savoir la mise en décharge du membre opéré pendant six semaines.

Le peu de ces disponibles a malheureusement rendu cette étude impossible.

Cette technique ne nécessite pas l'utilisation d'une foreuse, il n'y a donc pas de mort cellulaire engendrée par l'échauffement d'une mèche en rotation.

- Les tubes spéciaux ne nécessitent aucune préparation ni aucune manipulation des greffons un ;
- La greffe est maintenue en place par contact dur ;
- L'intervention peut être réalisée arthroscopiquement ;
- L'utilisation de carottes ostos cartilagineux de grandes tailles permet de combler un « defect » sans laisser trop d'espaces morts. Espaces qui seront comblés par un fibrocartilage et pas par du cartilage articulaire.

CONCLUSION
GENERALE

Conclusion Générale

L'articulation du genou, la plus grosse articulation du corps humain, est une articulation mixte trochoïde-trochléenne. Le mouvement de flexion se compose d'une phase de roulement et d'une phase de glissement. Lorsque l'articulation est fléchie, des mouvements de rotation sont possibles, (ces mouvements sont automatique). Dans la rotation, le fémur et les ménisques se déplacent par rapport au tibia; par contre, - dans la flexion et l'extension, le fémur se déplace par rapport aux ménisques par des mouvements de glissement et de roulement.

La détérioration de l'articulation du genou amène à l'utilisation de la PTG, les matériaux utilisés sont le titane, le chrome-cobalt et l'oxonium, le plus performant est l'oxonium pour ses propriétés mécaniques très élevés, l'oxinium est dure comme le granit et solide comme l'acier.

La contrainte maximale, ainsi que la pression dans l'ensemble Contact « fémur/tibia » dans les points d'application de la charge, des deux corps en contact. La contrainte pour le couple PEHD/chrome-cobalt est supérieur à celle du couple PEHD/oxinium, ce dernier est supérieur à celle de l'os.

Ce qui donne que la prothèse en oxinium est la meilleure, elle protège le plateau en polyéthylène contre l'usure, donc une longue vie pour la PTG.

La liste des figures

Chapitre I :

Figure. I.1 : les différents types de cartilages.

Figure. I.2: Graphique des constituants du cartilage articulaire.

Figure. I.3: Structure du cartilage articulaire.

Chapitre II :

Figure .II. 1: Vue supérieure des ménisques du genou.

Figure. II. 2: Coupe frontale du genou (vue antérieure).

Figure .II. 3: Les ligaments du genou (capsule réséquée).

Figure. II. 4: Les haubans musculaires du genou.

Figure .II.5: Les axes de l'articulation du genou.

Figure. II.6: Les degrés de liberté du genou.

Figure .II.7: Mouvement des condyles sur les glènes lors de la flexion-extension.

Figure. II.8: Mouvements des condyles sur les glènes lors des rotations axiales.

Chapitre III :

Figure. III.1: Prothèse totale de genou.

Figure. III. 2 : Prothèse unicompartmentale.

Figure .III. 3 : Radiographie de l'implantation.

Figure. III.4 : Arthrose fémoro-patellaire.

Figure .III.5 : Prothèse fémoro-patellaire.

Figure. III. 6 : Prothèse de reprise.

Figure .III. 7 : Différents modes de faillite du polyéthylène sur les prothèses de type Hermes-Cloutier™ conservant les ligaments croisés exposent le polyéthylène tibial fixe.

Figure .III.8 : Des morceaux entiers de Polyéthylène se sont détachés de l'insert tibial.

Figure. III. 9 : Arthrose interne, Nécrose interne, Arthrose externe.

Figure. III.10 : Schéma d'une PUC interne sans ciment.

Figure. III. 11 : La fixation de l'implant en Polyéthylène par du ciment : Exemple de 10 ans de recul.

Figure .III. 12 : Exemple de PUC interne avec plateau tibial sans ciment après 10 ans de recul.

Figure. III.13 : Prothèse totale de genou.

Figure. III .14 : Radiologie de prothèse de genou.

Figure .III.15 : butée contre la came postérieure.

Figure. III. 16 : Dévissage de la fixation du PE- usure du metal et débris métalliques.

Figure .III.17 : mobilité du PE ostéolyse autour des vis.

Figure. III.18 : Contact linéaire, Contact grande surface.

