

Y...N° d'ordre : /2012/DM

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

UNIVERSITÉ DE BATNA

FACULTÉ DE TECHNOLOGIE  
DÉPARTEMENT DE MÉCANIQUE

Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme de

MAGISTÈRE

En

Génie Mécanique

Option : Biomécanique

Par

**MEZACHE Fatiha**

---

**PRINCIPES BIOMÉCANIQUE DE LA PROTHÈSE  
DU GENOU**

---

Soutenue le : 02 / 07 /2012

Encadré par : **Dr. MAZOUZ Hammoudi.**

Devant le jury :

Pr. Rachid BANBOUTA  
Dr. Hammoudi MAZOUZ  
Pr. Mourad BRIOUA  
Dr. Allaoua MEKHALFE

Pr. Université de Batna  
M.C. Université de Batna  
Pr. Université de Batna  
M.C. Université d'Annaba

Président.  
Rapporteur.  
Examineur.  
Examineur.

Année Universitaire 2011 / 2012



## REMERCIEMENTS

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 : **Pr. Rachid BANBOUTA**

et membres du Jury : **Pr. Mourad BRIOUA**

**Dr. Allaoua MEKHALFE**

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

Je remercie également mon collègue **Amedeh hacène** pour ses conseils ; sa gentillesse et son optimisme.

Je tiens à remercier profondément **Hichem Amrani** pour son grand aide, merci.

Je désire assurer **mes parents** merci beaucoup; **mes frères et sœurs**; **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.

Je voudrais exprimer ma gratitude à monsieurs le professeur **derdous** et le docteur, **Benmaayouf Samir (CHU)**, pour leurs gentillesse, et la pertinence de leurs remarques, et pour leurs aides.

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

---

<b>Introduction Générale</b> .....	1
------------------------------------	---

## **Chapitre I État de l'art du genou**

Introduction.....	3
<b>1. Genou</b> .....	3
1.1. Anatomie du genou.....	3
1.2. Structure osseuse.....	5
1.2.1. Femur .....	5
1.2.2. Rotule.....	5
1.2.3. Tibia.....	6
1.2.4. Cartilages.....	6
1.2.5. Elements de contention articulaires.....	7
1.2.5.1. Capsule articulaire.....	7
1.2.5.2. Ligaments.....	8
1.2.6. Membrane synoviale .....	9

## **Chapitre II Complications du genou**

<b>1. Arthrose</b> .....	12
1.1. Types d'arthrose.....	12
1.1.1. Arthrose tricompartmentale.....	12
1.1.2. Arthrose unicompartmentale.....	13
1.1.2.1. Arthrose du compartiment externe en valgus.....	13
1.1.2.2. Arthrose du compartiment interne en varus.....	13
1.1.3. Arthrose fémoro-patellaire.....	13
1.2. Causes de l'arthrose.....	13
1.2.1. Axe des membres inférieurs.....	13
1.2.2. poids.....	14
1.2.3. Traumatisme.....	14
1.2.4. Maladies.....	14
<b>2. Sollicitations du genou</b> .....	15
2.1. Axes du genou.....	16
2.1.1. Flexion.....	16
2.1.2. Extension.....	17

# Sommaire

---

2.1.3. Rotation.....	17
2.1.3.1. Rotation interne et externe.....	17
2.1.4. Les mouvements mineurs.....	17
2.2. Stabilisation Dynamique.....	18
2.3. Stabilisation Ligamentaire.....	19
2.4. Mobilité des ménisques en flexion-extension.....	20
2.5. Mobilité des ménisques en rotation.....	21
<b>3. Biomécanique du mouvement de flexion-extension.....</b>	<b>21</b>
3. 1. Mouvement des condyles sur les cavités glénoïdales.....	21
3. 2. Rotation automatique.....	22
<b>4. Biomécanique du mouvement de rotation.....</b>	<b>22</b>

## Chapitre III Prothèses totales de genou

<b>1. Historique .....</b>	<b>23</b>
<b>2. Etat de l'art des prothèses de genou.....</b>	<b>23</b>
2.1. Prothèse totale de genou conservant les deux ligaments croisés.....	23
2.2. Prothèse totale de genou conservant le ligament croisé postérieur.....	24
2.3. Prothèse totale de genou sacrifiant le ligament croisé postérieur.....	27
2.4. Cinématique des Prothèses totales de genou.....	28
2.5. Usure des Prothèses totales de genou.....	30
2.6. Luxation des Prothèse totale de genou.....	32
<b>3. Description d'une prothèse de genou.....</b>	<b>34</b>
3.1. Prothèse totale de genou.....	35
3.2. Prothèse Unicompartmentale.....	37
3.3. Prothèse fémoro-patellaire.....	38
3.4. Prothèses de reprise.....	38
3.5. Durée de vie.....	39
3.6. Principales complications possibles.....	40
<b>3. Classification des prothèses tricompartmentales.....</b>	<b>41</b>
3.1. Charnières simples.....	41

# Sommaire

---

3.1.1. Prothèses de première génération.....	41
3.1.2. Prothèses de deuxième génération.....	44
3.1.3. Prothèses charnières de troisième génération.....	49
3.2. Prothèses à glissement.....	53
3.2.1. Prothèses à polyéthylène fixe.....	53
3.2.2. Prothèses à polyéthylène mobile.....	55
3.3. Prothèses de reprise.....	64

## Chapitre IV

### Interpretation et resultats des prothèses de genou

1. But d'une prothese de genou.....	66
2. Analyse de la marche et des contraintes sur le genou.....	66
3. Matériaux.....	69
3.1. Caracteristiques du polyéthylène.....	69
3.2. Analyse du comportement du polyéthylène sous les conditions de charge.....	71
4. Défaillance de la fixation osseuse.....	74
5. Fracture de l'implant.....	75
6. Usure du polyéthylène.....	75
7. Les activités physiques et sportives conseillés.....	75

## Chapitre V

### Etablissement des contraintes au niveau de la prothèse

1. Introduction.....	77
2. Interpretation des resultats.....	80
2.1. Resultats de l'abaqus.....	80
2.2. interpretation.....	86
<b>Conclusion générale.....</b>	<b>88</b>

***INTRODUCTION***  
***GENERALE***

## Introduction générale

Dès les années soixante, la prothèse du genou a connu d'importantes avancées ces dernières années et plusieurs milliers de patients ont subi cette intervention avec de bons résultats.

Alors Grâce aux prothèses de genou, de nombreux patients souffrant d'arthrose évoluée, de polyarthrite rhumatoïde, de nécrose articulaire, d'accident d'origine sportive ou autre... peuvent ainsi se déplacer de nouveau sans aide humaine ou mécanique.

Depuis une vingtaine d'années, le nombre de modèles de prothèse totale du genou (PTG) s'est considérablement diversifié. Le remplacement prothétique du genou est beaucoup plus complexe que celui de la hanche. Cela tient essentiellement à l'anatomie et à la biomécanique de cette articulation et au rôle important des structures ligamentaires périphériques et axiales.

Cela tient également à l'extrême diversité des détériorations graves du genou qu'elles soient arthrosiques, inflammatoires, post traumatiques ou nécrosantes. C'est dire qu'il semble difficile de résoudre l'ensemble des problèmes avec un seul type d'implant.

Cette intervention concerne le plus souvent des personnes âgées, mais il arrive aussi que des patients plus jeunes soient opérés. En général, elle n'est envisagée que lorsque les traitements médicaux ont échoué. Les motifs, qui conduisent à proposer le plus souvent un tel geste chirurgical, sont avant tout, l'existence de douleurs journalières ou suffisamment intenses pour perturber la vie de tous les jours et rendre la marche difficile mais, il peut s'agir également:

- d'une forte raideur du genou,
- d'une instabilité gênante de celui-ci,
- ou de déformations importantes de l'articulation.

Les complications au long cours de ce type de chirurgie sont devenues rares et les prothèses du genou donnent des résultats très satisfaisants dans plus de neuf cas sur dix, pendant au moins 10 ans. On peut espérer récupérer après la pose de la prothèse une bonne mobilité du genou avec une flexion de l'articulation de l'ordre de 120°, ce qui permet la reprise d'une marche normale, sans cannes, ainsi que la montée et la descente d'escaliers, la pratique du vélo.

Lorsque l'indication opératoire est posée en présence d'une gonarthrose invalidante trois solutions peuvent être discutées:

- l'ostéotomie tibiale ou fémorale,
- la prothèse unicompartmentale
- et la prothèse totale.

Trois critères essentiels doivent être retenus concernant le choix des indications:

- Chaque technique doit être retenue en fonction de ses conditions optimales de réussite.
- Il faut minimiser à égalité de chance de succès le volume opératoire pour garder en cas d'échec une solution de rattrapage de bonne qualité.
- Il faut adapter l'indication au terrain et à la motivation des patients.

C'est pour ces conditions qu'on a choisi ce thème. Ce présent mémoire s'articule autour de 5 chapitres:

- Le premier chapitre est une présentation globale des connaissances sur la structure osseuse du Genou, son anatomie; et sa physiologie.
- Le deuxième chapitre concerne la gonarthrose ainsi que les soins actuellement proposés en fonction de leur gravité et les sollicitations possibles. Ce chapitre se termine par la biomécanique du mouvement du genou.
- Le troisième chapitre traite des travaux réalisés sur des prothèses existantes. Ces travaux sont présentés en plusieurs parties, ensuite la description d'une prothèse de genou, les différents types de PTG, ainsi que leurs classifications, leurs durées de vie et les complications possibles après pose de PTG.
- Le chapitre IV, est une analyse de la marche et des contraintes sur le genou, de l'analyse du comportement du polyéthylène sous les conditions de charge, les caractéristiques des matériaux utilisées et se termine par les activités physiques et sportives conseillés et de conseillés.
- Le chapitre V, fait l'objet de la validation de notre modèle. Interprétation de nos résultats.
- Le chapitre VI, c'est la conclusion générale.

*Chapitre I*  
*État de l'art du genou*

## **Introduction**

Une articulation est l'endroit où des os sont reliés tout en pouvant bouger les uns par rapport aux autres dans certaines directions.

L'articulation du genou permet de plier et d'étendre le genou. Cette articulation est soumise à de très fortes contraintes, en particulier lors de sports où le genou doit pivoter (par exemple le football), d'activités nécessitant une position à genou ou accroupie, ou de travaux de force.

Pour comprendre le fonctionnement du genou, connaître ses défaillances, réaliser les énormes progrès dans le traitement des différentes pathologies, ce chapitre est consacré pour des généralités sur le genou, son anatomie, sa structure osseuse et sa physiologie.

## **1. Genou**

Le genou est une articulation complexe, à la fois mobile, souple, solide et résistante. Il supporte le poids du corps et lui permet ses multiples activités sportives, il doit être stable pour ne pas entraîner de chute.

Lors de ces mouvements, la jambe tourne aussi sur elle même sans que l'os se rende compte (ces mouvements s'appellent des rotations automatiques).

Le genou est une articulation de type synoviale, recouvert de cartilage, présente une fente articulaire et une membrane synoviale. Elle est constituée de la partie basse du fémur (condyle fémoral) et de la partie haute du tibia (plateau tibial) et Patella.

La fibula ne participe pas au mouvement du genou. Présente deux compartiments en continuité avec une membrane synoviale unique.

### **1.1. Anatomie du genou**

L'articulation du genou est composée de trois parties:

- L'extrémité inférieure du fémur qui a la forme de deux roues accolées : les condyles
- L'extrémité supérieure du tibia, en plateau.
- La rotule (Patella): petit bouclier situé sur l'avant du fémur. Elle est la troisième partie osseuse du genou. Cet os situé à la face antérieure du genou coulisse dans la trochlée fémorale lors de la flexion/extension du genou et constitue la poulie de réflexion de l'appareil extenseur. Le muscle quadriceps et la rotule (appelés appareil extenseur) permettent d'étendre la jambe. Leur rôle est très important lors de la marche car ils verrouillent le genou.

Les deux extrémités, condyles fémoraux, et plateaux tibiaux, sont recouvertes de cartilage, ce cartilage baigne dans du liquide appelé "liquide synovial" qui lubrifie et nourrit le cartilage. C'est l'usure de ce cartilage qui définit l'arthrose.

Au niveau du genou, il existe 4 ligaments principaux:

- deux ligaments latéraux, (interne et externe) situés de chaque côté du genou et
- deux ligaments centraux appelés croisés car ils se croisent en plein milieu du genou; il existe un ligament croisé antérieur (LCA) et un ligament croisé postérieur (LCP).

Ces ligaments maintiennent en contact le fémur et le tibia (Figure I.1).

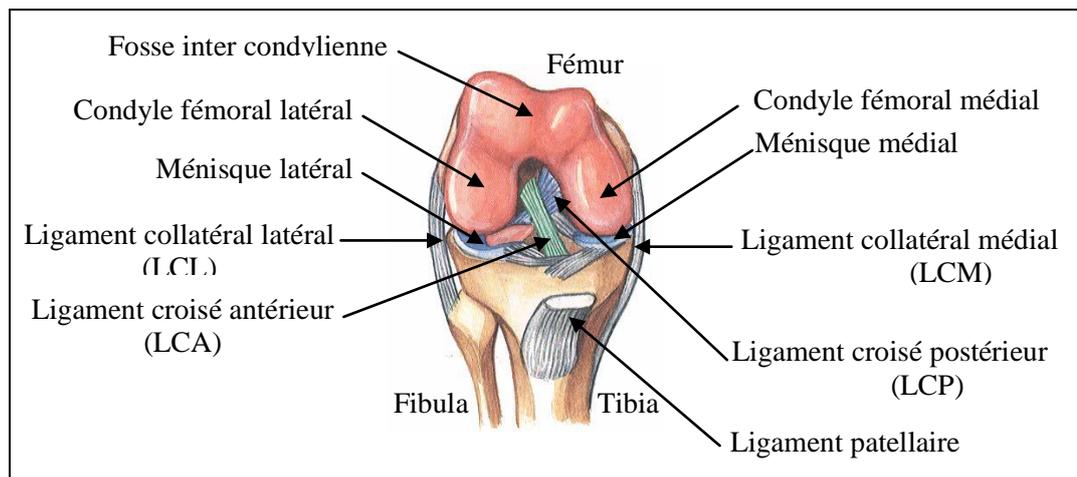


Figure I.1: Anatomie du genou

Au contraire de la hanche qui est une articulation avec une stabilité intrinsèque par emboîtement, le genou comporte trois compartiments permettant six degrés de liberté (Figure I.2).

- le compartiment fémoro-tibial interne,
- le compartiment fémoro-tibial externe,
- et le compartiment fémoro-rotulien, situé entre le fémur et la rotule (non représentée sur le schéma).

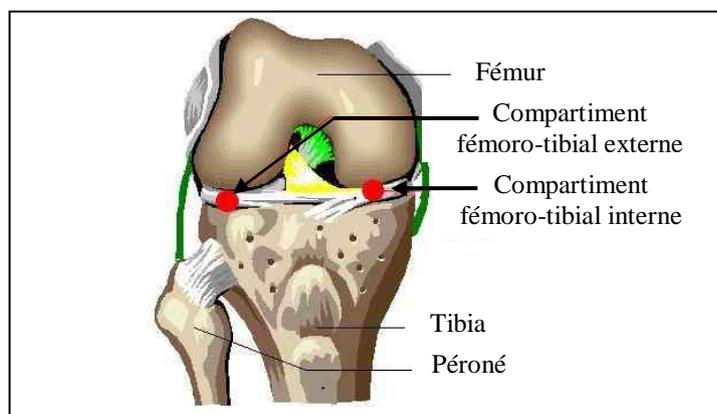


Figure I.2: Compartiments du genou [1]

La stabilité de l'articulation est extrinsèque, assurée par un système ligamentaire complexe et contrôlée par des muscles. L'idéal serait de remplacer les surfaces articulaires usées en respectant, dans la mesure du possible, l'appareil ligamentaire. Ainsi la cinématique de la nouvelle articulation serait proche de la normale.

Dans le domaine de la chirurgie de reconstruction articulaire, la prothèse totale du genou est reconnue aujourd'hui comme une opération efficace sur le contrôle de la douleur et la restauration d'une fonction articulaire appréciable. Les bons résultats de plusieurs séries, avec un recul dépassant les dix ans, ont encouragé les patients de plus en plus nombreux à demander cette chirurgie pour améliorer leur qualité de vie. [2]

## **1.2. Structure osseuse [3]**

### **1.2.1. Fémur**

Le fémur c'est l'os le plus long de l'organisme et il constitue à lui seul le squelette de la cuisse. S'étend de la hanche jusqu'au genou. Il présente une direction oblique vers l'intérieur, puisque la distance entre les hanches est supérieure à celle entre les genoux. Pour compenser en partie l'approche des deux fémurs à l'axe corporel, les tibias se séparent. Le genou acquiert ainsi l'aspect d'une articulation angulaire vers l'extérieur, en valgus. L'ensemble des deux membres inférieurs devrait donc présenter la forme d'un X.

A son extrémité supérieure il s'articule dans la hanche avec l'os coxal et transmet les lignes de force depuis le tronc jusqu'au genou.

Il se termine par l'extrémité inférieure, qui avec le tibia, constitue l'articulation principale du genou. Elle est formée par deux éminences osseuses ou condyles séparés par une rampe ou trochlée fémorale. Par cette trochlée glisse la rotule.

### **1.2.2. Rotule**

C'est un os aplani, d'apparence arrondie, ou même ovale, qui se prolonge vers le bas par son sommet ou pole inférieur. Il possède deux superficies:

- Face antérieure, convexe, qui sert de poulie de réflexion aux tendons du quadriceps et rotulien.
- Face postérieure. Orientée vers l'intérieur de l'articulation, elle présente deux facettes, interne et externe, qui contactent avec les condyles fémoraux correspondants, en adaptant sa forme concave à la convexité des condyles.

### 1.2.3. Tibia

Avec le péroné, le tibia forme le squelette de la jambe, il supporte le poids corporel et transmet les lignes de force depuis la cheville jusqu'au genou.

Sa partie supérieure est une plate-forme divisée en deux soucoupes, interne et externe, qui servent d'appui aux condyles fémoraux.

La partie inférieure a une éminence ou malléole interne de la cheville. Avec la malléole externe du péroné, elle constitue une authentique pince tenant l'astragale.

Le tibia et le péroné se réunissent aussi dans leur partie supérieure, et forment une articulation pratiquement fixe, puisque juste des mouvements de glisse peuvent être réalisés.

### 1.2.4. Cartilages

Toutes les superficies de glisse articulaire sont couvertes par des cartilages protecteurs de l'os, dans les zones de contact. La friction anormale due à une mauvaise coaptation des superficies ou à des surcharges va provoquer des altérations pathologiques dans ces cartilages. L'os, en perdant sa protection, souffre aussi des dommages structuraux. Toute l'articulation subira un processus dégénératif, occasionnant, avec le temps, une arthrose. Il existe une enveloppe cartilagineuse pour les deux condyles fémoraux, soucoupes tibiales et facettes rotuliennes. La couche de cartilage est plus épaisse dans les points de grande friction. Au niveau fémur, ça l'est dans la portion moyenne des condyles et dans la gorge de la trochlée, et au niveau du tibia, il augmente dans le centre des cavités glénoïdes ou soucoupes et s'affine dans la périphérie. Les ménisques ou fibrocartilages semi lunaires, interne et externe, constituent une autre forme de structure cartilagineuse à l'intérieur du genou. Ils sont essentiels dans le jeu fémoro tibial. D'une part, dû à leur section prismatique, ils adaptent la superficie des condyles, convexes, à celle des soucoupes, pratiquement plates. D'autre part, dû à leur consistance élastique, ils sont de parfaits amortisseurs pour la transmission du poids à travers les os du genou. Ils ont une forme en **C** (Figure I.3), puisqu'ils courent parallèlement du bord des deux soucoupes tibiales. L'interne est plus grand et plus ouvert. L'externe, par contre, est plus épais.

Les deux ménisques possèdent des ancrages qui évitent leur déplacement et les maintiennent à la place périphérique. De plus, tout le contour externe du ménisque est uni à la capsule articulaire, ce qui aide à maintenir sa position.

Le ligament ménisco-fémoral soutient la corne postérieure du ménisque externe à la bordure inter condylienne. Le ligament transverse unit par devant les deux ménisques.

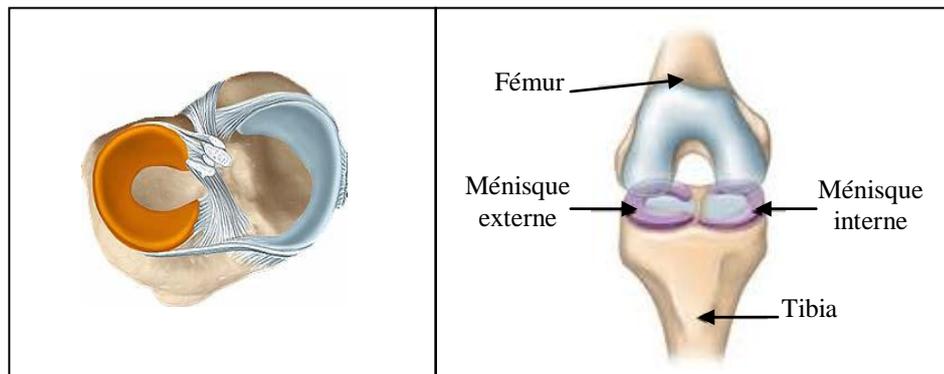


Figure I.3: Ménisques

#### 1.2.4.1. Rôle du cartilage

Le cartilage est un tissu vivant qui se renouvelle tous les trois mois. Il permet d'amortir les chocs, de faciliter le glissement et d'assurer la transmission et la répartition des forces, la biomécanique du genou 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. Alors Lorsqu'il est atteint, il « cicatrise » jusqu'à un certain point. Quand l'organisme ne peut plus réparer les lésions, l'arthrose apparaît. Le cartilage s'amincit avec des répercussions sur tous les tissus de l'articulation (os, ligaments, etc.).

#### 1.2.4.2. Rôles des ménisques

- augmentent la concavité des glènes donc la congruence améliorent la répartition des contraintes.
- améliorent la lubrification par une meilleure répartition du liquide et la réalisation d'un double film liquidien.
- augmentent la stabilité articulaire (cales).
- diminution des P unitaires et du coefficient de friction.

### 1.2.5. Éléments De Contention Articulaire

Toute l'articulation nécessite des structures de cohésion afin d'avoir un rapport logique avec ses éléments et les maintenir unis.

#### 1.2.5.1. Capsule articulaire

C'est une veine fibreuse qui s'étend de l'extrémité inférieure du fémur à l'extrémité supérieure du tibia, en entourant toute l'articulation et laissant ainsi une solution de continuité centrale, qui entoure la rotule et s'insère dans toute sa périphérie (Figure I.4).

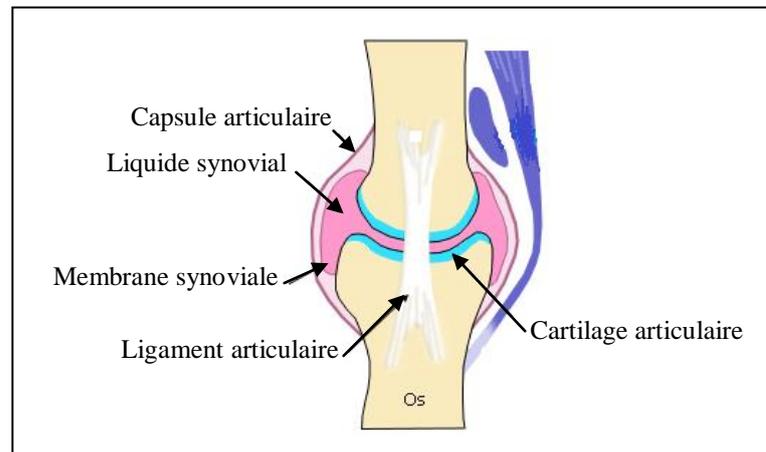


Figure I.4: Capsule articulaire [4]

### 1.2.5.2. Ligaments

Ce sont des renforts de la capsule, qui s'opposent aux déplacements articulaires au delà de la limite autorisée.

- Ligament latéral interne (L.L.I). Il unit le fémur et le tibia dans sa région interne et empêche l'ouverture du genou vers le valgus.
- Ligament latéral externe (L.L.E). Il s'étend de la portion latérale du condyle externe jusqu'à la tête du péroné. Il empêche le déplacement latéral du genou vers le varus.
- Ailerons rotuliens, renforts de la capsule articulaire dans son insertion rotulienne. Ils fixent cet os latéralement aux condyles fémoraux. Il existe un aileron interne et un externe. Le tendon du quadriceps et le tendon rotulien terminent de fixer la rotule au sens vertical, vers le haut et le bas respectivement.
- Ligaments croisés antérieur (L.C.A) part de l'épine tibiale antérieure, croise obliquement l'échancrure inter condylienne, pour s'insérer sur sa face externe et postérieure, va de l'avant vers l'arrière et de l'intérieur vers l'extérieur. Il empêche le glissement trop antérieur du tibia sous le fémur, et prévient l'hyper extension et l'hyper rotation du fémur sur le tibia, assure la stabilité antérieure en s'opposant au tiroir antérieur et limite également le valgus du genou.

Le ligament croisé antérieur contrôle la mobilité et la stabilité du tibia par rapport au fémur. Sa rupture (entorse grave) fait perdre au genou sa stabilité. La cause principale des lésions du LCA est le sport, en particulier les sports à pivot ou de contact: ski, football, basket-ball..., La rupture est due à une torsion ou à une hyper extension extrême du genou, après une rotation du corps, genou fléchi et pied bloqué au sol, ou une hyper flexion soudaine lors de la réception au sol, avec un craquement audible.

- Ligaments croisés postérieur (L.C.P.) s'étend de la surface rétro-spinale au plafond de l'échancrure inter-condylienne ainsi que sur la surface interne du condyle interne. Il se croise avec l'antérieur au sens antéro postérieur et au sens transversal. Il contrôle le mouvement de roulement-glissement du fémur sur le tibia.

Ces deux ligaments (L.C.A) et (L.C.P.) fixent le fémur et le tibia, empêchant le déplacement des deux os sur le pivot central au delà de la limite autorisée.

### **1.2.6. Membrane Synoviale [5]**

C'est une membrane qui recouvre toute la capsule dans sa profondeur, entourant le genou et formant des fonds de sac dans le contour des superficies fémorale et tibiale. Sur le devant, elle couvre le paquet adipeux de Hoffa, petit coussin qui remplit l'espace antérieur du genou, entre inter condyle et le tendon rotulien.

Son rôle fondamental est la sécrétion et réabsorption du liquide synovial qui baigne l'intérieur articulaire et constitue le moyen de lubrification de tout l'engrenage. En cas d'inflammation, il secrète beaucoup plus de liquide, ce qui peut déclencher un épanchement.

L'articulation est lubrifiée par le liquide synovial qui est sécrété par la membrane synoviale. Ce liquide permet de nourrir le cartilage.

#### **1.2.6.1. Synoviale**

La synoviale est un tissu conjonctif lâche différencié qui s'organise en deux couches de dehors en dedans.

- la couche sous-intimale (subintima), en contact avec la capsule articulaire;
- la couche bordante (intima) en contact avec la cavité articulaire.

Les deux couches sont séparées de la capsule par la subsynoviale, tissu conjonctif paucicellulaire dans lequel prédomine la substance intercellulaire.

##### **1.2.6.1.1. L'intima**

Elle a une épaisseur qui varie entre 20 et 40  $\mu\text{m}$  selon le type de synoviale. Les cellules sont disposées en une à quatre couches de synoviocytes. Elles sont endothéliiformes et ont parfois des prolongements cytoplasmiques dirigés vers la lumière articulaire. Elles sont riches en enzymes oxydatives (enzyme de la glycolyse, du cycle de Krebs, du circuit pentose-phosphate), en enzymes hydrolytiques (phosphatase acide, catheptase...) et en adénosine 5-triphosphatase. La substance intercellulaire contient de grandes quantités d'acide hyaluronique.

En microscopie électronique on distingue deux types de cellules :

- les synoviocytes de type A sont les plus nombreux. Ils possèdent des prolongements cytoplasmiques dont l'axe est occupé par des mitochondries alignées. L'appareil de Golgi est développé, de grandes vacuoles sont également présentes ainsi que des lysosomes (en relation avec une fonction phagocytaire). Les vésicules sont souvent localisées près du bord des membranes plasmiques.
- les synoviocytes de type B sont moins nombreux. Ils ont une forme plus massive, et peu de prolongements cytoplasmiques. L'appareil de Golgi est réduit, les mitochondries sont peu abondantes, ainsi que les vacuoles et les vésicules. En revanche, l'ergastoplasme est très développé, porteur de ribonucléoprotéines.