Figure. III. 19 : Contraintes dans une PTG rotatoires (d'après DENNIS).

Figure .III. 20 : Phénomène de lift-off.

Figure. III. 21 : Mobilité du PE en extension / flexion du genou.

Figure. III. 22 : luxation d'une PTG rotatoire.

Chapitre IV :

Figure. IV. 1 : Classification des lésions cartilagineuses selon Outerbridge.

Figure .IV. 2: Les quatre stades radiologiques de l'ostéochondrite disséquante.

Figure. IV. 3: Evaluation de la taille du "defect" ..

Figure .IV. 4: Prélèvement du greffon.

Figure. IV. 5: Préparation de la cavité réceptrice.

Figure. IV. 6: Représentation de l'angle correct de pénétration des différents tubes.

Figure .IV.7: Calibrage à l'aide du "Alignment Stick».

Figure .IV .8: Mise en place du greffon.

Figure. IV.9: Illustration du transfert de plusieurs greffons.

Chapitre V :

Figure. V.1: Amélioration de la performance.

Figure .V.2 : Adaptation du matériel.

Figure V.3 : Compréhension des pathologies Optimisation des traitements Conception d'implants.

La liste des tableaux

Chapitre V :

Tab. V.01: Comparatif des principales propriétés mécaniques des alliages métalliques chirurgicaux et de l'os cortical.

Tab. V.02: Les compositions chimiques des alliages de CoCr.

Tab. V.03: Propriétés mécaniques du titane.

Tab. V.04 : Principales céramiques utilisées pour les applications médicales.

Tab. V.05 : Caractéristiques techniques de l'hydroxyapatite.

Tab. V.06. Principales propriétés mécaniques des biomatériaux céramiques.

Tab. V.07.1: Applications biomédicales de quelques polymères.

Tab. V.07.2 : Principales propriétés mécaniques de biomatériaux polymères méthyle

Tab. V.08 : Les propriétés mécaniques des biomatériaux utilisés en médecine.

*Références
Bibliographiques*

Références Bibliographiques

- [1] PEYRON, J. et STANESCU, V., Cartilage artuculaire normal de l'adulte. Anatomie, Physiologie, métabolisme, vieillissement, Editions Techniques, Encycl.méd.chim.(Paris-France), Appareil locomoteur, 14-003-A-10, 1994, pp14
- [2] MARIEB E.N., Anatomie et physiologie humain, canada, DeBoeck, 1992,1014p.
- [3] KAPANDJI I.A ., La physiologie articulaire , Le membre inférieur , Tome II, Paris, Maloine, 1985,270p.
- [4] NETTER FRANK H., Atlas d'anatomie humaine, Novartis, New Jersey, Maloine, 1997,514p.
- [5] [http:// www. Prothèse totale du genou PTG.htm](http://www.Prothèse totale du genou PTG.htm)
- [6] Wasielewski RC, Parks N, Williams I, et al : Tibial insert undersurface as a contributing source of polyethylene wear debris . Clin Orthop 1997.
- [7] Wasielewski RC: The Causes of Insert Backside Wear in Total Knee Arthroplasty Clin Orthop Vol 1(404) Nov 2002
- [8] Conditt MA, ThompsonMT, Usrey MM, Ismaily SK, N Ooble PC: Backside Wear of polyethylene Tibial Inserts : Mechanism and Magnitude of Material Loss_ J of Bone Joint Surg (A).2005;
- [9] Conditt MA., Stein , J A, Noble PC_factors affecting the severity of backside wear of modular tibial inserts_ J of Bone Joint Surg (American).2004,
- [10] Rees JL, Beard DJ, Paris AJ, Gill HS, McLardy-Smith P, Dodd CA , Murray DW. Real in vivo Kinematic differences between mobile-bearing and fixed- bearing totalKnee arthroplasties. Clin Orthop Relat Res.2005;
- [11] Hrman MK, Banks SA, Hodage WA. The magnitude of in vivo moyion and wear on modular tibial inserts: backside versus articular surface – JBJS Volume 86-B Supplement IV, 2004, P425
- [12] Engh GA, Koralewicz LM, Pereles TR: Clinical results of modular polyethylene insert exchange with retention of total Knee arthroplasty components.J Bone Joint Surg, 2000
- [13] Ezzet KA, Garcia R, Barrack RL: Effect of component fixation method on osteolysis in total Knee arthroplasty. Clin Orthop 1995
- [14] Lewis PL, Rorabeck CH, Bourne RB : Screw osteolysis after cementless total Knee replacement. Clin Orthop, 1995
- [15] Peters PC, Engh GA, Dwyer KA, Vihn TN: Osteolysis after total Knee athroplasty without cement. J Bone Joint Surg, 1992