#### **1.2.6.1.2. Subintima**

Cette couche est aussi riche en cellules, mais beaucoup plus vascularisée. Elle comprend des fibroblastes pour moitié, des histiocytes, des mastocytes et des fibres collagènes. Elle contient aussi de très nombreux capillaires dans la partie la plus superficielle, des artérioles et des vaisseaux lymphatiques. En cas d'inflammation, il se produit une modification des veinules postcapillaires et une hypertrophie des cellules endothéliales qui contribuent à une augmentation de la perméabilité vasculaire. La substance fondamentale comprend essentiellement des mucopolysaccharides. La zone subintimale forme l'axe des villosités synoviales qui se greffent à la surface des franges.

#### **1.2.6.1.3. Subsynoviale**

Dans les couches superficielles, les cellules sont des cellules conjonctives banales. La substance fondamentale contient des mucopolysaccharides et des fibres collagènes lâches. Dans les couches plus profondes, on distingue des cellules adipeuses qui infiltrent le tissu conjonctif. Dans les synoviales de type fibreux, la subsynoviale se confond souvent avec les éléments capsuloligamentaires sous-jacents.

#### **1.2.6.2. Physiologie**

La synoviale remplit plusieurs fonctions :

- elle a un rôle de trophicité vis-à-vis de l'articulation. Elle participe à ses propriétés mécaniques et à sa stabilité ;
- elle constitue une barrière de filtrations et d'échanges ; elle participe à la formation du liquide synovial.
- elle joue un rôle de défense contre les agressions extérieures et peut être considérée comme un organe immunitaire.

### 1.2.6.3. Rôle sur la trophicité de l'articulation

L'acide hyaluronique est synthétisé par les synoviocytes. Il contribue à la lubrification de l'articulation et à la trophicité du cartilage et des structures ligamento capsulaires. L'acide hyaluronique est un mucopolysaccharide de haut poids moléculaire composé d'une longue chaîne disaccharidique : acide glycuronique et N-acétylglucosamine, en unités répétées. Le polysaccharide est trouvé dans le liquide synovial comme hyaluronate de sodium. L'acide hyaluronique est largement distribué dans la matrice extracellulaire de nombreux tissus dont la membrane synoviale et le cartilage. Dans la membrane synoviale, la concentration d'acide hyaluronique est très importante dans la couche intinale où il est synthétisé. Ses propriétés chimiques ou physiques dépendent directement de son poids moléculaire qui peut être variable et de sa concentration dans le liquide synovial, lui conférant plusieurs propriétés :

- **Propriétés viscoélastiques** du liquide synovial : l'acide hyaluronique forme avec l'eau un gel déformable qui devient élastique si les forces de cisaillement appliquées sont plus fortes. Il joue donc un rôle de lubrification et d'absorption des chocs. Dans l'arthrose, la concentration d'acide hyaluronique dans le liquide synovial est plus faible et son poids moléculaire est moins important. Ceci entraîne une diminution de sa viscosité. Une partie de ces modifications est imputable à la dépolymérisation des longues chaînes polysaccharidiques par des radicaux libres produits par les leucocytes et à l'épanchement articulaire qui diminue la concentration d'acide hyaluronique. La « viscosupplémentation » consiste à injecter dans la cavité articulaire de l'acide hyaluronique à haut poids moléculaire. Elle est utilisée dans le traitement de l'arthrose.
- **Propriétés antalgiques et anti-inflammatoires** : l'acide hyaluronique inhibe la production des prostaglandines E2 dans le liquide synovial humain et régule de nombreuses activités cellulaires : inhibition du chimiotactisme, de la migration des polynucléaires neutrophiles et des lymphocytes, inhibition de la phagocytose par les macrophages. Il diminue la production de radicaux libres dans le liquide synovial.
- **Propriétés chondroprotectrices** : l'acide hyaluronique augmente l'activité métabolique du chondrocyte et du fibroblaste synovial. Un déficit en acide hyaluronique provoque des modifications de la matrice cartilagineuse avec dégradation des protéoglycanes. L'acide hyaluronique a donc un effet chondroprotecteur.
- **Propriétés sur la cicatrisation**: l'acide hyaluronique module la production fibroblastique et stimule la formation du tissu de granulation. Il jouerait un rôle dans le transport de facteurs de croissance dans le tissu néoformé, favorisant ainsi les processus de cicatrisation.

*Chapitre II*  
*Complications du genou*

## 1. Arthrose

C'est une maladie qui touche les articulations, on l'appelle aussi **arthropathie chronique dégénérative**. Elle est caractérisée par la douleur, et la difficulté à effectuer des mouvements articulaires. Les premiers symptômes apparaissent généralement à partir de 40-50 ans, mais la maladie commence souvent bien plus tôt dans la vie, mais peut également être lésé dans les suites d'un traumatisme ou d'un rhumatisme inflammatoire (arthrite).

Le terme **gonarthrose** désigne, en médecine, l'arthrose affectant l'articulation du genou. Cette dernière est provoquée par une destruction, une usure progressive du cartilage protégeant l'articulation sans infection ni inflammation particulière. Ensuite, des excroissances osseuses se forment et nuisent aux mouvements (Figures : II.1, II.2). Il peut en résulter des douleurs, une limitation de mobilité voire un enraidissement, une boiterie...

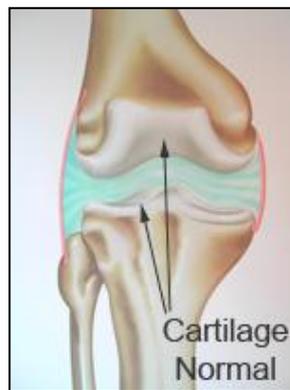


Figure II.1: Genou normale

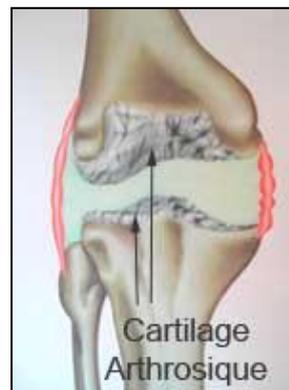


Figure II.2: Gonarthrose

### 1.1. Types d'arthrose

#### 1.1.1. Arthrose tri-compartmentale (globale)

C'est l'usure du cartilage qui affecte tous les compartiments de l'articulation du genou (Figure II.3), si patient inférieur à 50 ans, traitement médical sauf exception, si patient supérieur à 55 ans, prothèse totale sauf exception.



Figure II.3: Gonarthrose tri-compartmentale

### **1.1.2. Arthrose unicompartmentale**

Nécrose du condyle interne, si âge inférieur à 50 ans, ostéotomie de valgisation, si âge supérieur à 60 ans, prothèse unicompartmentale ou prothèse totale selon les écoles.

#### **1.1.2.1. Arthrose externe en valgus**

Est caractérisée par une usure du cartilage de la face externe de l'articulation du genou, au point de jonction entre le tibia et le fémur. Si inférieur à 50 ans, traitement médical sauf importantes déformations, alors indication d'ostéotomie de varisation assez rare, si supérieur à 55 ans, prothèse totale.

#### **1.1.2.2. Arthrose du compartiment interne en varus**

C'est un type d'arthrose caractérisé par une usure du cartilage de la face interne de l'articulation du genou, au point de jonction entre le tibia et le fémur. Il s'agit de la forme la plus fréquente de gonarthrose. Si inférieur à 50 ans, ostéotomie de valgisation tibiale qui apporte un très bon résultat au-delà de 6 mois, mais se dégrade au-delà de 5 à 10 ans, repérable facilement par une prothèse totale ultérieurement entre 50 et 60 ans, ostéotomie tibiale de valgisation ou prothèse unicompartmentale, selon les écoles, supérieur à 60 ans, prothèse totale pour la plupart des chirurgiens ou unicompartmentale pour certains chirurgiens.

### **1.1.3. Arthrose fémoro-patellaire**

C'est la plus rare. Elle concerne des personnes plus jeunes, suite à un traumatisme ayant endommagé le cartilage ou à une instabilité de la rotule (malformation osseuse ou déséquilibre musculaire). Cette arthrose est souvent associée à une arthrose fémoro-tibiale.

## **1.2. Causes de l'arthrose**

### **1.2.1. Axe des membres inférieurs**

Il peut constituer un facteur favorisant. Cet axe est en effet variable d'une personne à l'autre : on peut avoir un « genu varum » avec les deux genoux qui s'écartent l'un de l'autre : c'est une morphologie assez fréquente (Figure II.4). A l'inverse le « genu valgum » est à l'origine de genoux qui se rapprochent l'un de l'autre tandis que les chevilles s'écartent (Figure II.5). Le varus, en déplaçant le centre de gravité du genou en dedans augmente les pressions sur le compartiment fémoro-tibial interne et peut favoriser la survenue d'une arthrose à ce niveau. C'est l'inverse pour le genu valgum.

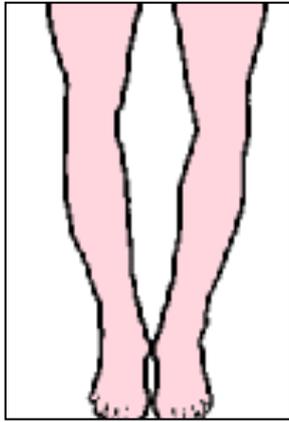


Figure II.4: genu varum

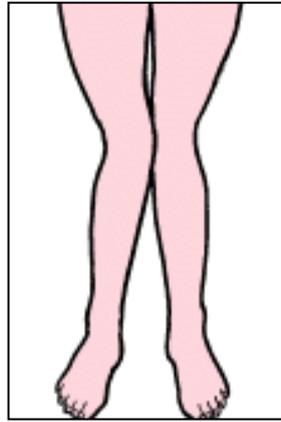


Figure II.5: genu valgum



Figure II.6: axe mécanique

### 1.2.2. Poids

La perte de poids influe sur la douleur et la progression de l'arthrose du genou qui est une articulation portante. Il faut réviser vos habitudes alimentaires pour éviter l'excès de poids qui constitue également un facteur favorisant, et entreprendre un programme d'exercices.

### 1.2.3. Traumatisme

L'arthrose peut être secondaire à un traumatisme ancien du genou :

**1.2.3.1. Fracture** articulaire du fémur, du tibia, de la rotule,

**1.2.3.2. Rupture ligamentaire** ancienne, en particulier du ligament croisé antérieur,

**1.2.3.3. Lésion d'un ménisque**, surtout si ce ménisque a dû être enlevé. Il s'agit d'une cause assez fréquente, le ménisque ayant un rôle d'amortisseur entre le fémur et le tibia.

### 1.2.4. Maladies

Certaines maladies du genou peuvent être à l'origine d'une arthrose :

**1.2.4.1. infections**,

**1.2.4.2. Rhumatismes** (en particulier la polyarthrite rhumatoïde)

**1.2.4.3. Ostéonécrose** (nécrose localisée de l'os), particulièrement au niveau d'un condyle fémoral.

Souvent il n'y a **aucune cause**, l'arthrose survenant progressivement avec **l'âge**. Au début de son évolution, l'arthrose est relativement bien supportée, et ne requiert qu'un traitement médical (antalgiques, anti-inflammatoires...) et/ou des injections intra-articulaires (infiltration ou viscosupplémentation). Mais parfois ce traitement n'est plus suffisant, et l'évolution progressive se fait vers une aggravation de la douleur, de la boiterie, de la raideur, et la solution de choix est alors la

mise en place d'une prothèse de genou. Le type de prothèse dépend de l'étendue de l'atteinte des différents compartiments du genou :

- En cas d'atteinte isolée du compartiment interne ou externe (Figure II.7), alors il peut s'agir d'une prothèse uni-compartimentale (PUC) (Figure II.8).

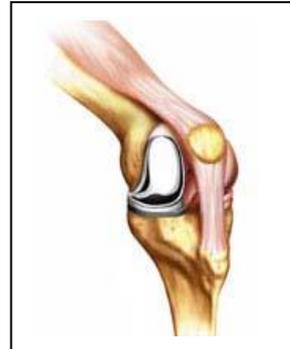


Figure II.7 : Genou usé partiellement      Figure II.8 : Prothèse unicompartmentale

- en cas d'atteinte de tous les compartiments, il s'agit d'une prothèse totale de genou (PTG) (Figure II.9).



Figure II.9: Prothèse totale de genou

Figure II.10: Radiographie de l'implantation d'une prothèse totale de genou

## 2. Sollicitations du genou [6]

Le genou est une articulation à un degré de liberté : flexion – extension. Toutefois à 90°, elle présente un deuxième degré de liberté : la rotation. Elle présente également, genou fléchi, des mouvements mineurs de latéralité droite et gauche et des mouvements de tiroir antéro-postérieur. Elle demande une grande stabilité du fait qu'elle porte le poids du corps. Mais elle demande également une grande mobilité pour la course et pour les adaptations du pied au terrain.

C'est une articulation instable en dehors de la position de rectitude. De par son anatomie, les surfaces articulaires ne sont pas ajustées l'une à l'autre et nécessite la présence de ménisques qui vont servir de « concordance » à l'articulation.

## 2.1. Axes du genou

La flexion-extension se passe autour d'un axe frontal, transversal, passant par les condyles fémoraux et la rotation se passe autour d'un axe vertical, longitudinal du membre inférieur. La latéralité se passe autour d'un axe antéro-postérieur perpendiculaire aux deux autres.

Les axes de mouvement de la hanche, du genou et du pied sont situés sur la même ligne verticale appelé **axe mécanique** du membre inférieur. Cet axe est oblique en bas, en dedans du fait de l'écartement de la hanche par rapport aux chevilles et forme avec la verticale un angle de 3°. Par contre, l'axe long du fémur et l'axe long du tibia (axes de rotation) forment un angle ouvert en dehors de 170° à 175° formants le valgus physiologique du genou. L'axe long du fémur forme un angle de 6° par rapport à l'axe mécanique du membre inférieur.

La position de référence est le genou tendu, l'axe : transversal, oblique en bas et en dehors, le plan : sagittal.

### 2.1.1. Flexion

Le mouvement de flexion est défini comme le mouvement qui rapproche la face postérieure de la jambe de la face postérieure de la cuisse. La flexion absolue est définie comme flexion extrême à partir de la position de référence (extension). La flexion relative correspond à un mouvement de flexion.

- Les condyles fémoraux roulent d'avant en arrière et glissent d'arrière en avant.
- Les ménisques se déplacent d'avant en arrière.
- Le ligament collatéral tibial se relâche moins que le collatéral fibulaire.
- Les ligaments croisés se relâchent dans la demi-flexion et se tendent dans la flexion complète : ils ont rôle majeur dans la stabilité antéro-postérieure ; son amplitude est résumée dans le Tableau II.1 : [7]

Tableau II.1 : Amplitudes de flexion

	flexion passive	flexion active
Hanche tendue	150°	120°
Hanche fléchie	160°	140°

L'amplitude de la flexion est plus importante si hanche fléchie que hanche en hyper extension car muscles de la cuisse presque tous biarticulaires donc détendus par la flexion de hanche.

### 2.1.2. Extension

La position de référence correspondant à un membre inférieur parfaitement allongé est tendu. Il existe parfois une possibilité d'aller un peu au-delà, c'est le genou recurvatum. L'extension relative est l'extension à partir d'une position de flexion. Les mouvements des diverses structures ostéo-ligamentaires sont inverses.

### 2.1.3. Rotation

Elle se passe autour d'un axe longitudinal et ne peut être étudié que genou fléchi. La rotation interne porte la pointe du pied en dedans et mesure 30°. La rotation externe porte la pointe du pied en dehors et mesure 40°.

Pendant les mouvements de flexion-extension du genou, une rotation automatique existe de telle sorte qu'une rotation externe est associée à l'extension. Inversement, une rotation interne est associée à la flexion. Ceci est dû à la conformité de l'articulation du genou.

#### 2.1.3.1. Rotation interne et externe

La position de référence est une flexion de genou de 90°.

- La rotation interne correspond au mouvement où la pointe du pied est portée en dedans
- La rotation externe correspond au mouvement où la pointe du pied est portée en dehors

Il n'y a pas de rotation lorsque le genou est en extension (Figure II.11) car :

- les ligaments croisés sont tendus
- les ligaments collatéraux sont tendus

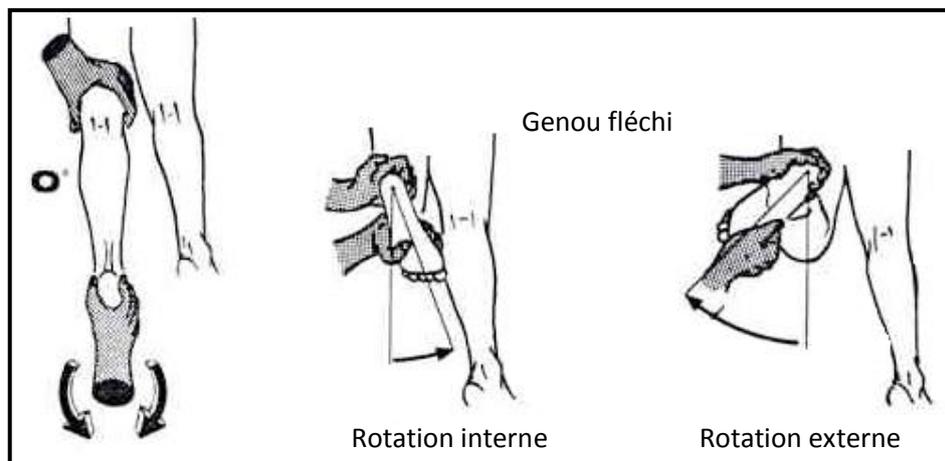


Figure II.11 : Rotation interne et externe [6]

#### 2.1.4. Les mouvements mineurs

Un genou en lésion peut avoir une limitation dans n'importe quel des mouvements passifs ou de plusieurs de ces mouvements : abduction, glissement d'un fémur ou d'un tibia et de rotation.

- **L'abduction** est le mouvement qui sépare les surfaces articulaires du côté interne de l'articulation et met en tension le ligament latéral interne (genu valgum).
- **L'adduction** est le mouvement inverse (genu varum).(Figure II.12)
- **Le mouvement de tiroir** : normalement, il n'existe aucun mouvement de tiroir dans le genou. Toutefois, sans qu'il soit pathologique, le mouvement de tiroir peut exister chez les sujets l'axés avec un recurvatum. Ce sont les ligaments croisés qui limitent et empêchent ce « tiroir » :
  - le ligament croisé antéro-externe limite le tiroir antérieur,
  - le ligament croisé postéro-interne limite le tiroir postérieur.

Quand il existe, le mouvement de tiroir est pathologique.

- Le tibia antérieur ou postérieur : le tibia peut se retrouver dans une position antérieure ou postérieure par rapport au fémur.

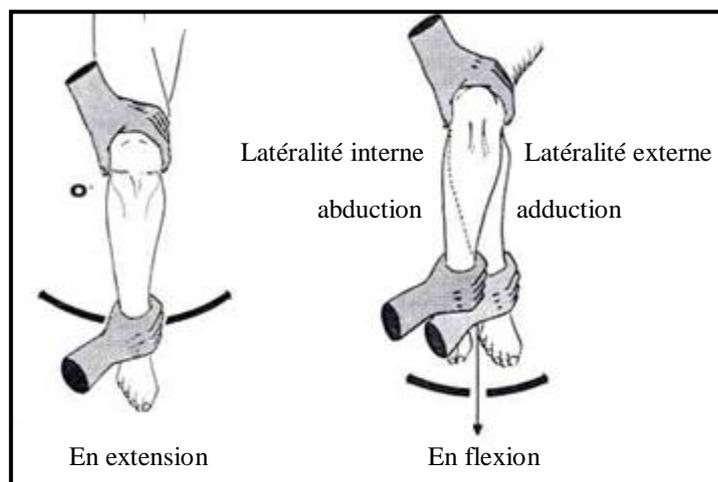


Figure II.12 : Etude des mouvements de latéralité [6]

## 2.2. Stabilisation Dynamique

- le mouvement des condyles en flexion-extension
- en théorie :
  - soit roulement pur des condyles comme une boule sur un plateau limitant le degré de flexion car risque de luxation.
  - soit patinage comme un pneu lisse sur la glace qui limiterait très rapidement la flexion (contact avec le fémur), et entraînerait une usure tibiale précoce. (Figure II.13)

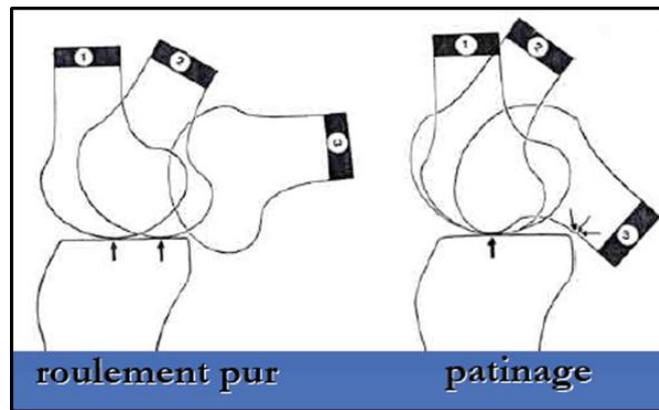


Figure II.13 : Mouvement des condyles en flexion-extension [6]

- en pratique: roulement-glissement
  - Phase 1: Roulement pur pendant 15°
  - Phase 2: roulement associé à un patinement
  - Phase 3: patinement pur à partir de 120°

Ainsi: - **dans la flexion**, le condyle glisse et recule

- **dans l'extension**, le condyle glisse et avance

Le condyle latéral recule plus que le condyle médial.

### 2.3. Stabilisation Ligamentaire

#### 2.3.1. Stabilisation des condyles en flexion extension

- est assurée par
  - les ligaments périphériques
  - les ligaments croisés
- est maximale en extension

#### 2.3.2. Stabilisation due aux ligaments collatéraux

- Incomplète pour le LLI (2 plans)
- Complète pour le LLE
- mise en tension maximale en extension
- stabilité médiale > latérale (contraintes valgus)

#### 2.3.3. Stabilisation due aux ligaments croisés

- Ils sont indispensables à la stabilisation antéro-postérieure en dehors de l'extension pour lutter contre le déplacement en tiroir antéro-postérieur
- ils pallient l'insuffisance des formations périphériques en flexion
- seule une disposition croisée en flexion et en extension de ces ligaments autorise:

- une mobilité en flexion-extension
- une stabilisation lors de ce mouvement
- leur disposition fasciculaire et croisée explique que les LC sont toujours en tension au cours de la flexion-extension (Figure II.14).

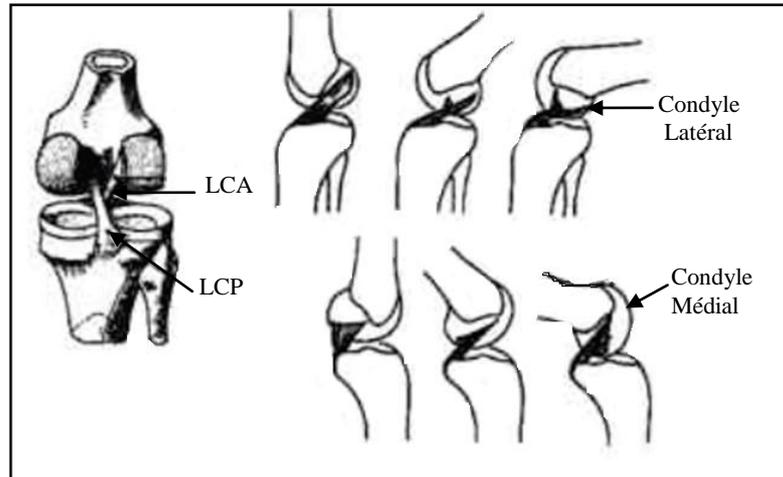


Figure II.14 : les ligaments croisés toujours tendues en flexion-extension [6]

#### 2.4. Mobilité des ménisques en flexion-extension

Cette mobilité des ménisques est due:

- à un mécanisme passif dû à la chasse du coin méniscal par le condyle qui recule en flexion, qui avance en extension (pris en défaut si mouvement rapide) (Figure II.15)
- à un mécanisme actif:
  - ❖ de l'extension vers la flexion, les mécanismes actifs sont:
    - relâchement des attaches antérieures
    - contraction du muscle poplité qui possède des attaches méniscales
    - LLI recule
  - ❖ de la flexion vers l'extension, les mécanismes actifs sont:
    - Patella vers l'avant et traction par ligament adipeux, ligament transverse, ligaments ménisco-patellaires
    - LLI avance et attire la capsule et donc le ménisque
    - Ligament ménisco-fémoral fait avancer la corne postérieure (libre) du ME

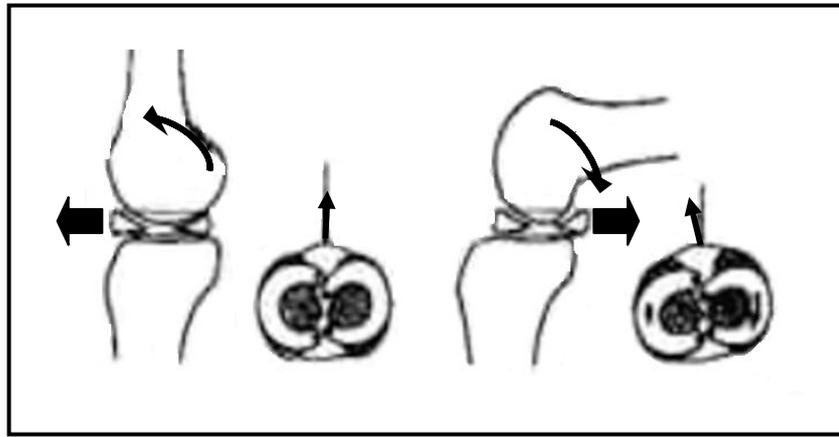


Figure II.15 : déplacement des ménisques sur les glènes en cas flexion-extension [6]

#### 2.4.1. Mobilité des ménisques en rotation

Ils suivent le condyle correspondant, par exemple en rotation externe de la jambe il ya un recul du MI et avancée du ME, donc l'existence de 2 mécanismes (Figure II.16)

- passif par la poussée des condyles
- actif lors des déplacements de la rotule et la traction des ligaments patello-méniscaux

La mobilité des ménisques est très complexe et précise, leur permettant d'échapper à l'écrasement entre condyles et glènes, cette complexité explique la fréquence des lésions méniscales.

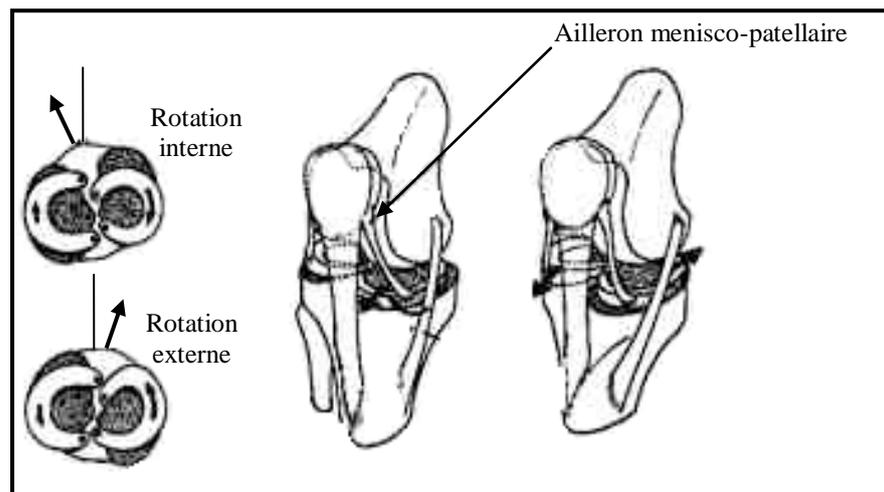


Figure II.16 : déplacement des ménisques sur les glènes en cas rotation [6]

### 3. Biomécanique du mouvement de flexion-extension

#### 3. 1. Mouvement des condyles sur les cavités glénoïdales

Le tibia fixe

1. Lors de la flexion : - roulement d'avant en arrière  
- glissement d'arrière en avant

- recule des condyles et des ménisques

2. Lors de l'extension :
  - roulement d'arrière en avant
  - glissement d'avant en arrière
  - avancée des condyles et des ménisques

De part leur conformation, le condyle médial glisse plus que le latéral et le latéral roule plus que le médial.

### 3. 2. Rotation automatique

En fin d'extension, on a une rotation externe. En début de flexion, on a une rotation interne. Cela est dû au déplacement différentiel des deux condyles. Le condyle externe va donc avancer plus en extension.

### 3. 3. Patella

Elle est appliquée sur la trochlée par la force du muscle quadriceps. Elle augmente l'efficacité de ce muscle en augmentant son bras de levier.

Le tendon quadricipital et le ligament patellaire ont tendance à créer une force luxante vers l'extérieur qui va être contrée par :

- le muscle vaste médial car il descend plus bas
- le ligament ménisco-patellaire car il est plus large et plus épais du côté médial
- le condyle latéral car il est plus développé

## 4. Biomécanique du mouvement de rotation

Quand le genou est fléchi, la partie postérieure des condyles est en contact avec la partie moyenne des glènes.

On considère le tibia fixe. En rotation interne, le condyle médial pivote et glisse vers l'avant ; le condyle latéral pivote et glisse vers l'arrière. En rotation externe, le condyle latéral avance et glisse, le condyle médial recule et glisse.

Les ménisques suivent les mouvements des condyles sur les glènes. C'est à dire qu'en rotation interne, le ménisque externe recule, le ménisque interne avance ; en rotation externe, le ménisque externe avance, le ménisque interne recule.

En rotation interne, la patella regarde vers le dehors et en rotation externe vers le dedans.

## *Chapitre III*

### *Prothèses totales de genou*

## 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. [53]

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 apparaît 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.

## 2. Etat de l'art des prothèses de genou

### 2.1. PTG conservant le LCA et le LCP

**Andriacchi et al.** Ont étudié par analyse de la marche plusieurs types de prothèses condyliennes. Le ligament croisé avait été conservé ou réséqué partiellement ou complètement, en fonction des prothèses implantées. Seuls les patients porteurs d'une PTG conservant les deux ligaments croisés avaient une amplitude de mobilité normale au cours de la montée d'un escalier.[8]

**Stiehl et al.** Ont étudié par fluoroscopie deux types de prothèses. L'une conservait les deux ligaments croisés (Hermes, Ceraver Ostéal, Paris, France) tandis que l'autre ne conservait que le LCP (Advantim, Wright Médical Technology, Arlington, Etats-Unis). Ils ont conclu de cette étude que la conservation des deux ligaments croisés permettait d'obtenir un type de mobilité comparable à celui du genou normal. [9]

## 2.2. Prothèses conservant le LCP

**Andriacchi et al.** Sont d'avis que la conservation du LCP dans une arthroplastie contribue à améliorer le résultat clinique en ce qui concerne le type de démarche, l'amplitude de mouvement et la fonction musculaire, ce qui facilite la montée d'escalier. Dans cette variété de prothèses le plateau en polyéthylène est nécessairement moins congruent, pour permettre la rotation et la translation entre les composants fémoral et tibial. Ce type de prothèse, qui exige bien entendu la présence d'un LCP en bon état, a eu son heure de gloire il y a une quinzaine d'années. Ils ont également suggéré que le recours à des prothèses moins congruentes pouvait réduire les contraintes aux interfaces. Cependant, ces observations peuvent avoir été biaisées par la sélection des patients qui présentaient des déformations moins importantes. D'un autre côté, l'utilisation d'implants peu congruents a soulevé des inquiétudes du fait de leurs contraintes de contact plus élevées qui peuvent être à l'origine d'une usure accentuée et d'une délamination du polyéthylène. [10], [11]

**Goodfellow et O'Connor** ainsi qu'**Andriacchi et Galante** ont observé un recul fémoral en flexion in vitro et in vivo. Ils ont attribué ce phénomène à la présence du LCP intact.

D'un autre côté, **Soudry et al** n'ont pu mettre en évidence aucun recul en flexion, pas plus que **Kim et al** Dans des études portant sur la prothèse AMK (Depuy, Johnson et Johnson, Warsaw, Etats-Unis), et sur la Freeman-Samuelsson (Sulzer, Suisse), ils n'ont relevé aucun élément témoignant de l'existence d'un recul fémoral en flexion. [11], [12], [13]

Les implants les plus congruents offrent une résistance plus importante à la rotation interne-externe et au déplacement antérieur-postérieur ; cela devrait leur conférer une meilleure stabilité. Une prothèse congruente peut conserver ou sacrifier le LCP. En contrepartie, ils transmettent des forces plus importantes aux interfaces, entraînant un risque plus important de descellement tibial.

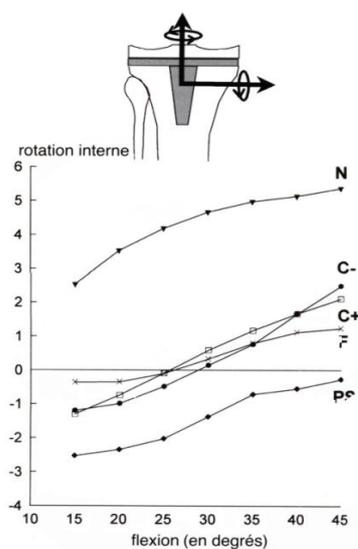
Les prothèses conservant le LCP et les postéro-stabilisée ont donné des résultats assez comparables en ce qui concerne la démarche, l'amplitude de mouvement et la fonction musculaire, D'après **Balonos AA et al**, ainsi que **Wilson SA** ont trouvé que les patients porteurs de ces types de prothèses avaient une démarche plus proche de la normale. [14], [15]

**Dennis et al.** Ont observé dans leurs études fluoroscopiques que le point de contact fémorotibial se déplaçait souvent vers l'avant en flexion chez les patients qui présentaient un LCA déficient et

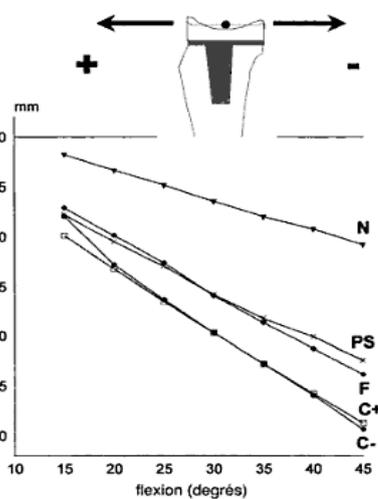
chez ceux qui étaient porteurs d'une prothèse avec conservation du LCP. Les genoux normaux et les genoux avec une prothèse postéro-stabilisée montraient au contraire un déplacement vers l'arrière du point de contact au cours de la flexion. Ils ont conclu que l'usure prématurée du polyéthylène dans une prothèse conservant le LCP pouvait s'expliquer, au moins en partie, par des modifications anormales des points de contact. À l'occasion d'une autre étude sur des prothèses conservant le LCP, les mêmes auteurs ont à nouveau exprimé leurs inquiétudes concernant le risque d'usure. Aucune des prothèses conservant le LCP ne montrait un recul fémoral, mais au contraire une translation antérieure en flexion. La prothèse postéro-stabilisée étudiée simultanément présentait un recul en flexion, mais moindre que dans un genou normal. [16], [17]

**Nilsson et al.** Ont étudié des prothèses Miller-Galante I (Zimmer, Warsaw, Etats-Unis), à faible congruence, et des prothèses à plateau mobile LCS (Depuy, Johnson et Johnson, Warsaw, Etats-Unis). Les deux types d'implants conservaient le LCP. Cette étude a été effectuée sur des sujets en décubitus ventral. Les translations du tibia vers l'arrière étaient deux fois plus importantes que la normale. [18]

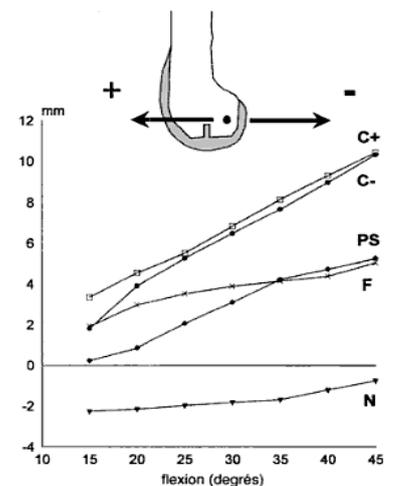
**Uvehammer J** Ont étudié la cinématique d'une prothèse AMK conservant le LCP. Cette étude a porté sur deux modèles : l'un à plateau peu congruent, l'autre à plateau concave plus congruent. Au cours d'un mouvement continu en charge. Pour le premier modèle ils n'ont pas observé de différences entre les implants en ce qui concerne la rotation au cours du mouvement (Figure III.1). En revanche, la prothèse à plateau concave a montré un déplacement antérieur-postérieur plus important que la prothèse à plateau plat, que l'on prenne comme référence le tibia ou le fémur (Figures III.2 et III.3). [19]



**Figure III.1 :** Rotation interne-externe du tibia avec fémur fixé.



**Figure III.2 :** Translation antéro-postérieure (AP) du centre du plateau tibial



**Figure III.3 :** Translation antéro-postérieure d'un point situé entre les centres des condyles fémoraux

N : genou normal;

F : plateau plat, faiblement congruent ;

C<sup>+</sup> : plateau concave plus congruent ; avec conservation du croisé postérieur ;

C<sup>-</sup> : plateau concave, congruent ; avec résection du croisé postérieur ;

PS : postéro stabilisé : insert pourvu d'un plot tibial résection du croisé postérieur

Il est possible que la conservation du croisé postérieur assure une transmission des charges plus favorable après PTG, comme **Dorr et al** l'ont suggéré [20].

Cependant, il est possible que le LCP n'ait pas une fonction normale après mise en place d'une prothèse. Cette opinion est également défendue par **Kärrholm et al.** [21]

Le résumé des quelques résultats des prothèses à conservation du ligament croisé postérieur figure dans le tableau III.1.

**Tableau III.1:** Résultats des prothèses à glissement, semi-contrainte, à conservation du ligament croisé postérieur [45]

Auteurs	Nb de PTG	Age moyen (années)	Arthrose (%)	Suivi (années)	Bons/ excellents résultats	Instabilités (%)	Descellement (%)	Infections (%)	Reoperations/échecs (%)
Goodfellow et Oconnor (1986)	125	65	53	4	89	-	-	1	7
Hungerford et al (1987)	93	56	63	2-5	94.5	-	-	1.1	8.6
Rosenburg et al (1989)	133	70	80	1-4	93	1.5	-	1.5	9
Buechel et pappas (1989)	170	60	69	4.5	95	-	-	1.1	2.9
Wright et al (1990)	112	65	68	2.8	93	-	-	1.8	3
Rand (1991)	118	66	61	3.5	94	-	-	1.8	1.3
Kobs et al(1993)	41	52	46	6.3	88	-	-	2.4	10
Toksvig-Larzen et al (1996)	106	73	100	6.3	87	0.7	3.5	-	18
Knight et al (1997)	78	72	85	5	89	1.2	1.2	1.3	8
Martin et al (1997)	306	67	66	6.5	95	-	-	0.7	5.5

### 2.3. Prothèses sacrifiant le LCP

Plusieurs études ont montré des résultats cliniques pratiquement équivalents pour des prothèses conservant ou réséquant le LCP. Ils ont affirmé que la présence du LCP n'apporte aucun avantage en termes de force musculaire, de proprioception ou d'amplitude de mobilité. Plusieurs auteurs, parmi lesquels **Freeman et Railton** ont recommandé de sacrifier le LCP, du moins pour les genoux très déformés. Cela facilite la technique chirurgicale ; par ailleurs, s'ils utilisent un plateau très congruent, la résection du LCP est recommandée pour réduire le risque de concentration des contraintes aux interfaces et le risque d'usure. Les prothèses postéro-stabilisées sont conçues pour remplacer la fonction du LCP et pour assurer une meilleure stabilité en particulier dans le plan sagittal. [22]

Une étude fluoroscopique de prothèses LCS sacrifiant les deux ligaments croisés a montré dans la plupart des cas un lift-off condylien ainsi qu'une rotation externe du tibia dans les positions proches de l'extension complète.

**Banks et al.** ont observé une rotation axiale, une translation axiale et une translation réduites dans des prothèses sacrifiant le LCP, particulièrement si sa fonction était remplacée par un mécanisme de postéro-stabilisation. [23]

**Dennis** a également conclu que la cinématique était moins perturbée chez des patients porteurs d'une prothèse postéro-stabilisée. [24]

**Nilsson et al.** ont observé, une translation antéro-postérieure double de la normale, avec des prothèses Tricon-M sacrifiant le LCP, Smith et Nephew, (Memphis, Etats-Unis) ont observé une cinématique comparable avec des prothèses Freeman-Samuelson à plateau fixe et des SAL (Self Aligning, Protek), (Suisse) à plateau mobile. [25]

Dans leurs étude comparative de la prothèse AMK à plateau concave sacrifiant le LCP de la même prothèse postéro-stabilisée, cette dernière montrait une translation antéro-postérieure réduite (Figures III.2, III.3). Ils observaient une amplitude de rotation interne-externe et de translation du tibia et du fémur dans le plan sagittal comparable à celle observé avec les plateaux concaves avec ou sans conservation du LCP (Figures III.1, III.2, III.3). Les résultats cliniques ne différaient pas sensiblement. Ces constatations, comme les premiers résultats, viennent à l'appui de l'hypothèse déjà émise que le LCP ne joue pas sans rôle normal après une arthroplastie prothétique. Elles montrent aussi, que dans un genou prothésé, le LCP n'a qu'une influence limité, voire nulle, sur la translation antéropostérieure entre 0 et 50° de flexion.

## 2.4. Cinématiques des prothèses totales du genou

Le respect du recul du fémur en flexion et de la rotation axiale en flexion était, en théorie, une raison majeure justifiant de conserver les ligaments croisés lors de l'implantation d'une PTG. [8] Toutefois, **Freeman et Railton** remettent en question cet avantage pour la conservation du LCP seul en considérant que ce mouvement ne dépend pas seulement de sa conservation mais aussi des autres ligaments et de la forme des condyles. Cela a été confirmé par des études cinématiques in vivo. [26]

**Dennis et al.** Ont démontré que la préservation du LCP autorisait un déplacement antérieur paradoxal des condyles (avancée au lieu du recul du fémur en flexion). La cinématique la plus proche du genou sain était observée avec les prothèses conservant les deux ligaments croisés et les prothèses postéro stabilisées. [17]

**Kim et al.** N'ont trouvé aucun recul significatif du fémur en flexion avec les prothèses conservant le LCP. [13]

En comparant in vitro plusieurs dessins prothétiques (PS, conservation du LCP, sacrifices du LCP sans substitution), **Mahoney et al.** Ont confirmé que les prothèses PS avaient la meilleure amplitude de recul du fémur au cours de la flexion. [27]

Les prothèses à conservation du LCP peuvent conduire à un glissement fémoral antérieur paradoxal mais aussi à un recul fémoral en flexion excessif comme l'ont rapporté **Whiteside et al.** [28]

Ces auteurs ont pratiqué une section partielle du LCP dans 25% des implantations en raison d'un recul excessif du fémur en flexion. Cela pouvait traduire une tension excessive du LCP, mais surtout cela confirmait les difficultés de réglage de la tension du LCP dans de nombreuses situations. Il apparaît plus sûr d'utiliser un moyen mécanique (PS) ou la conservation des deux croisés avec une prothèse asymétrique pour obtenir et bien contrôler, dans la plupart des cas, le recul du fémur lors de la flexion. [29], [30], [9]

L'étude d'**Andriacchi et al** en 1982, avait été le point de départ de conservation du LCP pour les PTG en montrant que les prothèses PS avaient une cinématique moins favorable dans les escaliers. Toutefois, parmi les prothèses conservant le pivot central analysées par **Andriacchi et al.** [8]

la plupart étaient des prothèses Cloutier à conservation des deux ligaments croisés. Plus tard, cloutier lui-même rapportait, avec le même dessin prothétique, de meilleurs résultats dans les escaliers avec la prothèse bicroisée par rapport à la conservation du LCP seul. Le bénéfice de la conservation isolée du LCP sur la cinématique n'a pas clairement établi. [31]

**Kelman et al.** Ont montré que la conservation du LCP améliorait la cinématique de la Total Condylar™. [32]

**Door et al.** Ont observé une meilleure aptitude à la marche pour les PS et une différence non significative en faveur des prothèses conservant le LCP à la montée des escaliers. [20]

**Wilson et al.** Ont montré que la cinématique d'une PS était aussi bonne que celle d'une prothèse conservant le LCP et meilleure que celle d'implant sacrifiant le LCP sans substitution. [15]

**Migaud et al.** N'ont observé aucune supériorité cinématique des prothèses conservant le LCP. Les moins bons résultats étaient observés avec les prothèses conservant le LCP, utilisant des plateaux plats (Tableau III.2). [33]

Dans cette étude, d'importantes variations d'amplitude de mouvement ont été observées pour chaque type de prothèses (biocroisée, LCP congruente, LCP à plateau plat, PS) laissant penser que la cinématique ne dépend pas seulement du dessin prothétique mais aussi de facteurs inhérents au patient. Pour expliquer cette variabilité, des erreurs de mesure liées au déplacement des ancillaires de fixation peuvent aussi être évoquées, bien que la reproductibilité de cette méthode ait été confirmée au préalable. Quoi qu'il en soit, aucune des PTG testées n'avait pu reproduire les amplitudes de mouvement d'un groupe témoin. Il était d'ailleurs surprenant d'observer des rotations axiales sur toutes les prothèses postéro stabilisées de type IB II<sup>TM</sup> qui étaient très congruentes (Tableau III.1). Étude au moyen d'un goniomètre électromagnétique lors de la montée et de la descente d'un escalier. Aucune des prothèses ne reproduisait la cinématique de genoux témoins. Les plus mauvais résultats étaient enregistrés pour les prothèses conservant le LCP et munies d'un plateau tibial plat.

**Tableau III.2 :** Amplitude de mouvements de 48 genoux témoins et de 19 patients Porteurs d'une prothèse de genou unilatérale. [66]

	Genoux témoins (n=48)	Genoux sains des patients (n=19)	Prothèses conservant LCA et LCP (n=5)	Prothèses conservant LCP+plateau congruent (n=5)	Prothèses conservant LCP+plateau plat (n=5)	Prothèses postéro-stabilisées (n=4)
Flexion montée	78.5 ± 9.8	62.7 ± 9.1	65.3 ± 7.7	68.3 ± 5	54.2 ± 15.1	59 ± 7
Rotation axiale montée	13.1 ± 3.9	14 ± 5.6	9.3 ± 1.2	14.5 ± 4.1	9.8 ± 3.6	11.6 ± 5.1
Varus-Valgus montée	9.1 ± 4.4	9 ± 4.5	5.5 ± 1.5	9.2 ± 4.7	6.6 ± 2.8	9.1 ± 4.1
Flexion descente	79.5 ± 7.7	70.7 ± 8.6	73.6 ± 7.4	73.9 ± 5	63.9 ± 10	76.2 ± 3.4
Rotation axiale descente	11.6 ± 3.4	11.3 ± 3.3	9 ± 2.3	9 ± 3.2	9.7 ± 1.2	9.8 ± 3
Varus-Valgus descente	9.3 ± 4.1	9.4 ± 5	6 ± 1.9	8.4 ± 5.1	6.1 ± 2.7	9.8 ± 3.2

**Nilsson et al.** Ont constaté une mauvaise cinématique avec les Miller-Galante et les LCS New Jersey, particulièrement en ce qui concerne la rotation axiale, malgré la conservation du LCP. [11]

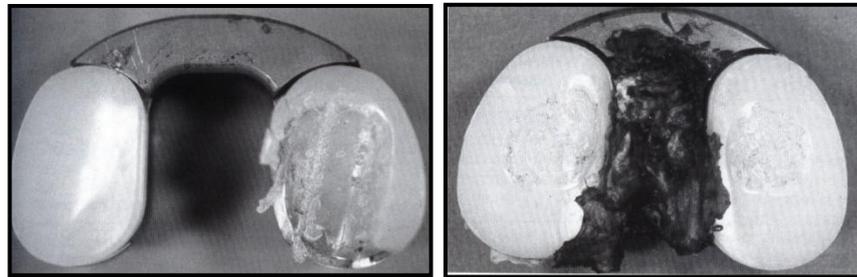
En conclusion, la conservation du LCP amélioré peu la cinématique et son effet n'est pas constant dans la majorité des études cliniques. Les meilleurs résultats cinématique sont observé avec les prothèses PS et les prothèses biocroisées [33], [29], [9], mais des variations importantes sont observés d'un cas à l'autre permettant d'évoquer le rôle partiel de la conservation des ligaments croisés sur la cinématique d'une prothèse de genou. On peut aussi se demander si une PTG doit chercher à reproduire la cinématique d'un genou sain : les anomalies de la proprioception et de la fonction musculaire induites par les conditions pathologiques préexistantes ne permettent pas un tel résultats chez la plupart des patients ; les surfaces artificielles prothétiques ne sont probablement pas capables d'assumer en charge la cinématique habituelle d'un cartilage natif; la cinématique du genou implique de nombreuses variables (l'axe mécanique, les ligaments, la proprioception, la forme des surfaces articulaires) qui peuvent être imparfaitement restituées durant l'implantation de la prothèse. En particulier, la cinématique des genoux dépend pour une large part de la forme des surfaces articulaires, qui sont différentes d'un patient à un autre. En conséquence, le remplacement par une prothèse de forme standardisée ne peut autoriser, dans tous les cas, une cinématique normale. Cela suggère qu'il est préférable de «forcer» la cinématique du genou par des procédés mécaniques (postéro stabilisation) au lieu d'espérer une cinématique normale avec une prothèse non contrainte, guidée par des ligaments croisés dont la fonction est probablement imparfaite du fait des conditions pathologiques. Pour ces raisons, une prothèse postéro stabilisée (PS) peut être préférée, même si, dans certaines formances, elle ne permettra pas une aussi bonne performance cinématique ; au moins une cinématique moyenne acceptable sera-t-elle obtenue pour la plupart des genoux. [34]

### **2.5. 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. [35]

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. [36], [37], [38]

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 [39], [33], [40] ; le déplacement antéropostérieure anormal du fémur (au lieu d'un recul fémoral en flexion harmonieux) susceptible d'entraîner des contraintes excessive sur le polyéthylène [30] ; 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 [37] (Figure III.4). 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. [41]



A : après 9 mois

B : après 7 ans

**Figure III.4 :** Différents modes de faillite du polyéthylène sur les prothèses de type Hermes-Cloutier™ conservant les ligaments croisés exposent le polyéthylène tibial fixe

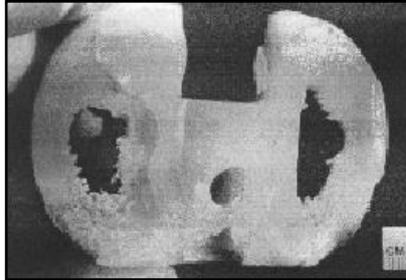
**Cornwall et al.** Ont identifié 7 mécanismes d'endommagement dans des prothèses explantées (Prothèses retirées au patient à cause d'un problème de dysfonctionnement ou d'une usure critique): le délaminage, le pitting, l'abrasion, le rayurage, le polissage, les déformations plastiques et la formation de débris. [43]

**Landy et Walker, Blunn et al.** Identifient le délaminage et le pitting 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. [44], [45]

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, le UHMWPE, peuvent être classés dans deux catégories ayant respectivement pour but de comprendre

les phénomènes de délaminage [46], [47] et de diminuer ces phénomènes en modifiant la structure du UHMWPE. [46], [48], [49], [50]

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.5). [51]



**Figure III.5** : 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.

## 2.6. Luxation des PTG [78]

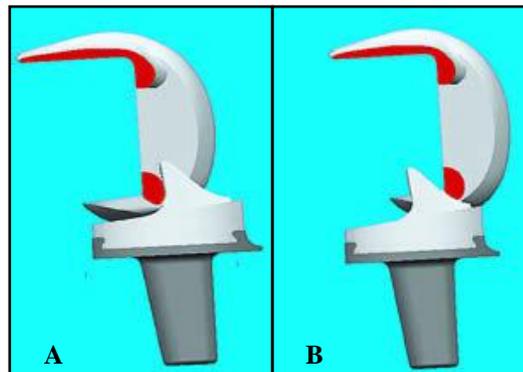
L'apparition récente de plusieurs modèles de prothèses de genou à plateau mobile a redonné une place d'actualité à une complication connue, bien que rare, des prothèses à plateau fixe : la luxation. L'analyse comparative de ces prothèses fait intervenir de nombreux paramètres : niveau de congruence, degré de liberté, niveau de contrainte transmis aux implants, etc...

Un critère important est la luxabilité du plateau mobile. L'évaluation de ce risque est difficile. En tant que concepteurs de la prothèse à plateau mobile TRI CCC, ils se sont particulièrement intéressés à ce problème. Les publications étant encore peu nombreuses.

Dans les années 70, John Insall concevait la Total Condylar, prothèse tricompartimentale à glissement, permettant le sacrifice des ligaments croisés antérieur et postérieur. Il s'agissait d'un des premiers modèles à resurfaçage. Le succès initial de la Total Condylar était relatif car J. Insall admettait rapidement que les résultats cliniques étaient insuffisants, en rapport avec une subluxation postérieure progressive du tibia, responsable d'une diminution de l'amplitude de flexion, d'une diminution de la force d'extension du quadriceps et d'une impression d'instabilité à la descente de l'escalier et au relèvement d'une chaise. Avec Burstein, il concevait alors le système de postéro-stabilisation qui fait encore actuellement référence. Ce système fait intervenir une barre inter

condylienne, située entre les deux condyles prothétiques, et une came tibiale, constituée par une éminence centrale de l'insert tibial.

Il s'est rapidement avéré que ce système était efficace sur la cinématique fémoro-tibiale et corrigeait les problèmes constatés sur la génération précédente, en améliorant les résultats fonctionnels (augmentation de l'amplitude de flexion, stabilité aux escaliers et au relèvement, augmentation de la force d'extension du quadriceps). Par contre une nouvelle complication apparaissait : la luxation fémoro-tibiale. La barre intercondylienne du fémur, poussé vers l'avant, peut dans des conditions particulières (flexion, décoaptation), passer au dessus de l'éminence tibiale, et se retrouver dans une position de luxation (Figure III.6).



**Figure III.6:**

A: Position normale

B: luxation fémoro-tibiale antérieure.

Alors, ils sont nombreux ceux qui ont utilisé les prothèses postéro-stabilisées, peuvent avoir connu cette complication. De nombreuses publications en précisent l'incidence (Tableau III.3).

**Tableau III.3 :** Taux de luxation pour les Prothèses Totales de Genou Insall-Burstein I et Insall-Burstein II. [78]

Auteur	IBI		IBII	
	Incidence des Luxations	Taux des luxations	Incidence des Luxations	Taux des Luxations
Galinat et al. 1988	2 sur 832	0.2	-	-
Cohen et al. 1991	0 sur 105	0.0	5 sur 100	5.0
Striplin and Robinson, 1992	0 sur 428	0.0	2 sur 240	0.8
Cohen and Constant, 1992	-	-	2 sur 437	0.5
Lombardi et al. 1993	4 sur 1.978	0.2	10 sur 398	2.5
Total	6 sur 3.343	0.2	19 sur 1.175	1.6

La conception des prothèses à plateau mobile repose sur la volonté de réduire l'usure du polyéthylène. Un avantage fonctionnel est également attendu, en particulier sur l'articulation fémoro-patellaire. De nombreux modèles sont actuellement disponibles, mais l'analyse comparative est difficile. Les critères chiffrés (jump-distance, angle de luxabilité) sont très utiles, mais doivent être confrontés aux autres caractéristiques de l'implant. Il faut en particulier s'intéresser au risque d'usure dû au mécanisme de guidage du plateau mobile : une forte contrainte à ce niveau peut apparaître certes comme un élément de sécurité, mais risque d'aboutir à une détérioration rapide du polyéthylène. Il faut bien sûr tenir compte de nombreux autres paramètres pour comparer les différents modèles :

- nature et traitement des métaux,
- caractéristiques de surface des matériaux,
- mode de fabrication et de stérilisation du polyéthylène,
- mode d'ancrage primaire et secondaire des implants,
- précision de l'ancillaire quant à l'obtention de l'équilibre ligamentaire en extension et en flexion etc.

### 3. 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-compartmentale peut être traitée par une prothèse uni-compartmentale, 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.

### 3.1. Prothèse totale de genou (Figure III.7)

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:

**3.1.1. 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).

**3.1.2. 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.

**3.1.3. 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.7: Prothèse totale de genou

La mise en place d'une prothèse nécessite une incision légèrement en dedans de la rotule. L'articulation est ainsi ouverte, en s'attachant à ne pas endommager les structures tendineuses et musculaires (Chirurgie Mini-Invasive) (Figure III.8).



Figure III.8 : Chirurgie Mini-Invasive

On réalise alors des coupes osseuses sur le fémur, le tibia, et la rotule, puis les différents composants sont fixés à l'os de diverses manière : soit par du ciment chirurgical, soit encastrés et/ou vissés. Le choix dépend essentiellement de la qualité osseuse, du type de prothèse, et des préférences du chirurgien (Figure III.9).



Figure III.9 : Coupes osseuses

La rééducation commence dès le lendemain de l'intervention par :

- la flexion passive
- la flexion sur Kinétec
- la marche avec deux cannes et monter et descendre les escaliers dès que possible (4-5 jours)
- la mise au fauteuil
- la cryothérapie
- les contractions isométriques

Au bout de (8-10) jours on devrait essayer d'obtenir une flexion de 90°.

La rééducation se poursuit soit en centre de rééducation, soit au domicile du patient et puis au cabinet du kinésithérapeute par

- la flexion-extension active
- la musculation du quadriceps et des ischio-jambiers
- la rééducation proprioceptive
- la remise en charge totale progressive et réadaptation à la vie courante

### 3.2. Prothèse Unicompartmentale

La prothèse unicompartmentale est une prothèse partielle (Figure III.10). 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.10 : Prothèse unicompartmentale



Figure III.11 : Radiographie de l'implantation d'une prothèse unicompartmentale

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 fémoro-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.