[16] Engh, GA, Lounici, Smain MS, Rao AR, Collier MB: In Vivo Deterioration of Tibial Baseplate Locking Mechanisms in Contemporary Modular Total Knee Components JBJS Volume 83 – A(11), Novembre 2001,

[17] Rao AR , Engh GA, Collier MB, Lounici S. Tibial interface wear in retrieved total knee components and correlations with modular insert motion. J Bone Joint Surg Am. 2002;

[18] Pappas MJ, Buechel FF In- vitro testing of New Jersey knee replacement system and incongruent knee prosthesis using the New Jersey knee simulator. Biomed Engineering Corp. report, Appendix I, Stress calculations January 1979.

[19] Bartel DL , Bicknell VL , Wright TM : The effect of conformity, thickness and material on stresses in ultra- highmolecular weight components for total joint replacement . J Bone Joint Surg Am. 1986

[20] Bartel DL, Burstein AH, Toda MD, Edwards DL. The effect of conformity and plastic thickness on contact stress in metal backed plastic implants. J Biomech Eng. 1985;107: 193-199.

[21] Bartel DL, Rawlinson JJ, Burstein AH, Ranawat CS, Flynn WF Jr Stresses in polyethylene components of contemporary total knee replacements. Clin Orthop Relat Res. 1995;

[22] Rullkoetter PJ, Gabriel SM, Colleran DP, Zalenski EB. The relationship between contact stress and contact area with implications for TKR evaluation and design. Transactions 45th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society. 1999;

[23] McEwen HM, Barnett PI, Bell CJ, Farrar R, Auger DD, Stone MH, Fisher J. The influence of design, materials and Kinematics on the in vitro wear of total Knee replacements. J Biomech. 2005;

[24] Pooley C, Tabor D: Friction and molecular structure: The behavior of some thermoplastics. Proc R Soc Lond, 1972

[25] Marris H, Barton DC, Jones RA, Ward I M, Fisher J, Doyle C. Doyle C. Comparative wear under four different tribological conditions of acetylene enhanced cross- linked ultrahighmolecular weight poly-ethylene. J Mater Med. Sci Mater Med. 1999;

[26] Valerio Sansone, Marco de Gama Malchér Mobile- Bearing total knee prosthesis A 5-to 9-year follow-up of the first 110 consecutive arthroplasties J Arthroplasty 2004, Vol 19

[27] Morgan M, Brooks S., Nelson R_ meniscal bearing and rotating platform total knee arthroplasty in young active patients j bone j surg 2006 vol 88(B), p 108

[28] Mayor MB, Currier j.H., Collier j.p et al., Measurement of backside wear in retrieved PFC polyethylene tibial bearings Edited, Podium Presentation given at the 72nd Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons in Washington, DC, February 23-27 (2005)

[29] Atwood SA, Currier JH, Mayor MB., Collier JP et al. Clinical Wear Measurement on Low Contact Stress Rotating Platform knee Bearings-J.-Arthroplasty Buechel.2008

[30] Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz RD, Outten JT, Sharma A MBK- Do the PE Bearings Rotate Clin Orthop Rel Res, 2005.

[31] Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz RD, Outten JT, Sharma A MBK- Do the PE Bearings Rotate Clin Orthop Rel Res, 2005.