### 3.3. Prothèse fémoro-patellaire (Figure III.14)

Son utilisation est réservée aux cas d'arthrose de l'articulation entre la rotule et le fémur qui sont très rares (figure 16). 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.

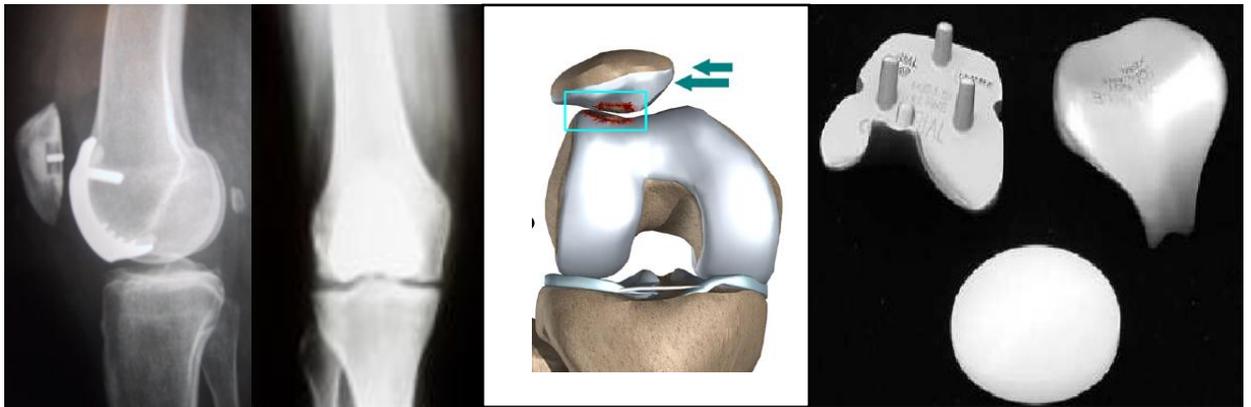


Figure III.12 : Radiographie de l'implantation d'une prothèse fémoro-patellaire

Figure III.13 : Arthrose fémoro-patellaire

Figure III.14 : 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 resurfaçant la rotule.

### 3.4. 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.15).

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.15 : Prothèse de reprise

### 3.5. 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'AGE: 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.
- Le Poids

### **3.7. Principales complications possibles**

Il existe des complications communes à toutes les interventions chirurgicales : complications anesthésiques, échecs et mauvais résultats, raideur articulaire, hématome, problèmes de cicatrisation. Il existe aussi des complications plus spécifiques aux prothèses:

#### **3.7.1. Infection**

Le risque infectieux existe pour toute chirurgie, et en particulier après mise en place d'une prothèse : il s'agit d'un « corps étranger » sur lequel les bactéries se fixent de manière préférentielle. Ces bactéries peuvent venir au contact de la prothèse soit directement pendant l'intervention c'est très rare, soit depuis une infection à distance (dentaire, urinaire) en passant par la circulation sanguine. Le taux d'infection est actuellement d'environ 2%.

Il est indispensable d'identifier la bactérie responsable pour mettre en route un traitement antibiotique adapté, qui est essentiel, mais qui ne suffit pas le plus souvent : on effectue un lavage de toute l'articulation et de la prothèse, voire un remplacement de la prothèse dans les cas extrêmes.

Pour éviter ces infections, certaines précautions sont indispensables :

- Dépistage infectieux dentaire (dentiste) et urinaire (examen d'urine) systématique avant la chirurgie, car la survenue d'une infection avant l'opération est une contre-indication formelle à la chirurgie.
- Surveillance régulière de l'état dentaire et des infections urinaires.
- Prise en charge médicale immédiate de toute infection, quelle qu'elle soit, de manière à éviter la contamination de la prothèse.

#### **3.7.2. Usure**

C'est le risque de toute prothèse. Ce sont les composants en polyéthylène qui sont concernés principalement. L'utilisation de prothèses avec un plateau rotatoire et avec un polyéthylène de haute densité semble avoir diminué les taux d'usure.

#### **3.7.3. Descellement**

C'est la survenue d'une mauvaise fixation entre la prothèse et l'os, à l'origine de douleurs. Cela peut survenir pour une prothèse avec ou sans ciment.

Ces deux dernières complications conditionnent la durée de vie de la prothèse, et peuvent nécessiter un remplacement prothétique.

### 3.7.4. Phlébite

Il agit de la formation d'un caillot dans une veine de la jambe. C'est pour cela qu'est prescrit un traitement anticoagulant préventif. Elles peuvent entraîner des embolies pulmonaires exceptionnellement mortelles.

### 3.7.5. Lésions vasculo-nerveuses

Heureusement rares ; il peut s'agir d'une lésion vasculaire poplitée, ou d'une lésion nerveuse.

### 3.7.6. Algodystrophie

Elle se traduit par un enraidissement et des douleurs diffuses, le plus souvent régressifs en quelques mois. Le traitement se fait par injections de Calcitonine puis une rééducation douce et prolongée.

Cette liste peut paraître inquiétante, mais les progrès techniques ont fait énormément baisser le taux de complications.

## 4. Classification des prothèses tricompartmentales

### 4.1. Charnières simples

Sont les prothèses les plus contraintes, elles comportent un seul degré de liberté : flexion - extension autour de l'axe unissant les 2 pièces prothétiques.

#### 4.1.1. Prothèses de première génération

La conception des prothèses charnières simples de première génération est comme suit:

**3.1.1.1. Thémistocle Gluck** un chirurgien de Berlin «société médicale de Berlin" a mis ses idées en 1890 pour la première fois en développant un art réel, prothèse charnière du genou. (Figure III.16) était en ivoire chez un patient atteint de tuberculose, des articulations détruites. pour la fixation osseuse, il a utilisé un mélange de colophane et de plâtre. par manque d'asepsie de l'implant, il a échoué. Son approche a conduit à des affrontements avec la société chirurgicale et il a été temporairement suspendu. [54]

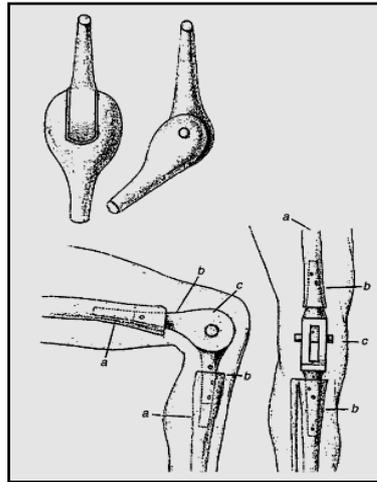


Figure III.16 : prothèse Gluck

**4.1.1.2. Walldius**, en 1951 (Figure III.17), conçoit une prothèse à tiges diaphysaires, non scellées. Elle est d'abord fabriquée en acrylique, puis en acier, puis en stellite. Elle n'autorise que 90° de flexion.

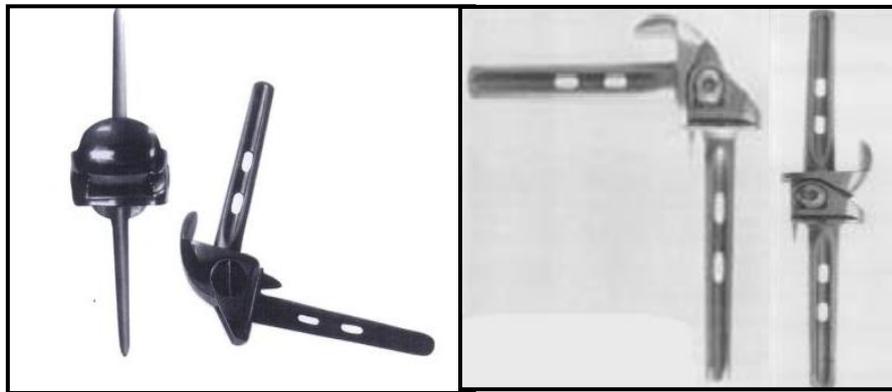


Figure III.17 : prothèse Walldius

**4.1.1.3. Shiers**, en 1954, présente une prothèse en acier, moins volumineuse que celle de Walldius, dont la mise en place sacrifie la rotule (Figure III.18).

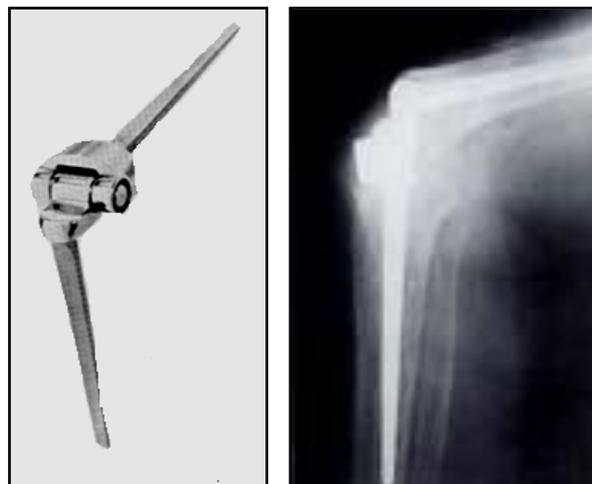


Figure III.18 : prothèse Shiers

**4.1.1.4.** Lettin, et Trickey, en 1965, créent la prothèse dite de **Stanmore** (Figure III.19) qui comporte des paliers en polyéthylène autour de son axe [55]. Entre 1969 et 1971, 20 prototypes de prothèse totale du genou de Stanmore ont été utilisés pour remplacer des genoux atteints de gonarthrose grave chez 18 malades. 7 malades sont décédés avant le contrôle final et 1 a dû être soumis à une amputation de jambe en raison d'une infection profonde. Chez aucun de ces malades la prothèse ne s'était descellée. 10 malades (11 genoux) ont été revus 10 ans au moins après l'opération. 7 des 11 genoux survivants n'ont pas montré de détérioration clinique significative lorsque les résultats à un an sont comparés à ceux à 10 ans.

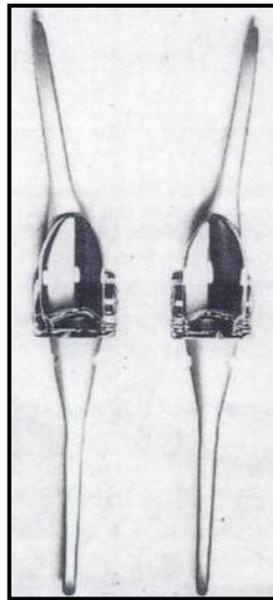


Figure III.19 : prothèse Stanmore

**4.1.1.5.** Guepar en 1967, conçoit la prothèse **Guepar I<sup>®</sup>** en stellite, à tiges diaphysaires scellées, qui présente comme avantages une résection osseuse minimale, un valgus fémoral, un axe déjeté en haut et en arrière et un butoir en Silastic<sup>®</sup> antérieur pour amortir l'extension (Figure III.20).

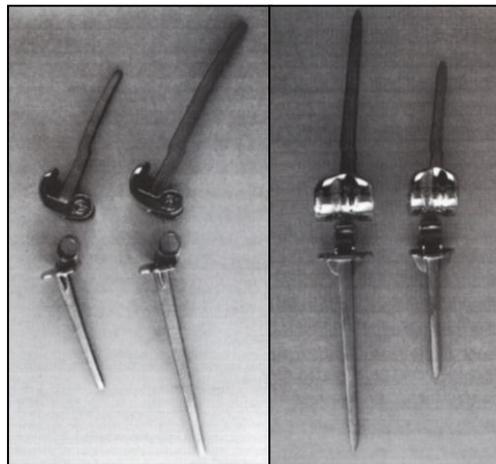


Figure III.20 : prothèse Guepar I<sup>®</sup>

La limitation de l'amplitude de flexion de la prothèse de Walldius a été corrigée dans la prothèse de Shiers par un déplacement postérieur de l'axe, augmentant la résection osseuse et, dans la Guepar I<sup>®</sup>, par un déplacement postérieur et supérieur de l'axe, diminuant la résection osseuse. [56]

Le risque infectieux était élevé avec les premières prothèses charnières : infection précoce du fait de l'important volume des implants et des espaces morts créés ou infection tardive du fait de la métallose secondaire à l'usure de l'axe (8,5% pour la Guepar I<sup>®</sup>). Ce risque a été diminué par les modifications de forme des implants et l'apport des paliers en polyéthylène. [57]

Les fractures de tige diaphysaire, fréquentes avec les implants en acier, ont diminué avec l'utilisation des alliages cobalt-chrome et l'augmentation de leur volume (deux fractures de tiges fémorales en stellite sur 265 Guepar I<sup>®</sup>).

Les usures d'axe avec libération intra-articulaire de particules métalliques ont diminué avec le respect du valgus fémoral, l'introduction d'une liberté dans le plan sagittal (axe mobile de la GSBII<sup>®</sup>) [58] ou horizontal (rotation tibiale non contrôlée de la prothèse Lagrange-Letournel<sup>®</sup>), l'introduction de paliers en polyéthylène et l'adjonction d'appuis condyliens créant un «effet trimaran» (Blauth<sup>®</sup>).[59]

Les descellements aseptiques (16% pour la Guepar I<sup>®</sup>) ont diminué avec la réalisation de scellements de meilleure qualité, métaphysaires et plus étendus, et une diminution des sollicitations de l'ancrage par l'introduction d'une liberté dans le plan sagittal ou horizontal et une moindre usure de l'axe mécanique. [60]

#### 4.1.2. Prothèse de deuxième génération

##### **Prothèses totales charnières simples ou rotatoires, ou mobiles a appuis condyliens.**

##### **3.1.2.1. Guepar II<sup>®</sup> : Charnière Simple [56]**

Conçue en 1977 par le Guepar, (Figure III.21).

Elle comporte :

- Des tiges diaphysaires épaisses, longues et quadrangulaire, destinées à être scellées. La tige fémorale, discrètement convexe en avant et oblique en haut et en dehors pour s'adapter à la courbure sagittale et à l'axe anatomique du fémur, engendre un valgus fémorotibial de 5° ;
- Un bouclier trochléen avec gorge, une rotule en polyéthylène à plot central ;
- un axe métallique entouré de paliers en polyéthylène et maintenu en place par un clip.

Elle existe en deux tailles homothétiques et est, du fait du valgus fémorotibial, latéralisée.

En 1985, Nordin et al. Rapportent la série des Guepar II<sup>®</sup> implantées par les membres du groupe de 1977 à 1984 : 155 prothèses chez 107 femmes et 36 hommes dont 34 de plus de 80 ans et 120 de plus de 70 ans. Dans 52% des cas, il s'agissait de reprises prothétiques et dans 48% des cas, de

prothèses de première intention dont l'indication était soit une gonarthrose (58%), soit une arthrite rhumatoïde (23%). Les résultats fonctionnels intéressent 120 genoux prothétiques ayant un recul minimal de 1 an, moyen de 3 ans et demi et maximal de 9 ans. [61]

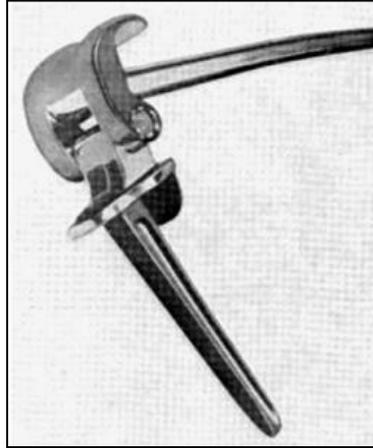


Figure III.21 : Prothèse totale charnière simple : GueparII®

Ces résultats ont été évalués selon la cotation Guepar en quatre niveaux en prenant en considération la douleur, la mobilité et la stabilité, avec des niveaux minimaux de performance. Ils se répartissent, toutes étiologies confondues, en 84% de bons et très bons résultats et 16% de résultats passables et mauvais. Ils sont moins favorables dans les reprises prothétiques : 75% de bons et très bons résultats et 25% de résultats passables et mauvais.

Les complications sont fréquentes. Les complications générales per- et postopératoires immédiates sur 155 prothèses sont représentées par sept décès peropératoires, deux arrêts cardiaques transitoires, un accident neurologique et dix chutes tensionnelles au cours du scellement, huit accidents thromboemboliques dont deux embolies pulmonaires mortelles, deux septicémies postopératoires à staphylocoque doré contrôlées par un traitement antibiotique adapté.

Les complications locales per opératoires sur 155 prothèses concernent presque exclusivement les reprises ; elles comprennent huit fractures fémorales, 12 fractures tibiales, une fracture rotulienne et trois ruptures de l'appareil extenseur.

Les complications postopératoires précoces sur 148 prothèses – sept patients étant décédés en per opératoire – comprennent 14 hématomes (9,4%), neuf nécroses cutanées (6%) et six paralysies de la sciatique poplitée externe (4 %).

Les infections profondes, au nombre de 12 sur 148 prothèses, se répartissent en cinq précoces et sept tardives.

Les complications de l'appareil extenseur, sur 120 prothèses ayant un recul supérieur à 1 an comprennent : une luxation de rotule, 20 subluxations externes, 25 conflits sans subluxation, six descellements aseptiques rotuliens dont trois avec fracture de rotule.

Les descellements aseptiques (9,4%) sont représentés par les six descellements rotuliens précités, un descellement unipolaire fémoral et un descellement bipolaire fémoral et tibial.

#### 4.1.2.2. Prothèses de Blauth<sup>®</sup> : charnière simple à axe peu contraint initialement du fait des appuis condyliens latéraux préférentiels [59]

Conçue en 1972, (figure III.22).

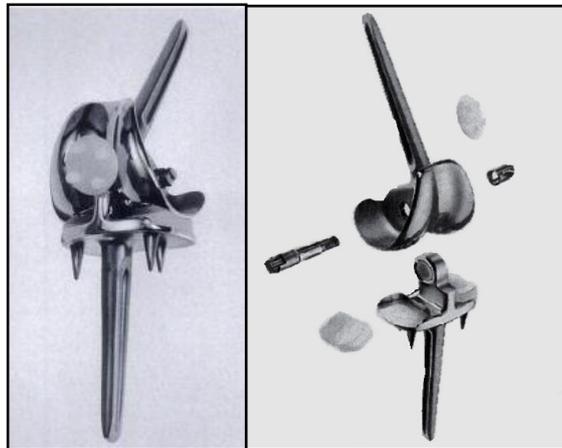


Figure III.22 : prothèse totale charnière simple à axe peu contraint et à appuis condyliens: Blauth<sup>®</sup>

Elle comporte :

- Des tiges diaphysaires qui doivent être scellées. L'orientation de la tige fémorale impose un valgus fémorotibial de 6°. La tige tibiale prolonge une embase sur laquelle sont fixés des inserts en polyéthylènes congruents et qui comporte pointes anti-rotation ç sa face inférieure ;
- un bouclier trochléen surélevé en dehors et étendu proximalelement ;
- des condyles fémoraux en appui préférentiel sur des inserts tibiaux congruents ;
- un axe situé au centre des condyles. Cet axe reste en charge et, en l'absence d'usure des plateaux tibiaux en polyéthylène qui l'entoure.

En 1990, Blauth et al. Rapportent une série de 603 prothèses implantées en première intention. Les résultats fonctionnels intéressent 497 genoux prothétiques ayant un recul minimal de 1an, moyen de 45 mois et maximal de 15 ans ; 88% des genoux prothétique sont une amplitude en flexion égale ou supérieure à 90° ; 6,6% des patients ont un syndrome fémoropatellaire. [59]

Les complications sont moins fréquentes qu'avec la Guepar II<sup>®</sup> puisque l'auteur ne relève que 3% d'infections profondes, 14% d'instabilités rotuliennes et 1,2% de descellements aseptiques ; la probabilité d'avoir une prothèse non descellée et non infectée à 10 ans est de 89%.

En 1998, Böhm et al. rapportent les résultats au recul moyen de 6 ans et maximal de 20 ans d'une série continue de 422 prothèses de Blauth<sup>®</sup> implantées en première intention chez 330 patients. Leur taux de survie, si l'on prend en compte leur ablation qu'elle qu'en soit l'étiologie, est, à 20ans, de 94,4%. [62]

#### 4.1.2.3. Prothèse LL<sup>®</sup> : charnière rotatoire [63]

Conçue en 1976 par Lagrange et Létournel, elle comporte :

- Une tige fémorale droite, une tige tibiale cylindrique et fine qui peut tourner au sein d'un fourreau en polyéthylène, la tige fémorale et le fourreau tibial doivent être scellés ;
- un bouclier trochléen adaptable ;
- une rotule en polyéthylène en dôme ;
- un axe métallique entouré de paliers en polyéthylène fixés en usine.

En 1985, Lagrange rapporte une série de 233 prothèses LL<sup>®</sup>. Il ne déplore aucun décès per opératoire, aucune instabilité du genou malgré l'absence de contrôle intrinsèque de la rotation fémorotibiale. Il ne signale aucune fracture, mais mentionne six infections profondes : trois précoces et trois tardives, 28 syndromes fémoropatellaires en l'absence de bouclier trochléen et deux descellements fémoraux aseptiques.

#### 3.1.2.4. Kinematic<sup>®</sup> : charnière rotatoire, reprenant les principaux concepts de la LL<sup>®</sup> [64], [65].

En 1987, Rand et al. Rapportent les résultats des 50 premières Kinematic<sup>®</sup> à charnière rotatoires implantées à la Mayo Clinic pour instabilité ligamentaire et/ou perte osseuse (Figure III.23).



Figure III.23 : prothèse charnière rotatoire - Kinématique

Les résultats fonctionnels intéressent 38 genoux prothétiques ayant un recul minimal de 29 mois, moyen de 50 mois, et maximal de 79 mois.

Ils se répartissent selon la cotation du Hospital for Spécial Surgery en 72% de résultats bons ou excellents et 28% de résultats passables ou mauvais.

Les complications sont au moins aussi fréquentes qu'avec la Guepar II<sup>®</sup>, puisque l'auteur relève 6% de ruptures d'implant, 16% d'infections profondes, 22% de publications rotuliennes et 10% de descellements aseptiques radiologiques.

#### 4.1.2.5. GSBII<sup>®</sup> : charnière mobile à appuis condyliens latéraux [56], [57], [58].

Conçue en 1980 par Gschwend, Scheier et Bahler, (Figure III.24)



Figure III.24 : Prothèse totale charnière mobile à appuis condyliens : GSBIII<sup>®</sup>

Elle comporte :

- des tiges diaphysaires droites qui doivent être scellées, la tige fémorale étant plus courte que celle de la GueparII<sup>®</sup> ;
- une jonction « à charnière molle » sous forme d'une came sagittale métallique couissant dans du polyéthylène et autorisant un recul postérieur du fémur en flexion ;
- des condyles fémoraux en appui sur des inserts tibiaux en polyéthylène ;
- un composant trochléen presque plat et un implant rotulien optionnel impactable, en forme de dôme.

En 1988, Gschwend et al. Rapportent une série personnelle de 153 GSBII<sup>®</sup> implantées en première intention pour gonarthrose (75% des cas) et arthrite rhumatoïde (25% des cas).

Les résultats fonctionnels intéressent 51 genoux prothétiques ayant un recul compris entre 1 et 3ans. Ils se répartissent, toutes étiologies confondues, selon la cotation de l'auteur en 89% de bons et

excellents résultats. Si l'on retient trois critères : douleur, mobilité, fonction, les trois sont améliorés dans 75.9% des cas et deux seulement dans 2.85% des cas. [56]

Les complications sont nettement moins fréquentes qu'avec la Guepar II<sup>®</sup> puisque les auteurs ne relèvent aucun décès peropératoire, ne signalent aucun accident thromboembolique, aucune fracture, mentionnent un hématome, deux infections profondes (une précoce et une tardive), huit complications rotuliennes ayant conduit à une réintervention : six réaligement, une ablation de la prothèse rotulienne, une patellectomie et un descellement aseptique.

#### **4.1.3. Prothèses charnières de troisième génération**

##### **Prothèse totale charnière à appuis condyliens et à rotation contrôlée. [66]**

La prothèse charnière de troisième génération, aboutissement de l'analyse des complications des prothèses charnières de deuxième génération (Tableau : III.5) doit respecter un certain cahier de charge:

- Le matériau utilisé doit être du chrome-cobalt, voire de l'inox de dernière génération et du polyéthylène de haute densité;
- Les tiges diaphysaires doivent être longues et volumineuses et, si possible, adaptées à la courbure du fémur;
- Extractibles, elles doivent être correctement scellées sans exposer aux risques d'hyperpression intramédullaire pouvant être source collapsus peropératoire non réversible par embolie graisseuse ou gazeuse. Pour minimiser ce risque, il est nécessaire, sur le plan local :
  - de laver et de sécher les cavités médullaires ;
  - de ne pas utiliser d'obturateur ;
  - de placer en intra médullaire un drain de Redon ;
  - d'introduire le ciment à un stade pâteux avec le minimum de monomère ;
  - et pour ceux qui craignent une embolie gazeuse, de comprimer par intermittence le paquet fémoral à la racine de la cuisse lors du lâcher du garrot.
- Les parties épiphysaires fémorales et tibiale doivent avoir des surfaces d'appui adaptées à la taille des épiphyses osseuses pour que les tiges diaphysaires ne soient pas trop sollicitées en pression et en rotation.
- L'axe de flexion-extension, et éventuellement de rotation, doit faire appel à un couple chrome-cobalt/polyéthylène de haute densité ; les nouveaux polyéthylènes réticulés constitueront peut-être ici un apport intéressant. Le rayon optimal de l'axe de flexion n'est pas défini. Il ne doit cependant pas être trop petit. Cet axe de flexion doit être

soumis au minimum de contraintes frontales et sagittales pour ne pas engendrer d'usure précoce des paliers en polyéthylène.

**Tableau III.5 :** Complications des prothèses charnières. [66]

		Décès per opératoire	Complications postopératoires précoces			Infections torpides	Problème rotuliens	Descellement aseptiques
			Hématomes	Nécroses cutanées	Paralysie SPE			
Prothèses charnières de deuxième génération	Guepar II <sup>®</sup> [13] 155 implants Recul moyen : 3ans, 6mois	4.5%	9.4%	6.0%	4.0%	8.1%	38.0%	9.4%
	Blauth <sup>®</sup> 497 implants Recul moyen : 3ans, 9mois					3.0%	14.0%	1.2%
	LL <sup>®</sup> 233 implants					2.5%	12.0%	0.85%
	Kinematic <sup>®</sup> 50 implants Recul moyen : 4ans, 2mois					16.0%	22.0%	10.0%
	GSBII <sup>®</sup> 51 implants Recul moyen : 1-3 ans	0.0%	2.0%			3.9%	15.6	1.96%
Prothèses charnières de troisième génération	Finn <sup>®</sup> 24 implants Recul moyen : 2ans, 9mois						21.0%	4.2%
	Endo-model <sup>®</sup> rotatoire 1837 implants Recul moyen : 6ans, 6mois 194 implants Recul moyen : 6ans, 3mois					1.9% 2.5%	1.8% 5%	0.8%
	axel <sup>®</sup> 142 implants Recul moyen : 3ans	0.0%	1.4%		1.4%	1.4%	3.0%	0.7%

- L'adjonction de condyles fémoraux appuyés sur des surfaces tibiales en polyéthylène permet de diminuer par un effet « trimaran » les contraintes frontales s'exerçant sur

l'axe. La présence d'une rotation intraprothétique permet de diminuer les contraintes horizontales s'exerçant sur l'axe.

La contrainte sagittale absorbée par les inserts tibiaux permet également de diminuer les contraintes sagittales s'exerçant sur l'axe.

L'adjonction d'une rotation intra prothétique permet, comme nous l'avons vu, de diminuer les contraintes s'exerçant sur les tiges et l'axe de flexion-extension et autorise un meilleur centrage rotulien en cas de malposition des pièces. Cette rotation doit cependant être limitée en amplitude par la forme du ou des inserts tibiaux. Ce n'est pas la rotule prothésée qui doit contrôler la rotation ; celle-ci n'est ainsi pas soumise à des contraintes excessives.

La liaison mécanique entre les composants fémoral et tibial doit, sans être rigide, être suffisante pour empêcher toute dissociation des deux composants lors de sollicitations extrêmes.

#### **4.1.3.1. Prothèse de Finn<sup>®</sup> : prothèse charnière rotatoire modulaire [61]**

Conçue en 1991 par Finn, elle comporte :

- des tiges diaphysaires fémorales courtes qui peuvent être fixées en press-fit ou scellées ;
- des condyles fémoraux ;
- une trochlée creusée apparemment symétrique, un axe de flexion-extension postéro-supérieur « verrouillé » entouré de paliers en polyéthylène ;
- une embase tibiale non modulaire qui existe en deux tailles ou modulaire en cinq tailles, recouverte d'un insert mobile rotatoire existant en six épaisseurs ;
- des tiges diaphysaires tibiales droites qui doivent être scellées et des cales métalliques.

Cette prothèse autorise 135° de flexion et 20° de rotation externe et interne.

En 2000, Westrich et al. [67] rapportent une série continue de 24 prothèses implantées de 1993 à 1997. Dans 15 cas, il s'agissait de reprise prothétiques et dans neuf cas, de prothèses de première intention. Neuf genoux (37.5%) étaient de catégorie A, six genoux (25%) étaient de catégorie B et neuf genoux (37.5%) étaient de catégorie C.

Les résultats fonctionnels intéressent les 24 genoux revus avec recul minimal de 21 mois, moyen de 33 mois et maximal de 62 mois.

Le score genou moyen de la knee society passe de 44 points en préopératoire à 83 points au recul. Le score fonctionnel moyen de la knee society passe de 10 points en préopératoire à 45 points au recul. Les complications sont moins fréquentes qu'avec les prothèses de deuxième génération.

uniquement deux fractures fémorales (8.3%) dont une de fatigue, cinq subluxations rotuliennes asymptomatiques (21%) et un descellement aseptique fémoral radiologique (4.2%).

#### 4.1.3.2. Prothèse Endo-model® rotatoire : prothèse charnière rotatoire modulaire

Conçue en 1968 par un groupe de chirurgiens de l'Endo-klinik de Hambourg, (Figure III.25) [67], [68], [69].

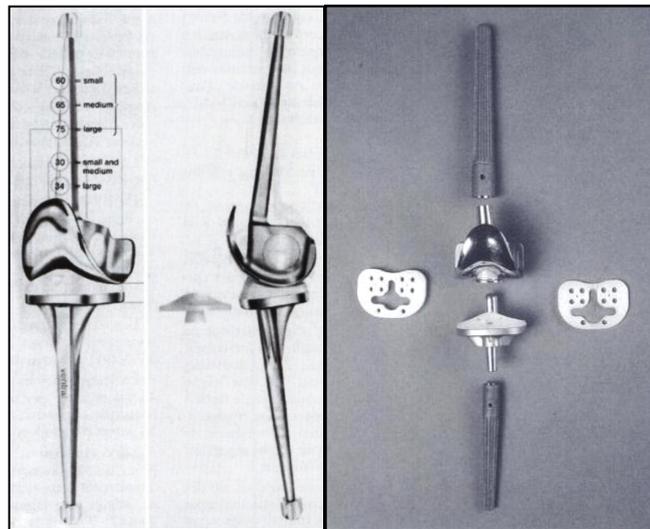


Figure III.25 : Prothèse charnière rotatoire modulaire : Endo-Model®

Elle comporte :

- des tiges diaphysaires droites munies d'un centreur à leur extrémité qui doivent être scellées :
  - la tige fémorale engendre un valgus fémorotibial de 6°,
  - la tige tibiale fait suite à une embase tibiale présentant à sa face supérieure un insert tibial symétrique en polyéthylène et à sa face inférieure deux ailettes frontales ;
- un bouclier trochléen optionnel ;
- des condyles fémoraux en appui sur l'insert tibial ;
- des axes de flexion et de rotation entourés de paliers en polyéthylène réalisant un « T » intra-articulaire :
  - **L'axe de flexion** : est situé à 22.5mm au dessus de l'interligne et à 18mm en arrière de l'axe anatomique fémoral, ce qui correspond pour Niebert à la jonction des deux tiers antérieurs et du tiers postérieur du condyle interne.
  - **L'axe de rotation** : est situé à 16mm en arrière de l'axe anatomique tibial, ce qui permet un déplacement postérieur relatif du fémur par rapport au tibia

lors de la flexion, ce qui a pour but de diminuer les contraintes fémoro-patellaires ;

- Un insert tibial en polyéthylène à relèvement antérieur qui bloque la rotation en extension ; il permet une hyper-extension de 3°. Cette rotation augmente progressivement en flexion, mais reste limitée par la mise en tension des formations capsulo-ligamentaires restantes et par un « vissage hélicoïdal » ;
- Une collerette optionnelle fixée à l'extrémité inférieure de l'axe de rotation et incluse dans l'épaisseur de l'insert en polyéthylène au pourtour de son échancrure centrale qui empêche tout désassemblage fémoro-tibial ;
- des cales en polyéthylène tibiale et fémorale.

En 1996, Nieder et al. Rapportent une série de 1837 prothèses Endo-model® rotatoires implantées de première intention de 1981 à 1989. Les résultats fonctionnels intéressent les 1837 genoux prothétiques revus avec un recul minimal de 2ans, moyen de 6.5ans et maximal de 12ans. [16]

**Il existe à l'heure actuelle deux grands types de prothèses tricompartmentales :**

## 4.2. Prothèses à glissement

### 4.2.1. Prothèses à polyéthylène fixe

Parmi lesquelles on distingue :

**4.2.1.1.** Les prothèses dites **postéro stabilisées**, Elles nécessitent la suppression des deux ligaments croisés et furent les premières utilisées. Le plateau en polyéthylène comporte au centre une saillie qui va empêcher le tibia de reculer, remplaçant ainsi le ligament croisé postérieur (Figure III.26).

La prothèse WALLABY™ I a été conçue pour reproduire le mieux possible le mouvement physiologique d'un genou normal. Le dessin des surfaces articulaires des deux compartiments fémoro-tibiaux est très différent. Au niveau du compartiment fémoro-tibial interne, les surfaces presque planes augmentent les zones de contact de ce compartiment qui supporte le maximum de charge.

A l'opposé, dans le compartiment fémoro-tibial externe, le condyle est convexe dans le plan frontal. Ce dessin et la divergence condylienne favorisent la rotation interne automatique en flexion, même en l'absence du L.C.A. L'axe vertical de ce mouvement est situé dans le compartiment interne. Le compartiment fémoro-patellaire a été spécialement étudié pour faciliter la course de la rotule, limiter les risques d'instabilité et d'usure tout en diminuant les contraintes au niveau de sa fixation. La prothèse a été dessinée pour conserver une bonne stabilité antéro-postérieure malgré l'absence du

L.C.A., tout en permettant le recul du composant fémoral lors des mouvements de flexion, grâce en partie à la conservation du L.C.P. La prothèse WALLABY™ II postéro-stabilisée est symétrique. Elle autorise des mouvements de rotation d'une amplitude de 10°. Elle possède une trochlée à double entrée facilitant l'engagement rotulien. Quelles que soient les qualités intrinsèques d'une prothèse de genou, il est indispensable de posséder une instrumentation fiable permettant le meilleur positionnement possible et que l'opérateur en connaisse parfaitement l'utilisation. [70]

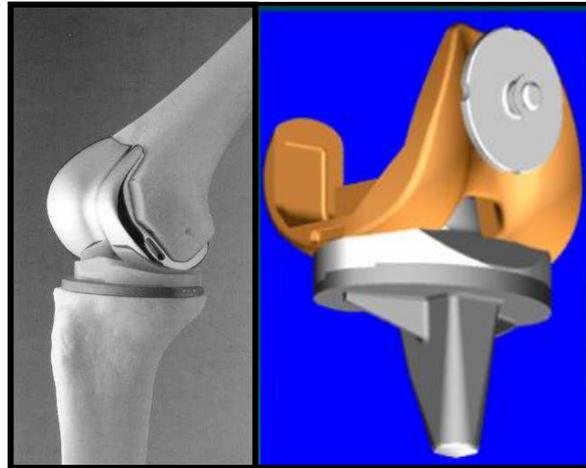


Figure III.26 : prothèse postéro-stabilisée Wallaby II

**4.2.1.2. Prothèses avec conservation du ligament croisé postérieur,** Elles nécessitent le sacrifice du ligament croisé antérieur et la conservation du ligament croisé postérieur. Leur mise en place exige plus de précision afin d'obtenir une tension exacte de ce ligament. De ce fait le risque d'erreur et de mauvais résultats est plus important. Avec le temps on assiste parfois à une distension du ligament croisé postérieur et à l'apparition d'une laxité postérieure. Dans certaines positions, le patient éprouve des problèmes de stabilité. Ces prothèses ont connu une grande vogue avec la prothèse de Miller-Galante (Figure : III.27). Compte tenu de ses résultats à long terme elle a été pratiquement abandonnée. D'autres prothèses conservant le même principe sont toujours utilisées. [71]



Figure III.28. La prothèse HLS



Figure III.27 : prothèse de Miller-Galante

En fait l'idéal est de pouvoir choisir en cours d'intervention la conservation du croisé postérieur ou la postéro-stabilisation.

**4.2.1.3. Prothèses avec conservation des deux ligaments croisés,** leurs indications sont rares car le croisé antérieur est généralement en mauvais état. La mise en place de ce type de prothèse est difficile et elles sont peu utilisées.

#### **4.2.2. Prothèses à polyéthylène mobile.**

Depuis une vingtaine d'années la prothèse New-jersey utilise un principe original de rotation libre du polyéthylène de la prothèse tibiale sur le plateau métallique de la même prothèse. L'intérêt de ce type de prothèse est de faciliter les mouvements de rotation qui accompagnent normalement la flexion et l'extension du genou. Par ailleurs les contraintes rotatoires menacent moins la fixation à long terme de la prothèse tibiale.

La prothèse New-jersey a donné d'excellents résultats à long terme. Un brevet a empêché la généralisation du système jusqu'à ces dernières années. Ce brevet est maintenant dans le domaine public, ce qui explique l'adoption rapide de ce principe sur un très grand nombre de prothèses.

Le principe du plateau mobile est adaptable aussi bien aux prothèses postéro-stabilisées qu'aux prothèses conservant le croisé postérieur. [71]

##### **4.2.2. 1. Prothèse totale du genou AGC. [72]**

Introduit en 1983, le "AGC Total Knee System™" offre une gamme de prothèses de genou de première intention (Figure III.29) utilisant un composant tibial monobloc dont la partie polyéthylène est directement moulée sur l'embase tibiale.

Les composants ont une articulation "flat-on-flat" permettant une interchangeabilité complète entre les composants fémoraux, tibiaux et rotuliens pour une couverture osseuse maximale.

#### **Caractéristiques**

- Courbes de survie à long terme supérieure à 98% à 10 ans  
Composant tibial monobloc unique évitant tout micro-mouvement entre l'insert PE et l'embase tibiale métallique.
- Couverture osseuse maximale
- Interchangeabilité complète des composants
- Gamme cimentée et sans ciment.
- Prothèse modulaire permettant de passer de la version conservation du LCP à la version PS sans coupes supplémentaires.

- Polyéthylène haute densité ArCom® pour une usure minimale
- Instrumentation Millennium précise et reproductible
- Instrumentation permettant une chirurgie mini-invasive



Figure III.29 : Prothèse AGC

#### 4.2.2.2. Prothèse totale du genou Alpina [73]

La prothèse Alpina (Figure III.30) tricompartimentale a été développée par les chirurgiens du groupe ORA (Orthopédie Rhône Alpes – groupe de 17 chirurgiens) et introduite sur le marché en 1992. Le but de la prothèse Alpina est de reconstruire le morphotype du patient tel qu'avant l'usure.



Figure III.30 : Prothèse Alpina

#### Caractéristiques:

- Composants véritablement anatomiques avec condyles fémoraux asymétriques permettant de recréer le mouvement de rotation en flexion anatomique.
- les condyles sont divergents en partie distale, parallèle en partie postérieure et arqués vers l'échancrure afin d'augmenter les surfaces de contact et de diminuer le fluage et l'usure.
- Prothèse modulaire permettant de passer de la version conservation du LCP à la version PS sans coupes supplémentaires.

- Pour la version PS, le mécanisme de postéro-stabilisation se fait grâce à une came intercondylienne qui s'articule avec un logement prévu à cet effet dans l'insert polyéthylène. La came entre en action à partir de 45° de flexion.
- 5 tailles de condyles en CoCr à cimenter et sans ciment
- 6 tailles d'embases en CoCr (cimentée) ou en TA6V
- Polyéthylène haute densité ArCom® pour une usure minimale
- Fixation stable des implants
- Instrumentation simple et précise permettant une technique reproductible et fiable

#### **4.2.2.3. Prothèse totale de genou Alpina® APR [73]**

La prothèse tricompartimentale Alpina APR (Figure III.31) (A Plateau Rotatoire) a été développée conjointement par les chirurgiens du groupe ORA (Orthopédie Rhône Alpes – groupe de 17 chirurgiens) et un groupe de chirurgiens utilisateurs de prothèses à plateau rotatoire.

L'Alpina APR a été introduite sur le marché en 2005.

#### **Caractéristiques**

- Plateau rotatoire
- Antéro Postéro Stabilisée
- Surface de contact importante grâce au 3ème condyle pour une meilleure répartition des contraintes
- Prothèse stable grâce à une "jump distance" importante
- Le lift-off est parfaitement pris en charge par le 3ème condyle (pas d'effet coin nuisible à la survie de l'implant)
- Trochlée creusée pour un meilleur défilement rotulien
- Prothèse modulaire permettant de passer de la version "plateau fixe" à la version "plateau rotatoire" sans coupes supplémentaires
- 6 tailles de condyles en CoCr à cimenter et sans ciment
- 6 tailles d'embases en CoCr à cimenter et sans ciment
- Polyéthylène haute densité ArCom® pour une usure minimale
- Fixation stable des implants

Instrumentation Altitude avec tenseur ligamentaire pour une balance ligamentaire en extension et en flexion.



Figure III.31 : Prothèse Alpina® APR

#### 4.2.2.4. Prothèse totale de genou Alpina APS [73]

La prothèse tricompartimentale Alpina APS (Figure III.32) (Antéro Postéro Stabilisée) a été développée par les chirurgiens du groupe ORA (Orthopédie Rhône Alpes – groupe de 17 chirurgiens) et introduite sur le marché en 1998.

##### Caractéristiques :

- Antéro Postéro Stabilisée
- Surface de contact importante grâce au 3ème condyle pour une meilleure répartition des contraintes
- Prothèse stable grâce à une "jump distance" importante
- Le 3ème condyle permet une grande liberté en rotation autant en interne qu'en externe : 30° d'envergure
- Le lift-off est parfaitement pris en charge par le 3ème condyle (pas d'effet coin nuisible à la survie de l'implant).
- Composants véritablement anatomiques avec condyles fémoraux asymétriques permettant de recréer le mouvement de rotation en flexion anatomique
- Les condyles sont divergents en partie distale, parallèle en partie postérieure et arqués vers l'échancrure afin d'augmenter les surfaces de contact et de diminuer le fluage et l'usure
- 6 tailles de condyles en CoCr à cimenter et sans ciment
- 7 tailles d'embases en CoCr (cimentée) ou en TA6V
- Polyéthylène haute densité ArCom® pour une usure minimale
- Fixation stable des implants
- Instrumentation simple et précise permettant une technique reproductible et fiable



Figure III.32 : Prothèse Alpina APS

#### 4.2.2.5. Prothèse totale de genou Maxim [73]

Introduit en 1991, le système Maxim<sup>®</sup> se base sur le succès clinique de la gamme de prothèses “AGC Total Knee System<sup>™</sup>”.

Les composants ont une articulation “curved-on-curved” permettant une interchangeabilité complète entre les composants fémoraux, tibiaux et rotuliens pour une couverture osseuse maximale (Figure III.33).

#### Caractéristiques:

- Système complet (Conservation LCP, PS avec cales fémorales, Révision) et modulaire (cales fémorales et tibiales, quilles)
- Couverture osseuse maximale
- Interchangeabilité complète des composants
- Système de fixation du PE sur l’embase éprouvé permettant de réduire les micro-mouvements à l’interface PE/tibia.
- Gamme cimentée et sans ciment pour la version conservation du LCP
- Gamme cimentée pour les versions PS et Révision
- Polyéthylène haute densité ArCom<sup>®</sup> pour une usure minimale
- Instrumentation Millennium précise et reproductible
- Instrumentation  permettant une chirurgie mini-invasive



Figure III.33 : Prothèse Maxim

#### 4.2.2.6. Prothèse totale de genou ROCC® [73]

La prothèse tricompartmentale Rocc ( Figure III.34) a été développée par le Docteur Bercovy (Melun-Paris) en se basant sur son expérience importante des prothèses à plateau mobile.

La prothèse Rocc a été introduite sur le marché en 2002.

##### Caractéristiques :

- Plateau rotatoire
- Congruence importante entre le tibia et le fémur lors de la flexion (entre 0° et 70°) dans le plan sagittal et frontal (prise en compte du lift-off)
- Articulation fémoro-tibiale en forme de selle de cheval dans le plan sagittal pour une grande stabilité
- Trochlée prothétique naturelle respectant le positionnement et le trajet de la rotule
- 5 tailles de condyles en CoCr à cimenter et sans ciment (HAP)
- 5 tailles d'embases en CoCr à cimenter et sans ciment (HAP)
- 4 tailles de rotules métal-back rotatoire
- 4 tailles de rotules full PE
- Polyéthylène haute densité ArCom® pour une usure minimale
- Fixation stable des implants
- Nouvel ancillaire Minimal Invasif : LISI ROCC
- Technique simple reproductible et précise
- 6 tailles de fémur
- 7 tailles de tibia
- 5 tailles de rotules métal back



Figure III.34 : Prothèse ROCC®

#### 4.2.2.7. Prothèse totale de genou VANGUARD ROCC [73], [76]

La prothèse tri-compartimentale Vanguard ROCC (Figure III.35) vient compléter le système de genou complet Vanguard, en offrant désormais une option de plateau mobile.

Elle a été conçue par les Docteurs Michel Bercovy, David Bracy et Luc Kerboull, qui ont tiré parti de leur expérience de la prothèse ROCC pour l'intégrer au système Vanguard.

- Offre une solution de plateau rotatoire, cliniquement prouvée
- Reproduit au mieux la cinématique originelle du genou
- Dessin unique concave-convexe, qui assure grâce à sa congruence élevée, une stabilité importante tout au long du mouvement et offre un grand confort patient
- Trochlée large et profonde pour un trajet rotulien sans conflit
- Complément au système Vanguard : utilisation de l'instrumentation de base Premier ou Microplasty, avec un complément Vanguard ROCC
- Polyéthylène Arcom ultra-haute densité, qui permet une forte résistance à l'usure. 5 épaisseurs disponibles, de 10 à 20mm
- 9 tailles fémorales et tibiales, pour une adaptation à chaque type de morphologie, à cimenter ou sans ciment
- 5 tailles de rotule Metal-Back (avec ou sans ciment) et 4 tailles full PE, avec une préparation identique pour les 2 versions.



Figure III.35 : Prothèse VANGUARD ROCC

#### 4.2.2.8 Prothèse totale de genou Vanguard™ PS ou CR [73]

Les systèmes de prothèses totales de genou de Biomet ont un héritage clinique long et riche.

Avec l'introduction du système complet de genou Vanguard™ (Figure III.36), Biomet s'est basé sur cet héritage clinique prouvé et y a associé des nouvelles caractéristiques en terme de design afin de concevoir le système de genou total le plus complet disponible aujourd'hui.

Avec l'introduction des instrumentations Microplasty™ et Premier™ ainsi que les avancées telle que notre technologie brevetée Slidex™, le système de prothèses totales de genou Vanguard™ est l'associé du chirurgien pour répondre aux exigences de la chirurgie des patients actifs d'aujourd'hui.

#### Caractéristiques

- Congruence parfaite tibia / fémur dans le plan frontal
- Interchangeabilité totale des tailles entre fémur et tibia
- Gamme des tailles fémorales étendue pour une adéquation optimale des composants
- Polyéthylène haute densité ArCom® pour une usure minimale
- Instrumentation Premier™ précise et reproductible, Instrumentation  permettant une chirurgie mini-invasive



Figure III.36 : Prothèse Vanguard™ PS ou CR

#### 4.2.2.9. Prothèse totale de genou Performance Knee [74]

Le système Performance est un système complet et simple d'utilisation, offrant toutes les options permettant de couvrir les indications de la prothèse tricompartmentale de genou de la première intention à la révision (Figure III.37).

##### Caractéristiques

- Système complet (Conservation LCP, PS avec cales fémorales, Révision) et modulaire (cales fémorales et tibiales, quilles)
- Interchangeabilité complète des composants
- Composant fémoral anatomique avec une trochlée profonde orientée à 5°
- Gamme cimentée et sans ciment pour la version conservation du LCP
- Gamme cimenté pour les versions PS et Révision
- Polyéthylène haute densité ArCom® pour une usure minimale.



Figure III.37 : Prothèse Performance Knee

#### 4.2.2.10. Prothèse totale de genou à plateau rotatoire Tri CCC

La PTG **Tri CCC** est une prothèse à plateau mobile dont le concept permet une congruence élevée, une usure réduite de l'insert et une tension ligamentaire optimale (Figure III.38).

De plus, dans sa version rotatoire Safety, l'insert en polyéthylène est stabilisé par une fourchette anti-luxation dont le but est d'interdire son éjection. Disponible en version avec et sans ciment avec la possibilité d'ajouter des rallonges de quille tibiale, la PTG **Tri CCC** est un implant moderne qui permet de répondre aux attentes du patient et de son chirurgien.

Les prothèses tricompartmentales constituent actuellement le meilleur recours pour le traitement des arthroses évoluées étendues et les destructions de l'articulation par la polyarthrite rhumatoïde ou d'autres rhumatismes inflammatoires.



Figure III.38 : Prothèse Tri CCC

Les résultats de ces prothèses sont globalement bons dans 85 % des cas. 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°, ce qui est indispensable pour monter et descendre normalement les escaliers. Elle atteint souvent 120°, parfois même 130°.

Le risque de descellement est théoriquement réduit dans les PTG à surface mobile, qui ont en principe des contraintes de cisaillement peu élevées au niveau des ancrages osseux, pour vérifier si cet avantage théorique se traduit bien dans les faits. Ils ont étudié pendant 10 ans toutes les données utilisables concernant les taux de descellement aseptique fémoral et tibial, rapportés avec des PTG à plateau fixe ou mobile ; les conclusions de cette confrontation sont reprises dans le (Tableau : III.5) [66]

Tableau III.5 : Taux moyens de descellement aseptique, fémoral et tibial, calculés à partir des données de la littérature, pour des PTG à plateau fixe, d'une part, des PTG à plateau mobile, d'autre part.

	Nombre de PTG	Suivi (Années)	Descellement fémoral	Descellement tibial	Descellement fémur- tibia
PTG à plateau fixe	10868	9.5 à 23	0.33%	0.82%	1.15%
PTG à plateau mobile	4100	5 à 20	0.17%	1.05%	1.22%

### 4.3. Prothèses de reprise

#### 4.3.1. Prothèse Dual Articular 2000 [75]

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.

Ces prothèses sont des améliorations des anciennes prothèses à charnière. Elles sont le plus souvent associées à des greffes osseuses. Les systèmes de prothèses totales de genou de Biomet ont un héritage clinique long et riche La prothèse Dual Articular 2000 (Figure III.39) a été spécifiquement conçue afin de répondre aux problèmes rencontrés par les chirurgiens lors de la reprise

d'arthroplasties primaires. Elle est également très utile dans les cas de première intention avec déformations sévères et/ou pertes osseuses. Elle combine tous les avantages d'une prothèse standard de genou tout en assurant une stabilité proche des implants à charnière.

- Stabilité complète en varus et valgus grâce au plot de l'insert tibial ayant une hauteur de 27,5 mm
- Résistance à la luxation assurée par la hauteur de la came qui est de 21 mm à 90° de flexion pour toutes les tailles d'implants
- Rotation de l'insert qui permet grâce aux 2 surfaces hélicoïdales une mise en tension des ligaments latéraux lors de la rotation et une stabilité accrue
- Couverture osseuse maximale et interchangeabilité complète des composants
- Gamme cimentée et polyéthylène haute densité ArCom® pour une usure minimale.



Figure III.39 : Prothèse Dual Articular 2000

#### 4.3.2. Prothèse totale de reprise Tri CCC [76]

La PTG de Reprise **Tri CCC Reprise** (Figure III.40) vient compléter la gamme d'implants de genou en proposant une solution alternative lors des reprises d'arthroplastie totale. La variété de combinaison d'assemblage grâce aux cales de compensation, aux tiges d'extension droites et décalées, ainsi qu'aux épaisseurs d'insert rotatoire, offre au praticien un large choix adapté au patient.



Figure III.40 : Prothèse de Reprise **Tri CCC**

## *Chapitre IV*

### *Interprétation et résultats des prothèses de genou*

### **1. But d'une prothèse de genou [66]**

Le but d'une prothèse de genou est, d'une manière idéal, d'obtenir une fonction normal du genou compatible avec une activité sans restriction et cela, pendant le plus long temps possible.

Dans le passé, les prothèses totales de genou étaient implantées chez les sujets âgés ou inactifs. Pour les patients les plus jeunes, l'ostéotomie était le traitement habituel. Les résultats encourageants obtenus par les prothèses totale de genou, ces derniers années, ont amène parfois à modifier les indications thérapeutiques. Des patients plus jeunes ont été opérés par prothèses totale de genou et l'expérience de ces dix derniers années a montré que, dans un certain nombre de cas, les limites du polyéthylène avaient manifestement été atteintes prématurément, quelques patients ayant dû être réopères pour des usures précoces ayant abouti à des ostéolyses ou à des problèmes mécaniques du fait de la diminution d'épaisseur du polyéthylène. Une meilleure connaissance du polyéthylène et de ses limites devraient permettre au chirurgien d'être conscient des imperfections du polyéthylène et des problèmes qui ne sont toujours pas résolus et qui ne manqueront pas d'aboutir à la faillite de l'implant si les contraintes ou l'activité du patient sont trop importantes (sujet jeune), si le dessin de l'implant entraine une augmentation anormale des contraintes sur le polyéthylène, ou si le mode de stérilisation ou sa préparation industrielle modifie trop ses propriétés.

### **2. Analyse de la marche et des contraintes sur le genou [66]**

Des études biomécaniques ont pu montrer que les contraintes sur le genou naturel varient de 3 à 8 fois le poids du corps lors de la descente et montée d'escaliers. Au cours de la marche les contraintes sont de l'ordre de 3 fois le poids du corps, lors du jogging elles sont multipliées par 8, lors du pédalage en vélo par 1,2, lors de la descente d'escaliers par 7, et au cours des exercices de rééducation iso -cinétique à 30° de flexion par 12.

Lors de ces activités physiques et sportives, les contraintes maximales de compression et de cisaillement par glissement sur le PE surviennent lorsque le genou est entre 30° et 60° de flexion. Les prothèses dont le PE tibial n'est pas congruent avec les condyles fémoraux, et ceux dont la trochlée fémorale ne s'adapte pas ou mal au dessin de la rotule, auront une moins bonne répartition des contraintes et seront plus exposées à l'usure et au descellement osseux.

Les contraintes qui s'exercent sur le polyéthylène d'une prothèse totale de genou au cours de la marche ne sont pas encore affaitent déterminées. À partir de mesures effectuées in vivo et de clichés photographiques, Paul et Morrison ont analysé pour la première fois ses contraintes au cours de cycle de marche d'une articulation normale. Un plus tard, Seirge et Arvika ont obtenu des chiffres de contraintes plus élevés avec une méthode d'analyse plus fin (Figure IV.1).

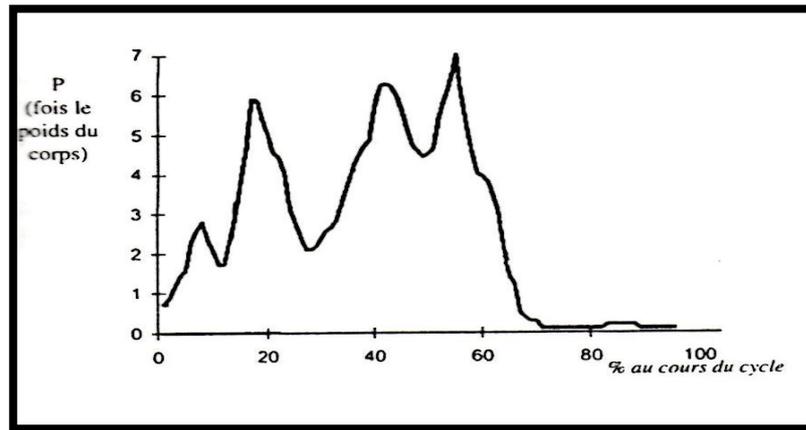


Figure IV.1 : cycle de marche avec les pics de contraintes évaluées par seirge et Arvika. Le cycle est défini pour chaque pourcentage de la marche une valeur de charge maximale comme on peut le voir sur le schéma, les maximum atteignent sept fois le poids du corps. [66]

Au cours d'un cycle de marche, les contraintes varient en fonction de l'angle de flexion de l'articulation et la courbe de cette variation fait apparaître quatre pics dont la valeur maximale est sept fois le poids de corps. Plus récemment, Walker et Harrington ont étudié les conditions de fonctionnement de l'articulation prothétique avec et sans ligaments croisés. Les cycles de marche sont inférieure pour les patients porteurs de prothèse, sans doute en raison de leurs âges et de leurs activités (Figure IV.2).

D'autres études ont analysé la montée et la descente des escaliers ainsi que les contraintes s'exerçant sur le genou lors de la position assise ou du lever à partir de cette position assise. Ces études définissent des efforts maximaux et non pas des variations de charges comme pour les cycles de marche. Elles permettent néanmoins de se rendre compte de l'importance des contraintes.