[32] Komistek RD, Dennis DA, Mahfouz MR, Walker S, Outten J-In Vivo Polyethylene Bearing Mobility Is Maintained in Posterior Stabilized Total knee Arthroplasty-Clin Orthop Relat Res.2004

[33] Brown C, Tipper JL, Bell C, Kamali A, Fisher J, Ingham E. Comparaison of wear particles generated by fixed and rotating platform mobile bearing knee designs Transactions 51 st Annual Meeting, Orthopaedic Research Society.2005; Huang CH, Ma HM, Liao JJ, Ho FY, Cheng CK. Late dislocation of rotating platform in NewJersey low contact stress knee prosthesis.Clin Orthop Relat Res.2002;

[34] Huang CH, Ma HM, Liao JJ, Ho FY, Cheng CK.. Osteolysis in failed total knee arthroplasty : a comparaison of mobile bearing and fixed bearing knee. J Bone Joint Surg Am

[35] Fantozzi S, Leardini A, Banks SA, Marcacci M, Giannini S, Catani F. Dynamic in vivo tibio-femoral and bearing motions in mobile bearing knee arthroplasty. Knee surg Sports Traumatol Arthrosc.2004

[36] Price, A.J.; Rees, J. L.; Beard,D.; Juszczak, E.; et Al. A mobile- bearing total knee prosthesis compared with a fixed –bearing prosthesis: A multicentre singleblind randomisedcontrolled trial J B J S 2003 Vol 85

[37] Cheng CK, HuangCH, Liao JJ, Huang CH. The influence of surgical malalignment on the contact pressures of fixed and mobile bearing knee prostheses-a biomechanical study . Clin Biomech (Bristol, Avon).

[38] Minoda Y,ko bayashi A, Iwaki H, Miyaguchi M, et Al-Characteristics of polyethylene wear particules isolated from synovial fluid after mobile-bearing and posterier stabilized total knee arthroplasties. J Biomed Mater Res B Appl Biomater.2004

[39] MINAS, T., MD,FRCS , M.S. and NEHRER S., M.D.T., Current concepts in the treatment of articular cartilage defects, Orthopaedics, June 1997, Vol XX, N°6,PP.525-538

[40] CLEMENS M.et XHARDEZ Y., Le genou opéré, Bruxelles, Prodim, 1984,178 P

[41] BOBIC,V ., M.D.and MORGAN C. D.,Osteochondral autograft – transfer System (OATS) TM-Surgical technique , Osteochondral autograft transfer, Aethrex, 1998, p.22 .

[42] Thèse présenté pour obtenir le Diplôme de Magister en Physique Spécialité: Sciences des Matériaux, Option : Métallurgie. Thème par HERZI Abdelkarim. Page : 13-16.

[43] Thèse présentée devant l'Institut National des Sciences Appliquées de Rennes en vue de l'obtention du Doctorat de Sciences des Matériaux – option Métallurgie Par Erwann DELVAT 2006.

[44] L. L. Hench, R. J. Splinter, W. C. Allen, T. K. Greenee, J. Biomed. Res. (2), (1972) p 117.

[45] Rainer Schmidt. Comportement des materiaux dans les milieux biologique. *Application en médecine et biotechnologie* .Page :279-281.

[46] Thèse : Films minces de dioxyde de titane déposés sur titane MOCVD : Microstructure et biocompatibilité. Présentée et soutenue par Simona Andreia JACOTA POPESCU Le 14 novembre 2008.

[47] Thèse délivrée par l'Institut National Polytechnique de Toulouse. Discipline ou spécialité: Sciences et Génie des Matériaux. Titre : Elaboration de poudres et de dépôts de phosphates de calcium silicatés à usage de biomatériaux. Présentée et soutenue par Ramona- Nicoleta BORȘA. 2008.

[48] Biomateriaux,biomatériels et bio-ingénierie en chirurgie orale et maxillo-facial (1) DMuster JLVouillot JHDubruille-1999

[49] Mémoire Présenté par Carine WIRTH Pour l'obtention du diplôme de l'Ecole Pratique des Hautes Etudes influence de l'état de surface de l'alliage nickel-titane sur le comportement cellulaire. Page: 8-19.

[50] The biomedical engineering hand-book par Joseph d. Bronzino.

[51] Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme de magistère En Mécanique. Option Construction mécanique, par NAILI Mokhtar : Modélisation géométrique d'une prothèse totale de hanche.

[52] M.DAVARPANAH, et al ; 2008, Manuel d'implantologie clinique, concepts, protocoles et innovations récentes 2 e édition.

[53] D.F. Williams, the Williams dictionary of biomaterials. . Liverpool: Liverpool University Press, 1999.

[54] <http://biomatériauxconstruction.blogspot.com/2012/03/3-les-biomatériaux-dans-des-domaines.html#!/2012/03/3-les-biomatériaux-dans-des-domaines.html>