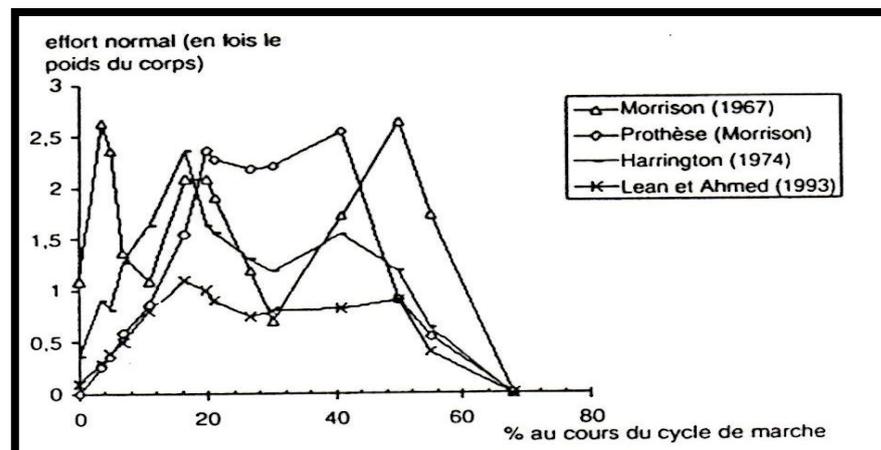


Figure IV.2 : différents cycles de marche retrouvés par plusieurs auteurs. [66]

Lors de la montée des escaliers (Figure IV.3), le maximum de contraintes se produit à l'instant où le sujet transfère tout le poids de son corps sur la jambe qui est en appui sur la marche supérieure. Quand l'individu monte les escaliers, le genou génère une monte très important par rapport à celui qui est exercé sur la hanche. Par rapport au sujet normal, le patient porteur une prothèse totale de genou « triche » habituellement en fléchissant un peu moins son genou et en utilisant une flexion du tronc lors de la montée des escaliers. Cette position de compensation du corps déplace le centre de gravité de la partie supérieure du corps, de manière à la rendre plus proche de l'articulation du genou et à diminuer les contraintes sur celui-ci. De la même manière, lorsque le patient porteur d'une prothèse de genou se lève d'une chaise (Figure IV.3), il utilise la flexion antérieure du tronc pour diminuer les contraintes du genou ; mais en réalisant ce mouvement il augmente les contraintes de la hanche. Ce mécanisme permet au patient porteur d'une prothèse de genou de diminuer les contraintes lors de la montée et de la descente des escaliers et lors de lever d'une chaise. La diminution qui est de l'ordre de 50% est importante car, en son absence, les contraintes transmises au polyéthylène pourraient atteindre 20 à 30 fois le poids du corps.

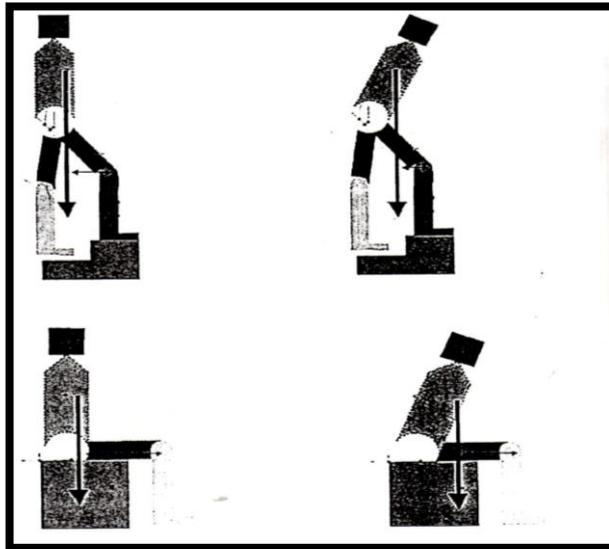


Figure IV.3 : la position en fléchié en avant du tronc diminue le moment et les contraintes qui s'exercent sur le genou lors de la montée et de la descente des escaliers ou lors de lever d'une chaise. [66]

En résumé, lors de la marche ou de la montée et de la descente des escaliers, on peut estimer que les contraintes du fémur sur le tibia atteignent au maximum dix fois le poids du corps. Cela représente pour un adulte de 100 kg une contrainte de 10 MPa.

### 3. Matériaux

Les solutions adoptées pour les PTG sont beaucoup moins variées que pour les prothèses de hanche, à cause essentiellement de l'utilisation largement dominante d'une combinaison métal polyéthylène pour les surfaces polyéthylène.

Les pièces fémorales sont faites en alliage chrome-cobalt après que les alliages de titane aient été abandonnés, même après l'essai d'une nitruration de surface.

Les pièces tibiales métalliques sont proposées en alliage chrome-cobalt mais aussi en alliages de titane, que la prothèse soit cimentée au méthyl méthacrylate ou non cimentée.

Deux exceptions dans le choix du matériau :

- L'utilisation pour la pièce fémorale de la céramique d'alumine, matériau qui a depuis longtemps fait ses preuves dans la chirurgie prothétique de hanche. Cette orientation a été adoptée au Japon après de nombreux tests mécaniques par Onishi et al. Dès 1989 mais cette prothèse ne semble pas diffusée au-delà du Japon ;
- L'utilisation sur le fémur d'un zircon oxyde dont les analyses mécaniques ont été publiées en 1994 par Whiteside et al. Ce procédé a été réétudié in vitro par une équipe américano-canadienne avec un principe un peu différent : toute la pièce fémorale est en alliage de zirconium avec une oxydation sur les surfaces articulaires de 5 $\mu$  d'épaisseur qui n'est pas une couche supplémentaire et qui s'intègre directement dans l'alliage sous-jacent. Les tests comparatifs sur simulateur ont montré beaucoup moins d'usure du polyéthylène tibial qu'avec une pièce fémorale en chrome-cobalt.
- Depuis l'an 2000, ce principe est appliqué des pièces fémorales qui concernent à être commercialisées : prothèse prefix et genesis de Smith and nephew.

#### 3.1. Caractéristiques du polyéthylène [66]

Le polyéthylène chirurgical a une double structure : une structure amorphe et une structure cristalline. Le polyéthylène est un polymère qui est fait de très longues molécules en forme de chaînes. Il est obtenu par la polymérisation catalytique de l'éthylène. Les atomes qui constituent le squelette des chaînes sont des atomes de carbone. Les molécules obtenues forment des chaînes très longues et flexibles (un peu comme des spaghettis). Leur assemblage constitue un matériau solide. Dans la plus grande partie du polymère, les chaînes s'arrangent tout à fait au hasard et donnent une structure tridimensionnelle dite amorphe en l'absence d'organisation périodique. Dans certains cas, les chaînes de polymère se plient les unes contre les autres soigneusement dans les deux sens, exactement comme peut se replier une rame de papier informatique. Dans ce cas, le pliage est symétrique et se répète régulièrement : on dit que le polymère est cristallin. Le

polyéthylène chirurgical contiennent des zones amorphes et des zone cristallines qui sont plus - dures ». Les zones cristallines habituellement superficielles peuvent être obtenues dès la fabrication industrielle apparaitre secondairement sous l'effet de certains phénomènes telle l'irradiation, comme on le verra plus loin.

Les conséquences de la coexistence de ces deux structures sont les suivantes : la zone amorphe est plus souple et a tendance à fluer sous la charge ; la zone cristalline est plus dure, se déforme moins, mais elle est aussi plus résistante à l'usure. L'inconvénient de la coexistence des deux couches est qu'il existe entre la zone cristalline et la zone amorphe une interface qui risque de faire apparaitre dans le matériau des contraintes anormales entre les deux couches, contraintes qui pétunent être à l'origine de fissure à l'intérieure de matériau. Les contraintes entre les couches amorphes et les couches cristallines sont d'autant plus importantes que les zones de contact ne sont pas congruentes.

En effet, lorsque les surfaces de contact sont congruentes, les contraintes maximales sont en surface. Ainsi, pour le polyéthylène des prothèse totale de hanche, les zones de contact étant parfaitement congruentes, une certaine cristallinité de surface est possible, car, dans ces conditions, le polyéthylène résiste mieux à l'usure. A l'inverse, lorsque les surfaces ne sont pas congruentes, le maximum des contraintes ne se produit pas en surface de matériau mais à l'intérieure du materiau. si la structure n'est pas homogène (fort cristallinité de surface et zone amorphe en profondeur), le risque de faire apparaitre les contraintes maximales à l'interface entre les deux couche existe et cela peut aboutir à des fissures puis à une d'élimination (FigureIV.4).

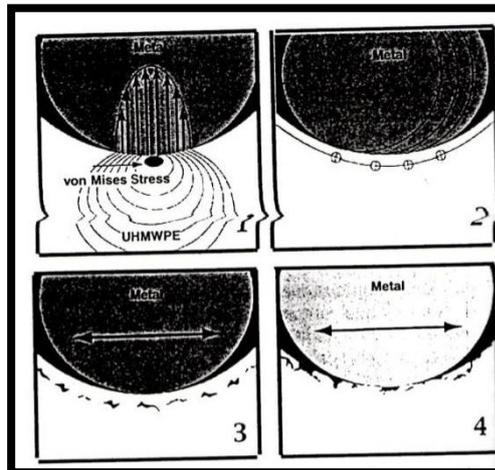


Figure IV.4: schéma expliquant le mécanisme d'élimination du polyéthylène, lorsque le maximum des contraintes est situé à 1 ou 2 mm sous la surface de polyéthylène(1); le maximum de contraintes est à l'origine de fissure dans le polyéthylène(2). Ces fissures vont voire tendance à se rejoindre(3) et amener au détachement d'une particule de polyéthylène(4). [66]

En résumé, un polyéthylène avec une forte cristallinité de surface ne doit s'adresser qu'à des implants congruents comme une prothèse de hanche ou une prothèse de genou à plateau mobile. Si le dessin n'est pas congruent, ce qui est le cas de la plupart des prothèses totales de genou à plateau fixe, il est préférable d'éviter un polyéthylène à forte cristallinité de surface.

### 3.2. Analyse du comportement du polyéthylène sous les conditions de charge

Les contraintes sur le polyéthylène sont habituellement appréciées par les contraintes de Von mises. Si les contraintes transmises sur le polyéthylène sont maximales en surface pour une articulation congruente comme la hanche, elles sont maximales sous la surface pour une articulation non congruente comme une prothèse genou à plateau fixe (Figure IV.5).

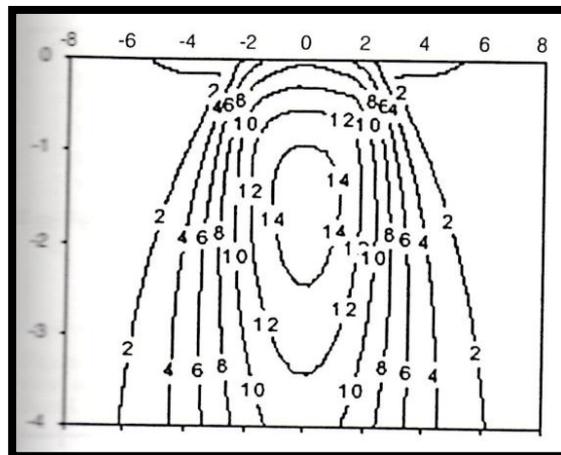


Figure IV.5 : exemple de courbes d'isovaleur de la contrainte équivalente de Von Mises dans le cas d'un contact parfaitement lisse et punctiforme. Le maximum (courbe d'isovaleur 14) est entre 1 et 2 mm sous la surface. [66]

Ces contraintes se décomposent en force superficielles de compression perpendiculaires à la surface du polyéthylène et en forces tangentiels parallèles à la surface (force de cisaillement) mais situées sous la surface de polyéthylène. Les contraintes deviennent anormale lorsque la pression maximale de contact dépassé la valeur maximale de la contrainte équivalente de Von Mises. Cette valeur est utilisée comme critère de résistance. Elle est habituellement comparée à la limite élastique du matériau qui est d'environ 20 MPa. Lorsque cette limite élastique est dépassée, des fissures apparaissent habituellement dans le matériau. Le profil de rugosité de l'implant fémoral est liée au procédé d'usinage de la prothèse. L'amplitude  $R_a$  est habituellement de  $1.15\mu\text{m}$ . ce profil de rugosité définit des discontinuités de pression à la surface du polyéthylène (Figure IV.6).

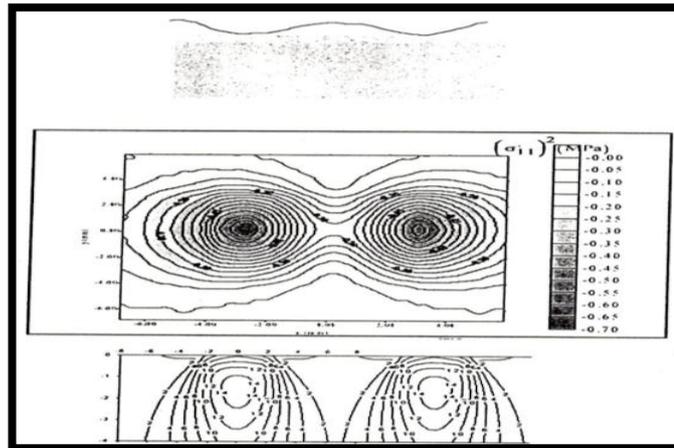


Figure IV.6 : influence de la rugosité sur la distribution des pressions dans le polyéthylène : du fait de profil de rugosité, il existe des discontinuités de pression en surface. Plusieurs maximums de contrainte apparaissent au dessous de la surface en raison des irrégularités de distribution de la pression en surface.

Une variation de la distribution des contraintes dans l'insert tibial est donc obtenue au-dessous de la surface. Des maximum de contraintes en sous-surface apparaissent, liés à la distribution de la pression en surface de contact. Ainsi, la prise en compte d'un profil de rugosité explique les discontinuités de contraintes sous la surface du polyéthylène (Fig.VI.6) avec l'apparition de microfissures localisées (Figure IV.7) qui vont avoir tendance à découper le polyéthylène selon un pointille à un ou deux millimètre de la surface.

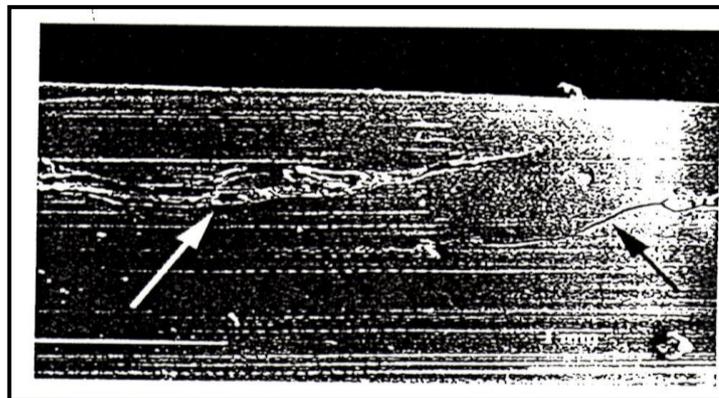


Figure IV.7 : exemple de fissure présente en profondeur du polyéthylène à distance de la surface sur une prothèse explantée. Cela correspond au pic des contraintes de Von Misses qui sont situées au-dessous de la surface. [66]

Ces fissures du polyéthylène liées aux forces de cisaillement sous la surface peuvent se propager et se rejoindre, entraînant une élimination, voire une rupture de la pièce (figure. IV.4).

L'usure du polyéthylène et les contraintes [sont directement liées aux problèmes de contact et à la distribution des pressions sur le polyéthylène et aussi à la technique chirurgicale.

En estime que la surface de contact entre la partie fémorale et la partie tibiale est de l'ordre de  $300\text{mm}^2$  pour une prothèse de genou, mais il existe de grandes variations selon le type d'implants (et la congruence). La plupart des contraintes sont plus ou moins perpendiculaires à la surface. Mais le mouvement de flexion du genou entraîne une translation de la partie fémorale sur la partie tibiale et des contraintes tangentielles à la surface. Les deux extrémités de la translation sur le polyéthylène sont plutôt des zones où apparaissent des défauts de surface et la zone située au milieu de la translation correspond à une zone de défaut en sous-surface, parallèle à la surface de contact.

Les contraintes exercées sur le polyéthylène dépendent de l'épaisseur de l'insert tibial, de la position de flexion de l'articulation, des conditions de charges imposées et de la congruence des surfaces. Les travaux de Bertel et al. Sont utilisés habituellement comme référence pour définir les épaisseurs minimales d'un plateau en polyéthylène à surface plane( ou proche de plan). Ces travaux ont démontré que diminuer l'épaisseur du polyéthylène induisait une élévation de la pression de contact et des contraintes équivalentes de Von Mises se situe sous la surface entre 1 et 2 mm de profondeur pour de faibles épaisseurs de l'insert tibial ; cette contrainte s'éloigne de la surface lorsque l'insert tibial est plus épais. Bertel et al. Ont ainsi obtenu des courbes qui représentent les contraintes dans le matériau en fonction de l'épaisseur du polyéthylène et des angles de flexion du genou. D'une manière générale, l'augmentation de l'épaisseur de l'insert tibial entraîne une diminution de la valeur maximale de la contrainte équivalente de Von Mises (Figure IV.8a) et la position de cette contrainte s'éloigne de la surface de contact quand l'épaisseur du polyéthylène augmente (Figure IV.8b). Pour une charge donnée, c'est la position la plus fléchie du genou qui entraîne les plus grandes valeurs de contrainte maximale équivalente de Von Mises.

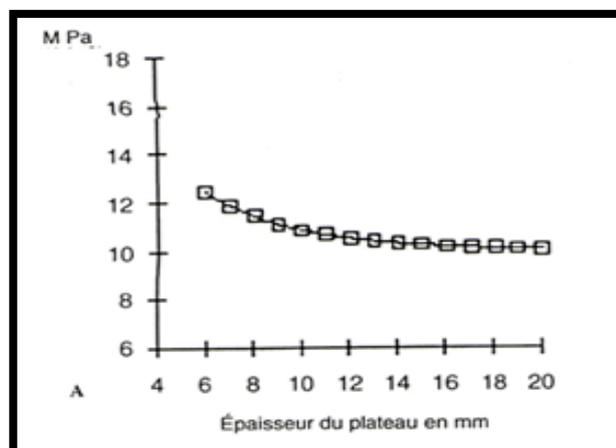


Figure IV.8a: diminution de la valeur maximale de la contrainte de Von Mises en fonction de l'épaisseur de l'insert tibial. [66]

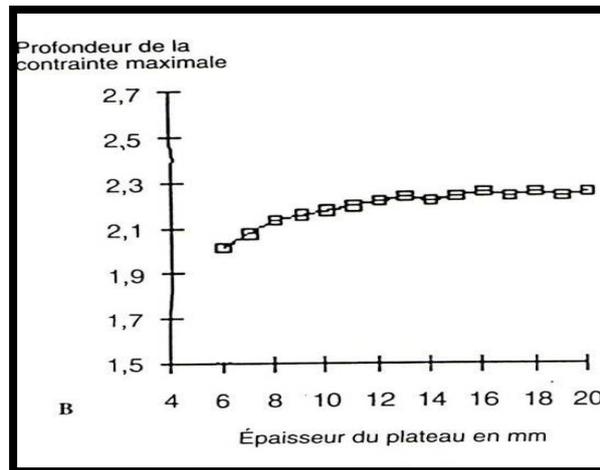


Figure IV.8b : déplacement en profondeur de la valeur maximale de la contrainte de Von Mises en fonction de l'épaisseur de l'insert tibial. [66]

Enfin, les études expérimentales de Bertel (comme les études clinique) ont montré qu'il existait en principe une épaisseur minimale du polyéthylène à respecter en fonction du poids du patient.

Ces données sont représentées sur la courbe de la (Figure IV.9)

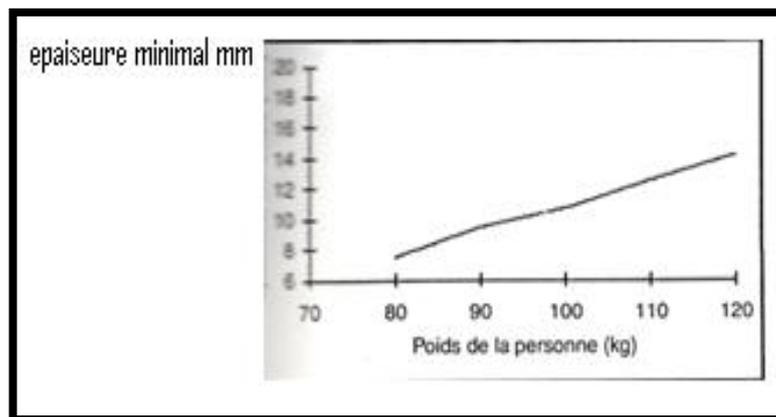


Figure IV. 9 : épaisseur minimale du polyéthylène d'un insert tibial en fonction du poids du sujet suivant les courbes de Bertel. [66]

Ainsi, pour patient de 80 kg, une épaisseur de polyéthylène minimale de 8mm est souhaitable. Pour un patient de 120 kg, l'épaisseur minimale du polyéthylène doit théoriquement être de 14mm. Les chiffres doivent, bien entendu, être nuancés en fonction du dessin de la prothèse, mais permettent d'obtenir un ordre de grandeur en fonction du poids du patient.

#### 4. Défaillance de la fixation osseuse = descellement [79]

- Les activités avec impact entraînent une augmentation des contraintes transmises à l'ancrage osseux des implants en compression-distraction et en cisaillement, aussi bien au niveau tibial ou fémoral que rotulien.

- L'utilisation de prothèse à plateau PE mobile constitue une solution à la diminution de transmissions des contraintes à l'os et permet de diminuer le risque de descellement tibial.

### **5. Fracture de l'implant**

L'usage des alliages en CoCr et de Titane, associé à l'application de normes mécaniques, assurent une bonne résistance mécanique et limite les risques de fracture des implants.

### **6. Usure du polyéthylène**

- Toute surface portante soumise à des frottements s'use inéluctablement.
- Le polyéthylène reste le seul matériau de glissement utilisable face aux alliages métalliques en chrome-cobalt des implants prothétiques. Il n'existe pas de PE inusable.
- L'usure est aggravée par l'augmentation de la charge des contraintes et par le nombre de cycles de frottement de l'articulation. Les jeunes opérés (avant 55 ans)

sont donc particulièrement exposés à cette usure même en ayant une activité "normale" due à leur activité professionnelle ou quotidienne non sportive; le risque de révision de la prothèse est probable au-delà de 15-20 ans.

- Lavernia & Al a montré la corrélation existant entre le niveau d'activité et
- l'usure en fonction de la longévité de la prothèse totale.
- L'utilisation de prothèse à plateau PE mobile constitue une solution à la limitation de l'usure

### **7. Les activités physiques et sportives conseillées :**

La prothèse totale de genou (PTG) n'est pas une copie de l'anatomie et de la biomécanique d'un genou naturel. La prothèse de genou ne permet certainement pas de reprendre toutes les activités physiques et sportives souhaitées.

Il n'existe pas de données scientifiques permettant de bien connaître le comportement mécanique et cinématique d'une prothèse de genou au cours d'exercices physiques rencontrés au cours des activités sportives tels que la course ou le changement brutal de direction, ou le saut.

Ce qui est certain, c'est que la participation à des activités physiques importantes ou la pratique sportive entraîne une augmentation de la valeur et de la fréquence de répétition des contraintes

auxquelles sont soumises les pièces prothétiques et leur ancrage dans l'os. Les risques sont multiples et réels.

Le retour à des activités sportives ou professionnelles sollicitant le genou prothésé est une demande de plus en plus présente de la part des opérés. Il est difficile de préciser une attitude unique. S'il faut encourager tous les opérés à avoir une activité quotidienne, chaque opéré doit être conscient des risques d'usure et de défaillance mécanique ou osseuse possibles s'il pratique des activités physiques intenses et avec impact.

La société américaine du genou a publié en 1999 un consensus sur les activités recommandées ou non après PTG. Certains sports sont déconseillés fortement : course à pied, ski nautique, football, rugby, handball, hockey, basketball, football, sports de combat, squash, Tennis (en simple), Gymnastique. Certains sont permis sans restriction particulière : marche, natation, voile, plongée, bowling, vélo, golf, gymnastique "aérobic", randonnées de montagne, danse.

Un certain nombre d'autres activités peuvent être pratiquées sous contrôle et en fonction du niveau antérieur : patinage, tennis (en double et sur terre battue de préférence), danse, musculation.

Il est conseillé de toute façon de différer toute reprise sportive pendant les 3 à 6 mois postopératoires.

Il faut garder à l'esprit que tout genou prothèse est constitué de matériaux qui ne sont pas inusables et qui peuvent se rompre sous un choc important ou après la répétition de micro chocs. L'os entourant et fixant la prothèse est également sollicité de manière non physiologique et peut réagir à des excès de sollicitations (fracture, descellement...)

Le chirurgien est seul en mesure de vous conseiller en fonction de la technique qu'il a utilisée, du type de prothèse mis en place, de vos capacités physiques et sportives antérieures, et de votre demande (Tableau IV.1).

**Tableau IV.1** : Sports pratiqués après pose d'une prothèse de genou. [79]

autorisé	contrôlé	interdit
Golf	Patinage	Jogging
Notation	Tennis	Hand ball
Vélo	Aerobic-gym tonic	Basket ball
Bowling	Volley ball	Rugby
Voile	Randonnée	Football
Plongée	Ski alpin	Ski nautique
		Squash
		Judo-karate

## *Chapitre V*

# *Établissement des contraintes au niveau d'une prothèse*

## 1. Introduction :

Tout corps dans l'espace possède trois axes et six degrés de liberté; trois axes de translations et trois axes de rotations. La **contrainte** représente la limitation d'un ou plusieurs de ces degrés de libertés. Une certaine limitation de cette liberté est nécessaire à la stabilité d'une arthroplastie prothétique. Cette limitation peut être donnée par le système ligamentaire ou par la géométrie des implants. Une prothèse peut être soumise à des forces de **contraintes en compression ou traction** selon l'axe vertical, en torsion ou cisaillement dans le plan horizontal, et en **flexion lors du valgus ou varus**. Lors de la conception d'une prothèse, le choix est dicté par un équilibre à trouver entre une prothèse contrainte et non contrainte. La stabilité intrinsèque de la prothèse contrainte favorise le descellement à cause de la transmission des forces par les implants au niveau de leur ancrage. La stabilité de la prothèse non contrainte est prise en charge par un appareil ligamentaire pouvant éventuellement être insuffisant. Ceci entraîne un risque d'usure ou de déformation par augmentation des contraintes de contacts entre les pièces.

Les premières prothèses articulaires de genou étaient grevées par des problèmes essentiellement dus aux contraintes mécaniques, causant instabilités patellaires, infections, descellements, ruptures d'implants, usure précoce, lésions vasculaires secondaires, limitant la durée de vie de ces prothèses. Avec l'évolution des implants, les contraintes mécaniques ont diminué et la durée de vie des prothèses a augmenté progressivement.

Actuellement, celle-ci est limitée par différents facteurs tels que l'infection et la malposition, aussi bien dans l'alignement des éléments prothétiques dans le plan frontal que dans la balance des tissus mous et la rotation des différents composants.

Il existe un grand choix de prothèses qu'on peut utiliser en fonction de différents paramètres : le degré d'arthrose, la déformation, la laxité, le stock osseux, l'espérance de vie du patient et la pathologie préexistante.

Dans ce chapitre, nous présentons la modélisation par éléments finis, utilisant l'ABAQUS Le modèle choisi est une prothèse à glissement en oxinium c'est le modèle le plus utilisé, pour ces avantages.

Les applications de la technologie OXINIUM en orthopédie ont apporté des améliorations par rapport à l'alliage de CrCo, meilleurs coefficient de friction, résistance à la rayure et biocompatibilité sans les limites liées au risque de fracture des céramiques monolytiques. Les composants fémoraux OXINIUM Zirconium-Niobium (Zr2.5Nb) forgé, oxydé sur 5µm

d'épaisseur par diffusion thermique dans de l'air chauffé, afin d'obtenir une transformation de la surface en céramique d'oxyde de zirconium homogène et parfaitement adhérente (Fig. V.1).

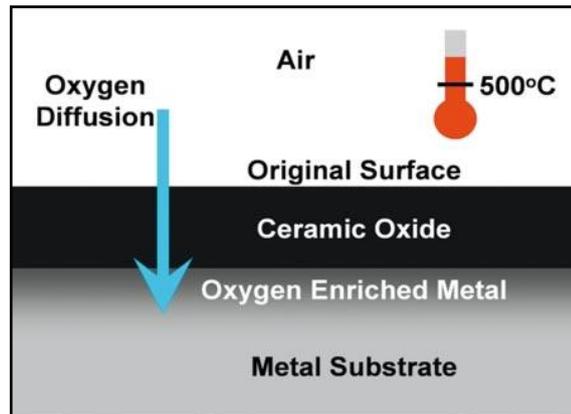


Figure V.1 : Coupe schématique d'un composant OXINIUM au cours du processus d'oxydation et de formation de la surface en céramique d'oxyde de zirconium.

En effet, l'oxyde n'est pas un revêtement extérieur appliqué, mais bien une transformation de la surface du métal d'origine en céramique d'oxyde de zirconium épaisse d'environ 5 microns et plus de deux fois plus dure que le CrCo.

L'oxyde est suffisamment épais pour offrir les propriétés tribologiques désirées face au polyéthylène, mais suffisamment fin pour que le composant conserve sa dureté et sa résilience de métal. L'oxyde de zirconium (OXINIUM) allie, de ce fait, la résistance et la ductilité du métal à la résistance à l'usure de la céramique. Comme le coefficient de friction de la surface céramique est inférieur à celui du CrCo face au polyéthylène, l'oxyde de zirconium OXINIUM permet de réduire le taux d'usure du PE conventionnel et de l'XLPE par rapport au CrCo comme on peut le voir (Figure: V.2).

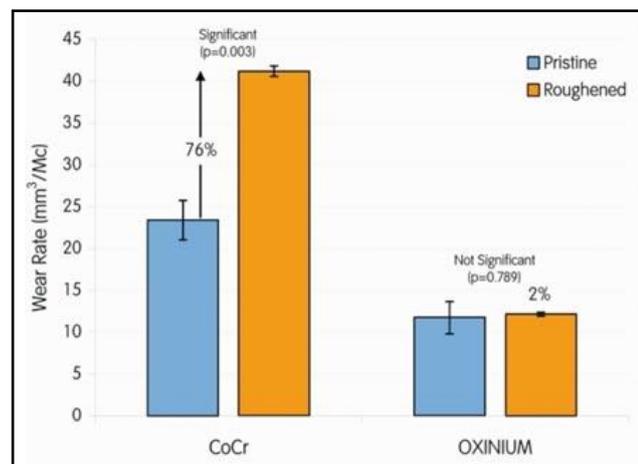


Figure V.2 : Taux d'usure, sur un simulateur de genou, d'un PE conventionnel associé à des composants fémoraux CrCo & OXINIUM neufs ou rayés.

Le problème de l'usure des PTG est à considérer dans sa globalité car il concerne à la fois les inserts tibiaux en polyéthylène et les composants fémoraux. C'est pourquoi les choix entrepris pour y faire face doivent prendre en compte l'amélioration de l'ensemble du couple formé par les deux surfaces de frottement: respectivement les inserts tibiaux en polyéthylène et les composants fémoraux métalliques.

La technologie VERILAST associe deux technologies de réduction de l'usure indépendantes, à savoir les composants fémoraux en OXINIUM et les inserts tibiaux en XLPE. C'est actuellement la seule solution globale disponible pour lutter contre l'usure pour les PTG. Les performances de résistance à l'usure de la technologie VERILAST sont présentées dans (Figure: V.3).

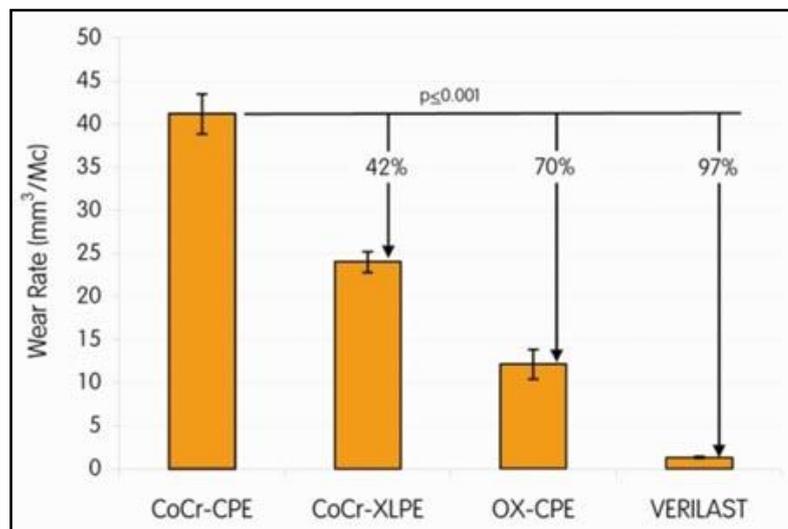


Figure V.3: Taux d'usure, sur simulateur de genou, de VERILAST (OXINIUM sur XLPE 7,5Mrad) comparés à ceux d'autres couples CoCr/CPE ou XLPE 7,5 Mrad. ; OXINIUM/CPE ou XLPE 7,5 Mrad en conditions de microabrasion.

Selon M. Spector et al. Smith & Nephew et M. Ries et al. La technologie Oxinium offre les avantages suivants pour prothèse totale de genou:

- Baisse du taux d'usure de polyéthylène en comparaison avec la composante fémorale en CoCr - la réduction de l'usure de 85%.
- Baisse du taux d'usure de polyéthylène en comparaison avec la composante fémorale en CoCr dans l'état abrasé - réduction de l'usure de huit fois.
- 160 fois plus lisse que le CoCr, ce qui améliore le coefficient de frottement.

## 2. interprétation des résultats

Dans notre travail le model choisi est une prothèse totale à glissement à polyéthylène fixe, avec l'insert tibial, un plateau en polyéthylène haute densité PEHD et pour la partie fémorale, la simulation est faite pour deux matériaux comme suit :

- Couple **PEHD / Cr-Co**
- Couple **PEHD / Oxinium**
- **Os** : fémur / tibia

On a calculé la contrainte de Von mises appliquée sur la prothèse, la pression et l'allongement et on a comparé ses résultats à celles de l'os.

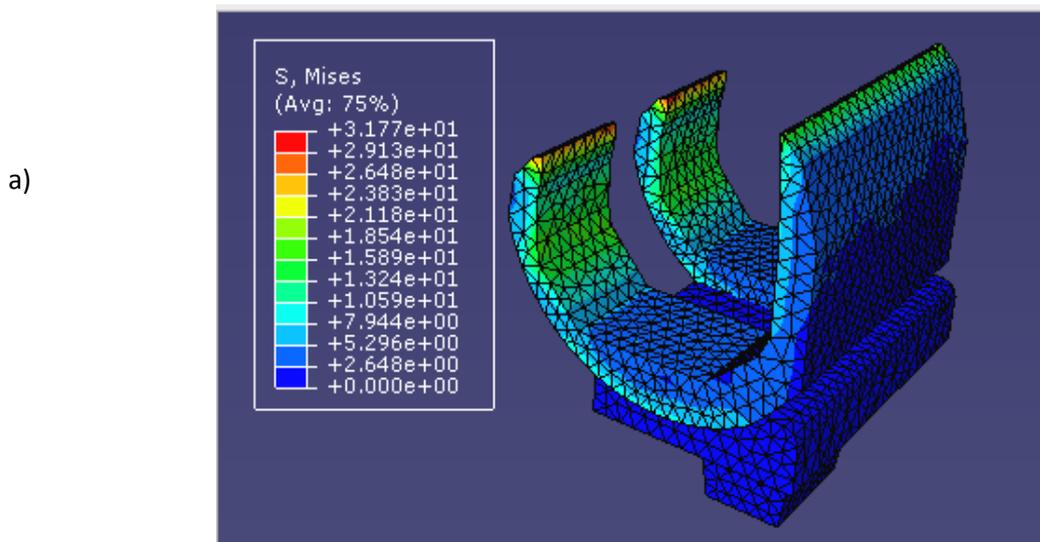
Les caractéristiques de notre choix sont résumées dans le tableau V.1.

Tableau V.1 : caractéristiques mécaniques des implants de la prothèse

matériaux	Module de Young E (MPa)	Coefficient de poisson $\nu$
CrCo	220	0.3
OXINIUM	150	0.35
Fémur	17.2	0.2
Tibia	18.1	0.2
PEHD	800	0.3

### 2.1. Résultats de l'Abaqus

- **Couple PEHD / OXINIUM**



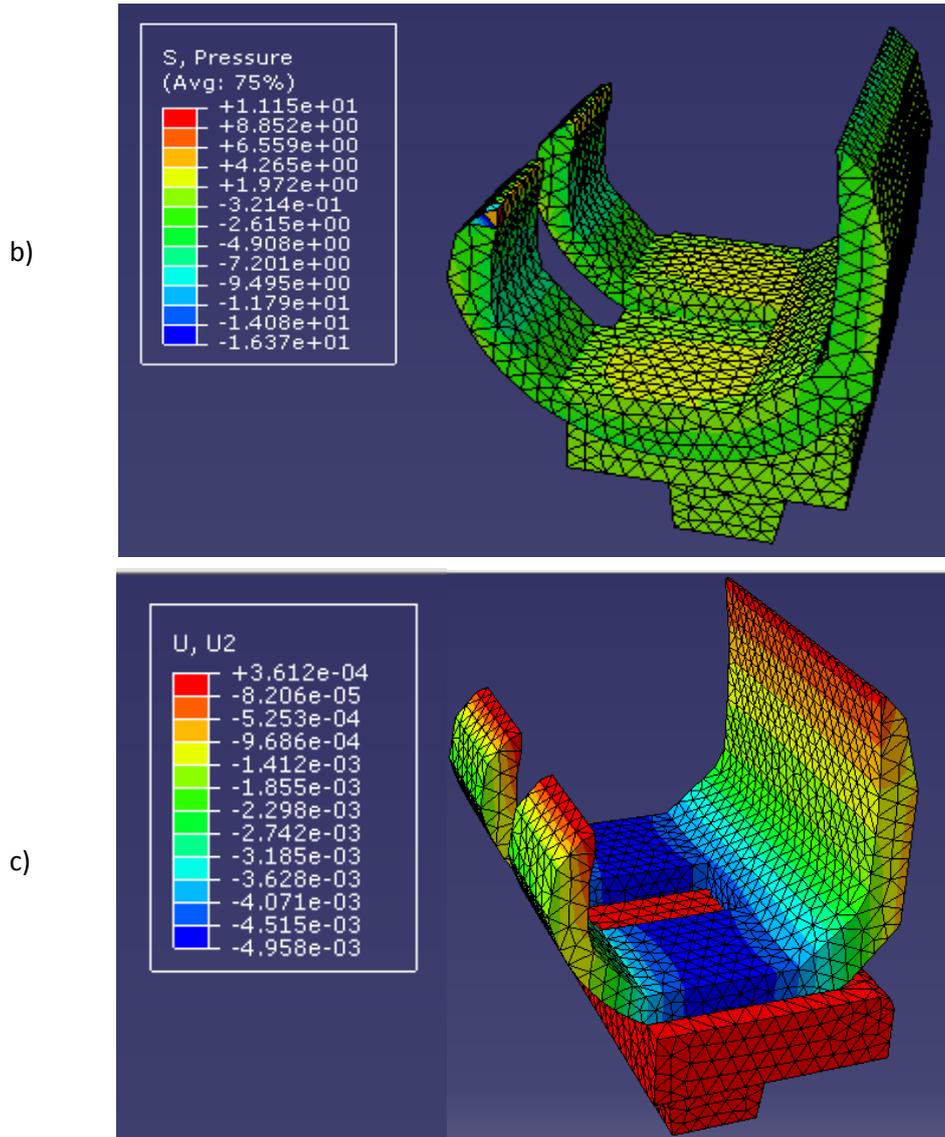
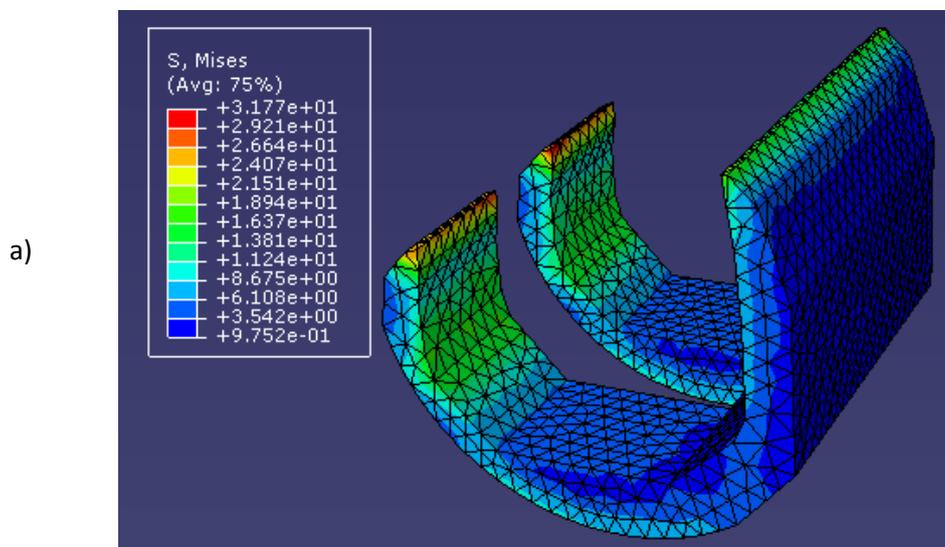


Figure V.5 : résultats Abaqus de la prothèse en cas PEHD / OXINIUM

a) Contrainte Von mises, b) pression, c) allongement



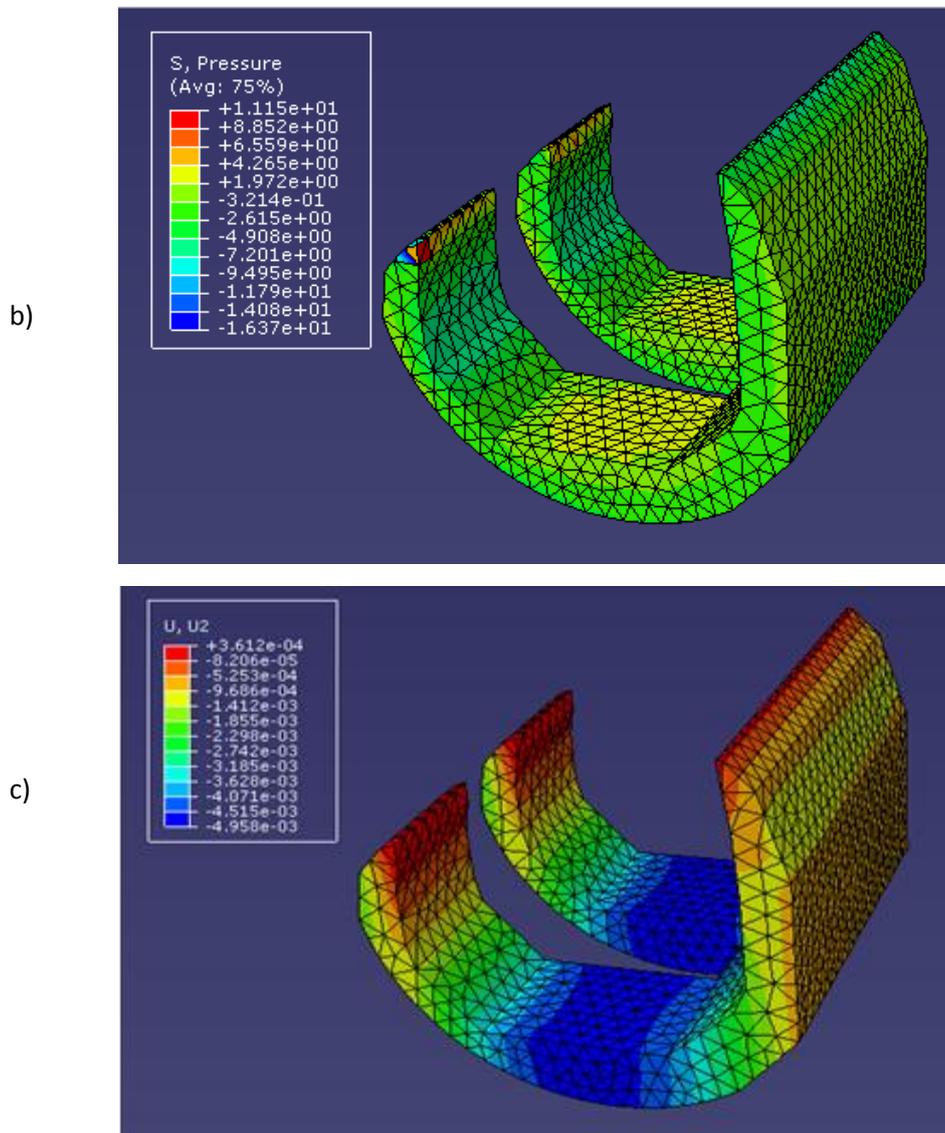
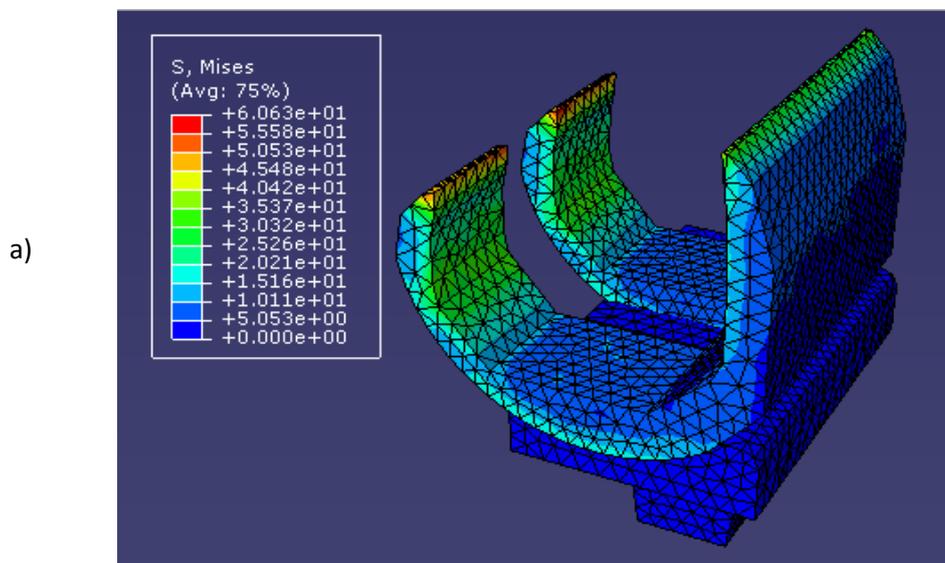


Figure V.6 : résultats Abaqus de l'insert fémoral en cas PEHD / OXINIUM  
 b) Contrainte Von mises, b) pression, c) allongement

**Couple : PEHD / CrCo**



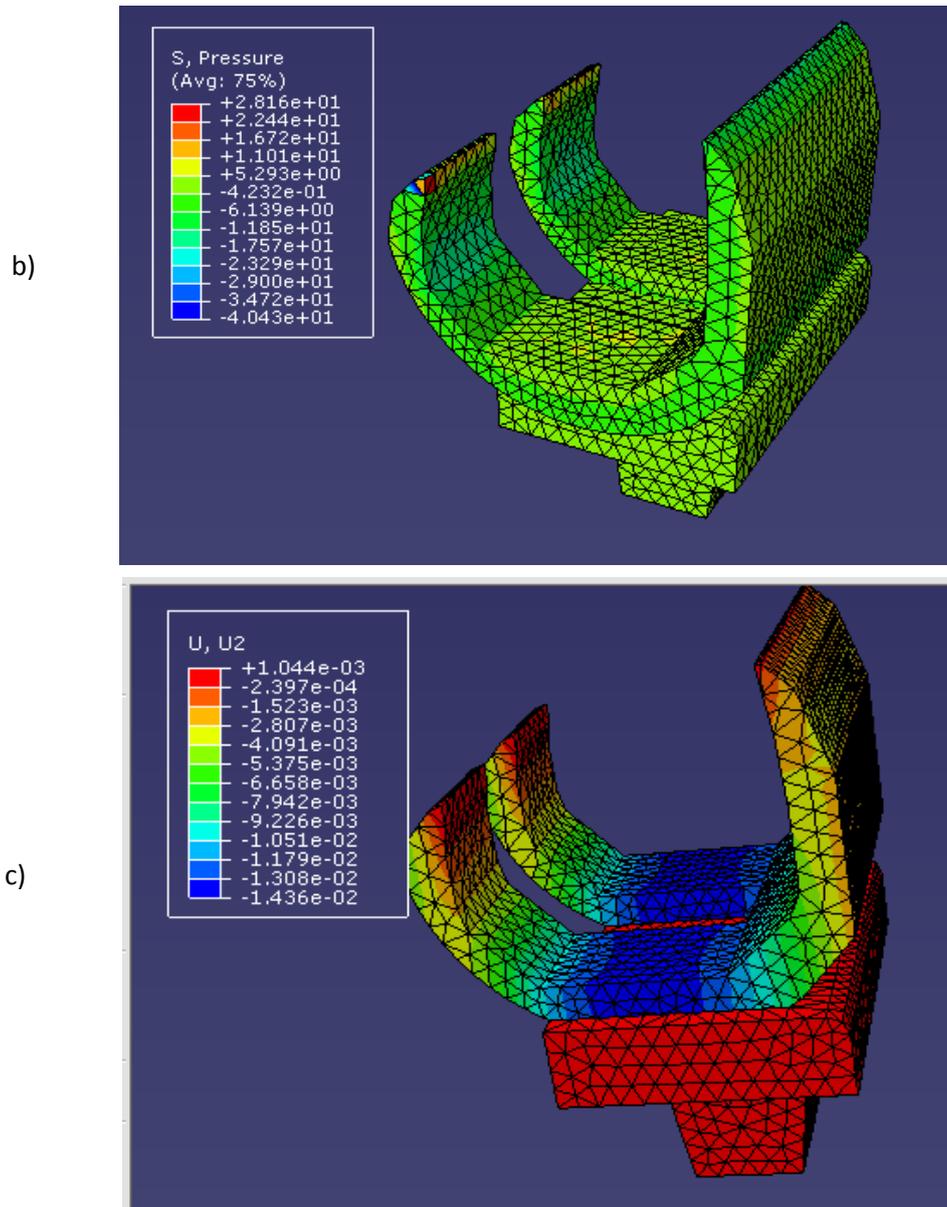
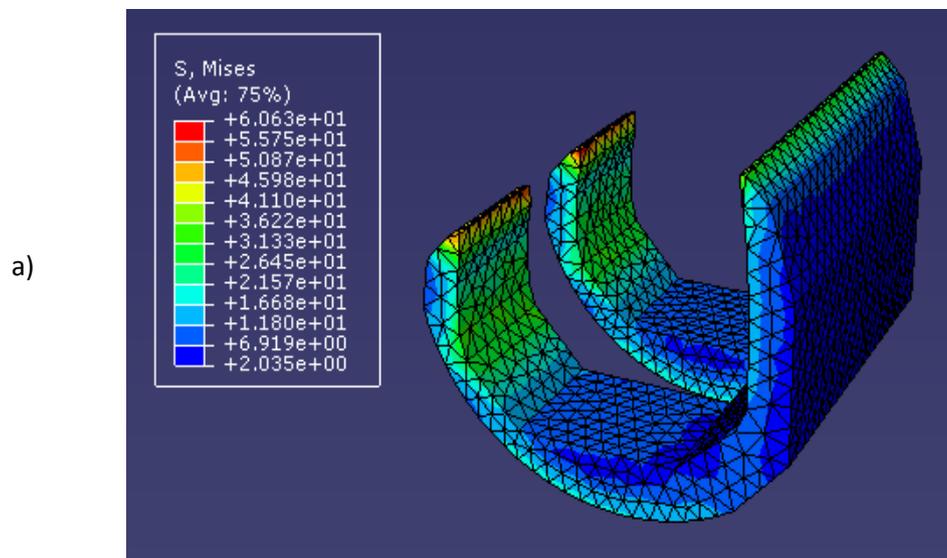


Figure V.7 : résultats Abaqus de la prothèse en cas PEHD / CrCo  
 a) Contrainte Von mises, b) pression, c) allongement



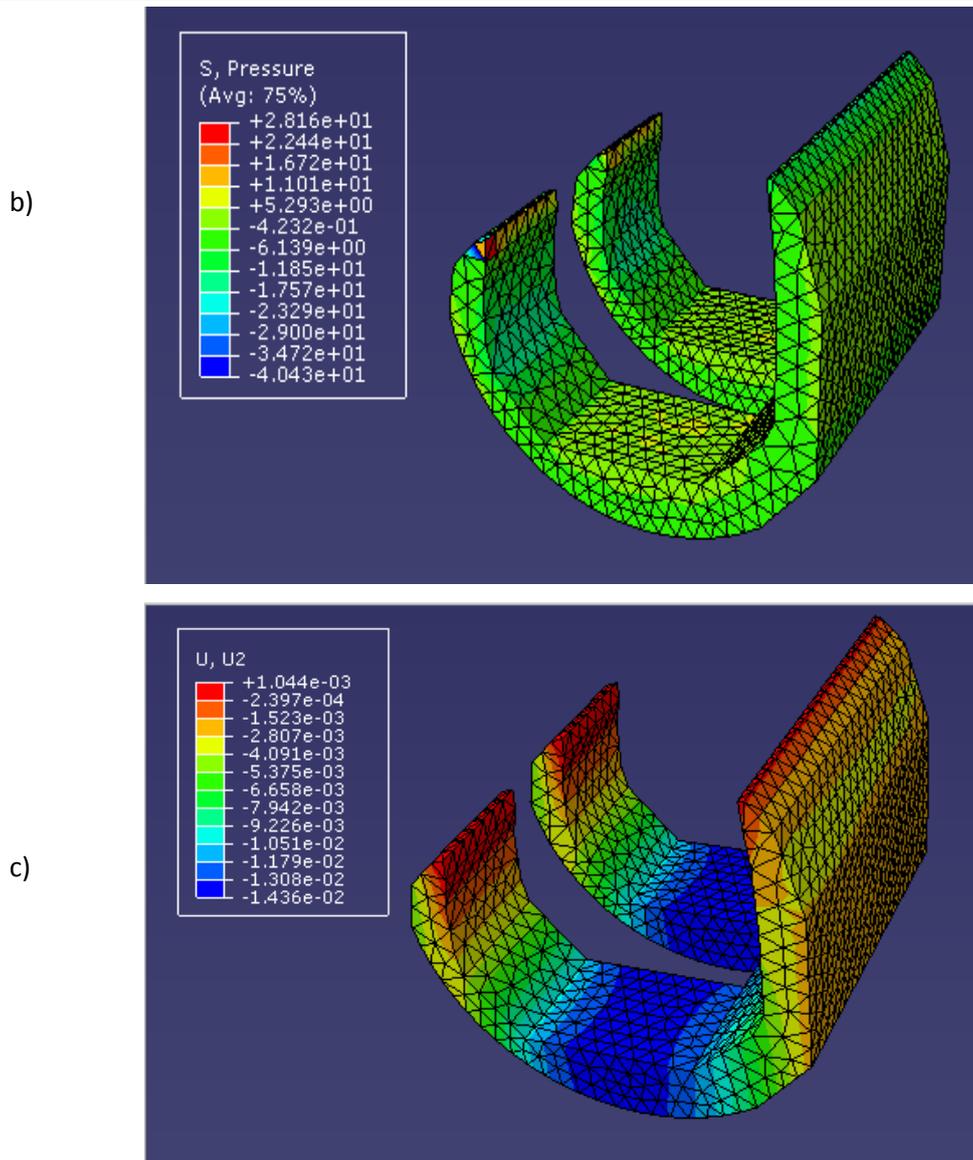
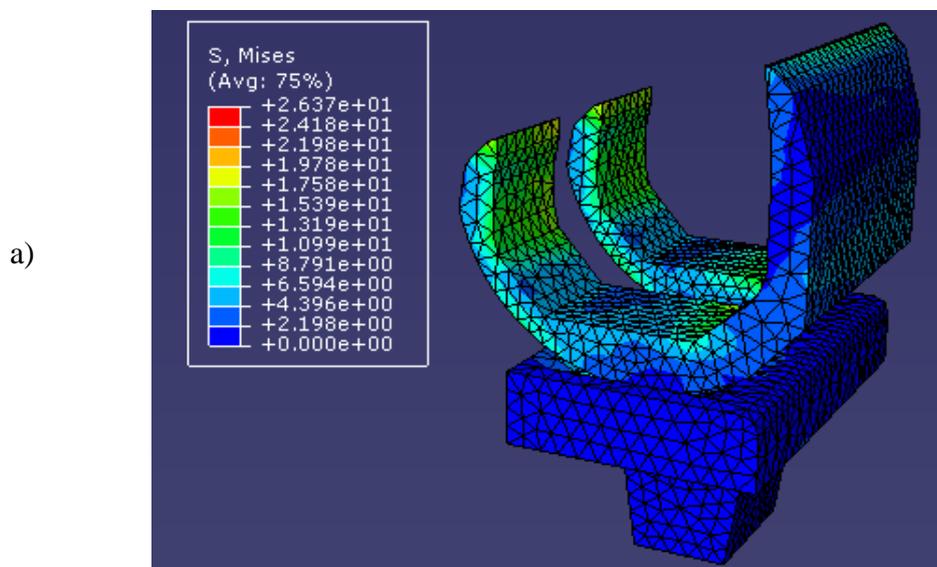
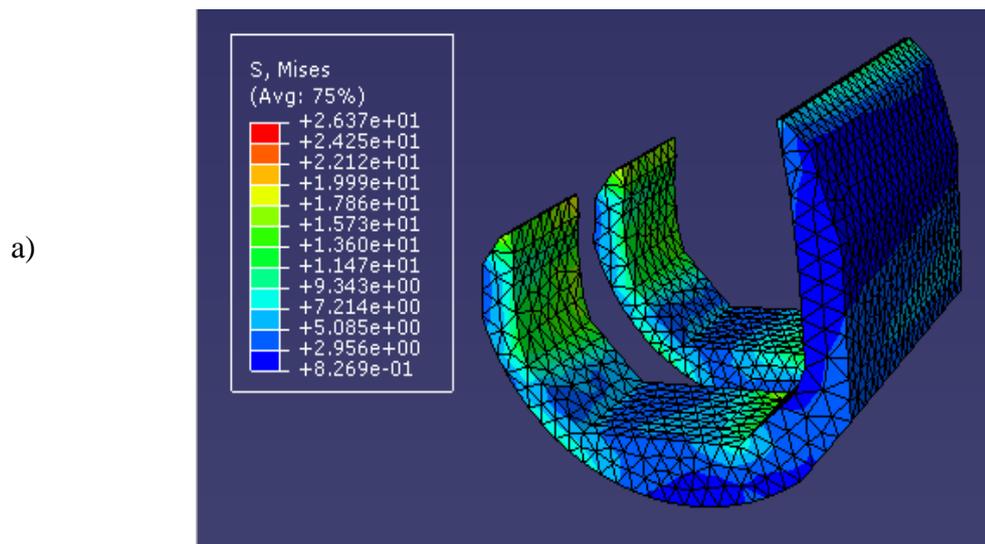
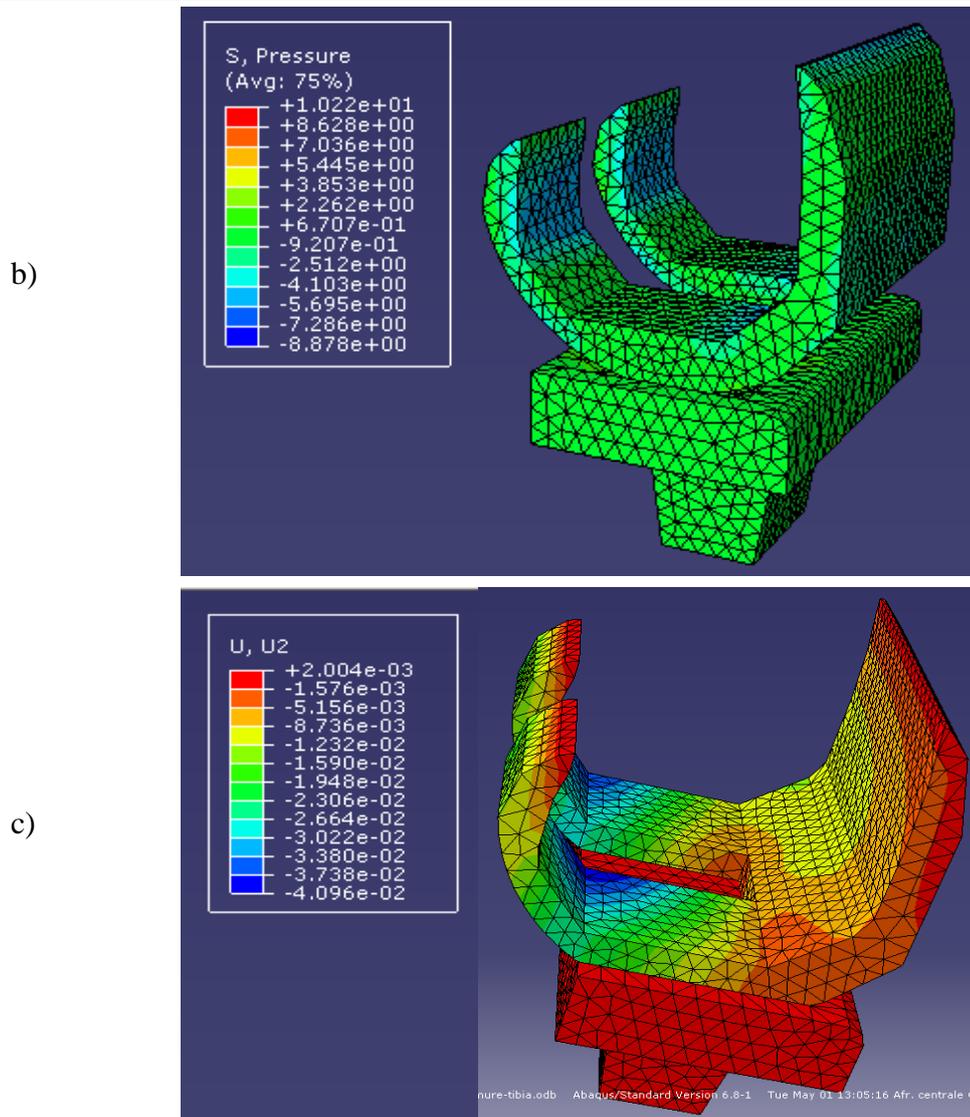


Figure V.7 : resultats abaqus de l'insert femoral en cas PEHD / CrCo

b) Contrainte Von mises, b) pression, c) allongement

• **Couple : fémur / Tibia**





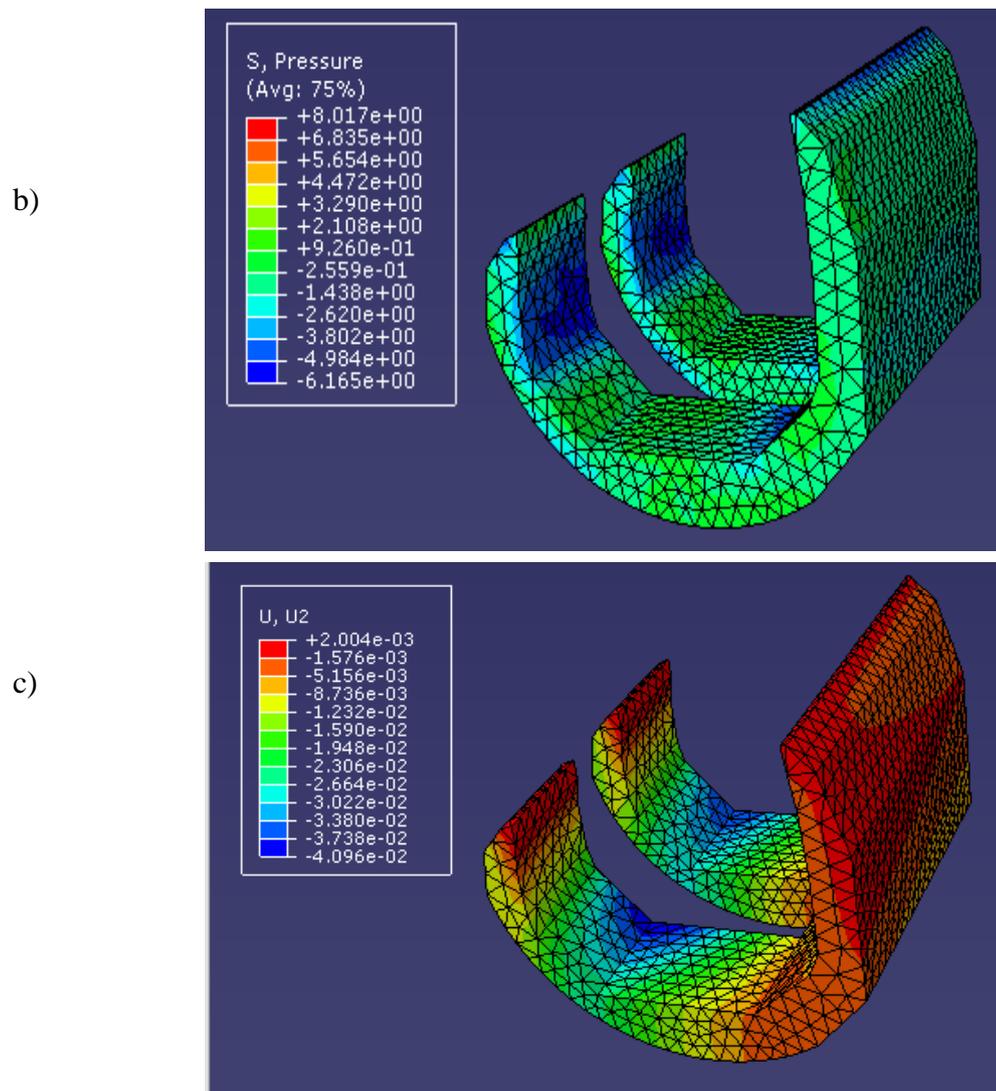


Figure V.9 : résultats Abaqus de l'insert fémoral en cas tibia / fémur  
a) Contrainte Von mises, b) pression, c) allongement

## 2.2. Interprétation des Résultats

Dans notre travail, on va présenter les résultats de la simulation d'une charge appliquée sur l'insert fémoral en contact avec le plateau tibial, où on a fait deux tests sur deux couples de biomatériaux, Dans notre domaine de recherche seulement les contraintes de Von Mises et la pression qui nous intéressent, Les résultats trouvés sont:

### 1<sup>ier</sup> cas :

Dans le premier test, on a choisi le couple (**PEHD / OXINIUM**),

- Les valeurs de la contrainte Von mises:
  - dans la prothèse (figure V.5a) varient entre :  $3,177 e^{+01} \geq \sigma_e(\text{mises}) \geq 0$  (N/mm<sup>2</sup>);
  - dans l'insert fémoral (figure: V.6a) ; varient entre :  
 $3,177 e^{+01} \geq \sigma_e(\text{mises}) \geq 9,752 e^{-01}$  (N/mm<sup>2</sup>).

Et on comparant notre contrainte de Von mises avec la limite élastique de l'oxinium.

$[\sigma_e \text{ (prothèse)}(\text{mises}) < R_e \text{ (oxinium)} = 380 \text{ N/mm}^2]$ . (Sciences des matériaux) La condition de résistance est vérifiée.

- la pression entre les deux corps,
  - la valeur de la pression de l'ensemble fémur/tibia (figure: V.5b) varie entre : -  $1,637e^{+01} \leq P \leq 1,115e^{+01} \text{ (N/mm}^2\text{)}$ .

### 2<sup>ème</sup> cas:

Le deuxième test, le choix est (**PEHD / Cr-Co**)

- Les valeurs de la contrainte Von mises:
  - dans la prothèse (figure V.7a) varient entre :  $6,063 e^{+01} \geq \sigma_e \text{ (mises)} \geq 0 \text{ (N/mm}^2\text{)}$ ;
  - dans l'insert fémoral (figure: V.8a) ; varient entre :  $6,063 e^{+01} \geq \sigma_e \text{ (mises)} \geq 2.035 \text{ (N/mm}^2\text{)}$ .

Et on comparant notre contrainte de Von mises avec la limite élastique du chrome- cobalt.

$[\sigma_e \text{ (prothèse)} \text{ (mises)} < R_e \text{ (CrCo)} = 300\text{-}2000 \text{ N/mm}^2]$ . (Sciences des matériaux), La condition de résistance est vérifiée.

- la pression entre les deux corps,
  - la valeur de la pression de l'ensemble fémur/tibia (figure: V.7b) varie entre :  $-4.043e^{+01} \leq P \leq 2.816e^{+01} \text{ (N/mm}^2\text{)}$ .

### 3<sup>ème</sup> cas :

Dans le troisième test (**Os : fémur/tibia**)

- Les valeurs de la contrainte Von mises:
  - dans la prothèse (figure V.7a) varient entre :  $2.637 e^{+01} \geq \sigma_e \text{ (mises)} \geq 0 \text{ (N/mm}^2\text{)}$ ;
  - dans l'insert fémoral; varient entre :  $2.637e^{+01} \geq \sigma_e \text{ (mises)} \geq 8.269e^{-01} \text{ (N/mm}^2\text{)}$  (figure: V.8a).

Et on comparant notre contrainte de Von mises avec la limite élastique du fémur.

$[\sigma_e \text{ (prothèse)} \text{ (mises)} < R_e \text{ (fémur)} = 2.8 \pm 1.6 \text{ N/mm}^2]$ . (Sciences des matériaux) La condition de résistance est vérifiée.

- la pression entre les deux corps,
  - la valeur de la pression de l'ensemble fémur/tibia (figure: V.7b) varie entre :  $-8.878 \leq P \leq 1.022e^{+01} \text{ (N/mm}^2\text{)}$ .

D'après les résultats trouvées : cas 1,2 et 3, par simulation ; en remarque que :

La contrainte de Von mises maximale, ainsi la pression maximale dans l'ensemble contact « fémur/tibia » est de même valeur que celle du fémur, d'où on distingue que la pression et la contrainte de Von mises sont maximum dans le point d'application de la charge, des deux corps en contact.

*Conclusion*  
*générale*

## **CONCLUSION GENERALE**

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'oxinium, le plus performant est l'oxinium pour ses propriétés mécaniques très élevés ce qu'on a trouvé dans notre simulation, L'OXINIUM est dure comme le granit et solide comme l'acier.

La contrainte de Von mises est 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 de Von mises pour le couple PEHD/chrome-cobalt est supérieur à celle du couple PEHD/oxinium, cette dernière 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.

*Références*  
*Bibliographiques*

## RÉFÉRENCES

- [1] Site: <http://www.genou.com/anatgenoupt.htm>
- [2] Article : D. Fritschy P.-F. Leyvraz Revue Médicale Suisse N° 46 publiée le 21/12/2005.
- [3] site : <http://fr.biolaster.com/traumatologia/rodilla/anatomia>.
- [4] site:<http://www.passeportsante.net/fr/Maux/Problemes/ArticleInteret.aspx>
- [5] Arnaud Constantin et Alain Cantagrel. Service de Rhumatologie, CHU de Rangueil, Toulouse. Membrane synoviale : des conditions physiologiques à l'inflammation de la polyarthrite rhumatoïde. Implications thérapeutiques.
- [6] Professeur Gilbert Versier. Biomécanique du genou. Service de chirurgie orthopédique. HIA BEGIN 94160 SAINT-MANDE. L'icongraphie est notamment issue des ouvrages de Mr Netter et Kapandji.
- [7] Dr Omar Dahmani, Dr Amal Belcaid, Dr Ouafa El azzouzi, Dr Hayat El hami. Articulation du genou.
- [8] Andriacchi TP, Galanto JO, Fermier RW. The influence of total knee – replacement design on walking and stair climbing. *J Bone joint surg(A)*1982; 64 (9) : 1328-35.
- [9] Stiehl JB, Komistek RD, Cloutier JM, Dennis DA, the cruciate ligaments in total knee arthroplastiy : a kinematic analysis of 2 total knee arthroplasties. *J Arthroplasty* 2000 ; 15(5) : 545-50
- [10] Andriacchi TP, Galanto JO, Retention of the posterior cruciate in total knee arthroplastiy. *J Arthroplasty* 1988; 3 (suppl): 13-9.
- [11] Soudry M, Walker PS, Reilly DT, Kurosawa H, Sledge CB. Effects of total knee – replacement design on femoral-tibial contact conditions. *J Arthroplasty* 1986; 1(1):35-45.
- [12] Goodfellow J, O'Connor J. The mechanics of the knee and prosthesis design. *J Bone Joint Surg (B)* 1978; 60 (3) : 58-69.
- [13] Kim H, Pelker RR, Gibson DH, Irving JF, Lynch JK, Rollback in posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty. A radiographic analysis. *J Arthroplasty* 1997 ; 12(5):553-61.
- [14] Bolanos AA, Colizza WA, McCann PD, Gotlin RS, Wootten ME, Kahn BA, et al, A comparaison of isokinetic strength testing and gait analysis in patients with posterior cruciate-retaining and substituting knee arthroplasties. *J Arthroplasty* 1998; 13(8): 906-15.
- [15] Wilson SA, McCann PD, Gotlin RS, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Insal JN. Comprehensive gait analysis in posterior-stabilised knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1996; 11(4): 359-67.

- [16] Dennis DA, Komistek RD, Hoff WA, Gabriel SM, In vivo knee kinematics derived using an inverse perspective technique. *Clin orthop* 1996 ; 331 :107-17.
- [17] Dennis DA, Komistek RD, Colwell CE Jr, Ranawat CS, Scott RD, Thornhill TS, et al. In vivo anteroposterior femorotibial translation of total knee arthroplasty, a multicenter analysis. *Clin Orthop* 1998; 356:47-57.
- [18] Nilsson KG, Karrholm J, Gadegaard P, Abnormal kinematics of the artificial knee. Roentgen stereophotogrammetric analysis of 10 Miller-Galante and five new Jersey LCS knees. *Acta orthop Scand* 1996 ; 62(5) : 440-6.
- [19] Uvehammer J, Knee joint kinematics, fixation and function related to joint area design in total knee arthroplasty. *Acta Orthop Scand* 2001; 299 (Suppl) : 1-52.
- [20] Dorr LD, Ochsner JL, Gronley J, Perry J. Functional comparison of posterior cruciate-retained versus cruciate-sacrificed total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1988; 236: 36-43.
- [21] Karrholm J, Jonsson H, Nilsson KG, Soderqvist I, Kinematics of successful knee prostheses during weight-bearing : three-dimensional movements and positions of screw axes in the Tricon-M and Miller-Galante designs. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1994; 2(1): 50-9.
- [22] Freeman MAR, Railton GT, Should the posterior cruciate ligament be retained or resected in condylar nonmeniscal knee arthroplasty ? The case for resection. *J Arthroplasty* 1988; 3 (suppl): 13-9.
- [23] Banks SA, Markovich GD, Hodge WA, In vivo kinematics of cruciate-retaining and substituting knee arthroplasties. *J Arthroplasty* 1997; 12(3): 297-304.
- [24] Dennis DA, Biomechanics : mobile vs, fixed bearing TKA, 68<sup>th</sup> annual meeting of the American Academy of Orthopaedic surgeons; San Francisco, California. March, 2001.
- [25] Nilsson KG, Karrholm J, Ekelund L. Knee motion in total knee arthroplasty . A roentgen stereophotogrammetric analysis of the kinematics of the Tricon-M knee prosthesis. *Clin Orthop* 1990 ; 256 : 147-61.
- [26] Freeman MA, Railton GT, Should the posterior cruciate ligament be retained or resected in condylar nonmeniscal knee arthroplasty ? The case for resection. *J Arthroplasty* 1988; 3 (suppl): 3-12.
- [27] Mahoney OM, Noble PC, Rhoads DD, Alexander JW, Tullos HS. Posterior cruciate function following total knee arthroplasty. A biomechanical study. *J Arthroplasty* 1994;9 569-78
- [28] Whiteside LA, Saeki K, Mihalko WM. Functional medial ligament balancing in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 2000; 380 : 45-57.

- [29] Stiehl JB, Voorhorst PE, Keblish P, Sorrells RB. Comparison of range of motion after posterior cruciate ligament retention or sacrifice with a mobile bearing total knee arthroplasty. *Am J Knee Surg* 1997 ; 10 : 216-20.
- [30] Stiehl JB, Komistk RD, Dennis DA, Detrimental kinematics of a flat on flat total condylar knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1999 ; 365 :139-48.
- [31] Cloutier JM. Long-term results after nonconstrained total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1991 ; 273 :63-5.
- [32] Kelman GJ, Biden EN, Wyatt MP, Ritter MA, Colwell CW Jr. Gait laboratory analysis of a posterior cruciate-sparing total knee arthroplasty in stair ascent and descent. *Clin Orthop* 1989 ; 248 :21-5.
- [33] Migaud H, Gougeon F, Diop A, Lavaste F, Duquennoy A. analyse in vivo de la cinématique du genou : comparaison de quatre types de protheses totales. *Rev Chir Orthop* 1995 ; 81 : 198-210.
- [34] Uvehammer J, Karrholm J, Brandsson S, Herberts P, Carlsson L, Karlson J, et al. In vivo kinematics of total knee arthroplasty : flat compared with concave tibial joint surface. *J Orthop Res* 2000 ; 856-64.
- [35] Krackow KA, the surgical procedure of total knee arthroplasty. In : Krackow KA, Ed. *Total knee arthroplasty*. Philadelphia : CV Mosby ; 1990. P. 168-237.
- [36] Besson A, Brazier J, Chantelot C, Migaud H, Gougeon F, Duquennoy A. laxité et résultat fonctionnel des prothèses totales de genou Miller-Galante conservant le ligament croisé postérieur après 6 ans de recul. *Rev Chir Orthop* 1999 ; 85 : 797-802.
- [37] Gacon G, Coillard Jy, Barba L, Travers Y. Prothèses à glissement du genou sans ciment : resultats à propos de 58 cas avec un recul minimal de 5ans. *Rev Chir Orthop*. 1995 ; 81 :505-13.
- [38] Gill GS, Joshi AB, Mills DM, Total condylar knee arthroplasty. 16 to 21 year results. *Clin Orthop* 1999; 367 : 210-5.
- [39] Fehring TK, Valadie AL, Knee instability after total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1994; 299: 157-62.
- [40] Swamy MR, Scott RD. posterior polyethylene wear in posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty. A case study. *J Arthroplasty* 1993; 8: 439-46.
- [41] Colizza WA, Insall JN, Scuderi GR. The posterior stabilized total knee prosthesis. Assessment of polyethylene damage and osteolysis after a ten-year minimum follow – up. *J Bone Joint Surg (A)* 1995; 77:1317-20.
- [42] Matsuda S, Whiteside LA, White SE, McCarthy DS. Knee kinematics of posterior cruciate ligament sacrificed total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1997; 341: 257-66.

- [43] Cornwall, G.B., Bryant, J.T., Hanssin, C.M., Rudan, J., Kennedy, L.A., Cooke, T.D., A quantitative technique for reporting surface degradation patterns of UHMWPE components of retrieved Total Knee Replacements, *Journal of Applied Biomaterials*, 1995, Vol. 6, pp. 9-18.
- [44] Landy, M.M., Walker, P.S., Wear of Ultra High Molecular Weight Polyethylene components of 90 retrieved prostheses, *Journal of Arthroplasty*, 1988, Supplément S73-S85, pp. 73-85.
- [45] Blunn, G.W., Joshi, A.B., Lilley, P.A., Englebrecht, E., RYD, L., Lidgren, L., Hardinge, K., Nieder, E., Walker, P.S., Polyethylene wear in unicondylar knee prostheses: 106 retrieved marmor, PCA and St Georg tibial components compared, *Acta Orthopaedic Scandinavia*, 1992, Vol. 63, n° 3, pp. 427-255.
- [46] Dumbleton, J.H., *Tribology of natural and artificial joints*, Amsterdam : Elsevier, 1981, 443 p.
- [47] Bloebaum, R.D., Nelson, K., Lawrence, D.D., Hofman, A.A., Lyman, D.J., Investigation of early surface delamination observed in retrieved heat-pressed tibial inserts, *Clinical Orthopaedics and related Research*, 1991, N°259, pp. 120-127.
- [48] Champion, Saun, Howard, Simmons, The effect of cristallinity on the physical properties of UHMWPE, proceedings : 40th annual meeting of Orthopaedic Research Society (ORS), New Orleans, 21-24 février 1994, 1 p.
- [49] Connelly, G.M., Rimnac, C.M., Wright, T.M., Hertzberg, R.W., Anson, J.A., Fatigue crack propagation behavior of Ultra High Molecular Weight Polyethylene, *Journal of Orthopaedics research*, 1984, Vol. 2, n° 2, pp. 119-125.
- [50] Wright, T.M., Rimnac, C.M., Faris, P.M., Bansal, M., Analysis of surface damage in retrieved carbon fiber reinforced and plain polyethylene tibial components from posterior stabilized total knee replacements, *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 70, n°9, 1988, pp. - .
- [51] Kilgus, D.J., Moreland, J.R., Finermam, G.A.M., Funahashi, T.T., Tipton, J.S., Catastrophic wear of tibial polyethylene insert, *Clinical orthopaedic and Related Research*, 1991, n ° 273, pp. 223-231.
- [52] Michel Bonnin, Pierre Chambat. Livre. La gonarthrose: Traitement chirurgical : de l'arthroscopie à la prothèse.
- [53] Article de D. Fritschy P.-F. Leyvraz *Revue Médicale Suisse* N°46 publiée le 21/12/2005
- [54] Livre prothèse d'épaule.68. page 14. cahiers d'enseignement de la sofcot. collection dirigée par j.Duparc. M.Mansat. Expansion scientifique publications.

- [55] Karpinski MRK, Grimer RJ. Hinged knee replacement in revision arthroplasty. Clin Orthop 1987 ; 220 : 185-91.
- [56] Gschwend N. and Radovanovic DI. Proven and non proven facts in knee arthroplasty. Results with the semi constrained GSB prosthesis. Arch Orthop Trauma Surg 1988 ; 107: 140-7.
- [57] Gschwend N. and Drobny T. Radovanovic DI. GSB 14 years of expérience with total knee arthroplasty. In : Total knee replacement Tokyo : Springer Verlag ; 1988. p.240-53
- [58] Sterkers Y. Goutallier D. Prothese GSB. Cahiers d'enseignement de la sofocot 1989. Paris : expansion scientifique Française : 35 : 189-91.
- [59] Blauth W. Hassenpflug J. Are unconstrained components essential in total knee arthroplasty? ong term result of the Blauth knee prothesis. Clin Orthop 1990; 258 : 84-6.
- [60] Deburge A. Genet JP. Problèmes rotuliens des prothèses totales du genou. Cahiers d'enseignement de la sofocot 1989. Paris : Expansion Scientifique Française 35 : 49-57.
- [61] Finn HA. Kneisl JS. Kane LA. Simon MA. Constrained endo-prothetic replacement of the knee : a new design. J Bone and joint surg 1992 : 74 B suppl. : II : 413-6.
- [62] Bohm P. Holy T. Is there a future for hinged prostheses in primary total knee arthroplasty ? A20 years survivorship analysis of the Blauth prostheses. J Bone and joint surg 1998 ; 80B : 302-9.
- [63] Lagrange J. Letournel E. Prothèse totale du genou LL. Cahiers d'enseignement de la sofocot 1989. Paris : L'expansion scientifique Française : 35 : 185-7.
- [64] Kabo JM. Yang RS. Dorey FJ. Eckardt JF. In vivo rotational stability of the kinematic rotating hinge knee prothesis. Clin orthop 1997 : 166-76.
- [65] Rand JA. Chao EY. Stauffer RN. Kinematic rotating hinge total knee arthroplastic. J. Bone Joint Surg 1987 ; 69 A : 4 : 489-97.
- [66] Livre : prothèses totales de genou. 81. cahiers d'enseignement de la sofocot. collection dirigée par j.Duparc. R.Lemaire, J.Witvoet. Expansion scientifique publications.
- [67] Nieder E. Sled prothesis rotating knee and hinge prothesis : St Georg model and Endo model. Differential therapy in primary joint arthroplasty. Orthopade 1991 : 20 : 170-80.
- [68] Nieder E. Engelbrecht E. Keller A. Kluber D. Friesecke C. Prothèse totale du genou charnière à rotation Endo-Model: résultats à moyen terme de 1837 cas d'arthroplasties primaires. Observation avec recul de 2-12ans. Amsterdam: Communication sicot/ 1996.

- [69] Nieder E. Revision total knee arthroplasty. Stuttgart: Georg Thieme Verlag: 1997: 619-73.
- [70] Prothèses. Genou. Groupe pour l'utilisation et l'étude des prothèses articulaires. Date de création : 27/12/2006. Date de publication : 01/03/2007. www.guepar.org.
- [71] Distrimed.com 2000-2012. Le spécialiste du matériel médical informations légales. Genou. Ce que vous devez savoir sur les prothèses du genou.
- [72] Design Features and Clinical Results of the Anatomic Graduated Components (AGC) Total Knee Replacement", Ritter et al, Contemporary Orthopaedics, December 1989- Vol. 19, No6, p. 641-647
- [73] Biomet. Copyright 2012 Biomet, Inc. All rights reserved. Informations pour les professionnels du corps médical
- [74] J.F.D. Calder, N. Ashwood, J.P. Hollingdale Survivor analysis of the Performacne Total Knee Replacement. SICOT.
- [75] A-K Himanen et al. Dual Articular in demanding primary and revision replacements in patients with Rheumatic Diseases. Int Orth. 26:92-97, 2002.
- [76] M. Bercovy. La prothèse de genou rocc-vanguard. Centre Médical Vauban - 2A avenue de Ségur -75007 – Paris. Clinique Les Fontaines - 54 Bd Aristide Briand – 77008 Melun .Maîtrise Orthopédique n°191 - février 2010.
- [78] J. Afriat, F. Larrouy. Article : luxation des PTG : un risque spécifique des prothèses à plateau mobile ? Polyclinique le Languedoc - Narbonne, S.M.E. – Mauguio.
- [79] Dr Alain Cazenave, chirurgien orthopédiste, traumatologie sportive, Activité physique et sportive après prothèse de genou. Institut Calot. France.