

Université de Limoges
Faculté de Médecine



Année 2001

Thèse n° 159/A

**Etude de la prothèse totale de genou
Ostéonics 7000
avec conservation du ligament croisé postérieur
à propos de 89 cas au recul de 4 ans**

Thèse
Pour le diplôme d'Etat de Docteur en Médecine
Présentée et soutenue publiquement le 26 octobre 2001

PAR

Thierry GOUGAM

né le 10 avril 1964 à SAINT-DIZIER (52)



Examineurs de la thèse :

Président	Monsieur le Professeur ARNAUD
Assesseur	Monsieur le Professeur CHARISSOUX
Assesseur	Monsieur le Professeur MABIT
Assesseur	Monsieur le Professeur MOULIES
Assesseur	Monsieur le Professeur VALLEIX
Membre invité	Mademoiselle le Docteur BERTRAND

Université de Limoges
Faculté de Médecine



Année 2001

Thèse n° 153

**Etude de la prothèse totale de genou
Ostéonics 7000
avec conservation du ligament croisé postérieur
à propos de 89 cas au recul de 4 ans**

Thèse

Pour le diplôme d'Etat de Docteur en Médecine
Présentée et soutenue publiquement le 26 octobre 2001

PAR

Thierry GOUGAM

né le 10 avril 1964 à SAINT-DIZIER (52)

Examineurs de la thèse :

Président Monsieur le Professeur ARNAUD
Assesseur Monsieur le Professeur CHARISSOUX
Assesseur Monsieur le Professeur MABIT
Assesseur Monsieur le Professeur MOULIES
Assesseur Monsieur le Professeur VALLEIX
Membre invité Mademoiselle le Docteur BERTRAND

**UNIVERSITE DE LIMOGES
FACULTE DE MEDECINE**



DOYEN DE LA FACULTE:

Monsieur le Professeur PIVA Claude

ASSESEURS:

Monsieur le Professeur VANDROUX Jean-Claude

Monsieur le Professeur DENIS François

Monsieur le Professeur GASTINNE Hervé

PROFESSEURS DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS:

* C.S = Chef de Service

ACHARD Jean-Michel	PHYSIOLOGIE
ADENIS Jean-Paul * (C.S)	OPHTALMOLOGIE
ALAIN Jean-Luc (C.S)	CHIRURGIE INFANTILE
ALDIGIER Jean-Claude	NEPHROLOGIE
ARCHAMBEAUD-MOUVEROUX Françoise (C.S)	MEDECINE INTERNE
ARNAUD Jean-Paul (C.S)	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE ET TRAUMATOLOGIQUE
BARTHE Dominique	HISTOLOGIE EMBRYOLOGIE CYTOGENETIQUE
BEDANE Christophe	DERMATOLOGIE
BENSAID Julien	CLINIQUE MEDICALE CARDIOLOGIQUE
BERTIN Philippe	THERAPEUTIQUE
BESSEDE Jean-Pierre	OTO-RHINO-LARYNGOLOGIE
BONNAUD François (C.S)	PNEUMOLOGIE
BONNETBLANC Jean-Marie (C.S)	DERMATOLOGIE
BORDESSOULE Dominique (C.S)	HEMATOLOGIE ET TRANSFUSION
BOUTROS-TONI Fernand	BIOSTATISTIQUE ET INFORMATIQUE MEDICALE
CHARISSOUX Jean-Louis	ORTHOPEDIE
CLAVERE Pierre	RADIOTHERAPIE
CLEMENT Jean-Pierre (C.S)	PSYCHIATRIE ADULTES
COGNE Michel	IMMUNOLOGIE
COLOMBEAU Pierre (C.S)	UROLOGIE
CORNU Elisabeth	CHIRURGIE THORACIQUE ET CARDIO-VASCULAIRE
COURATIER Philippe	NEUROLOGIE
CUBERTAFOND Pierre (C.S)	CLINIQUE DE CHIRURGIE DIGESTIVE
DARDE Marie-Laure (C.S)	PARASITOLOGIE
DE LUMLEY WOODYEAR Lionel (C.S)	PEDIATRIE
DENIS François (C.S)	BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE
DESCOTTES Bernard (C.S)	ANATOMIE
DUDOGNON Pierre (C.S)	REEDUCATION FONCTIONNELLE
DUMAS Jean-Philippe	UROLOGIE
DUMAS Michel	NEUROLOGIE
DUMONT Daniel	MEDECINE DU TRAVAIL
DUPUY Jean-Paul (C.S)	RADIOLOGIE ET IMAGERIE MEDICALE
FEISS Pierre (C.S)	ANESTHESIOLOGIE ET REANIMATION CHIRURGICALE
GAINANT Alain	CHIRURGIE DIGESTIVE

GAROUX Roger (C.S)
GASTINNE Hervé (C.S)
JAUBERTEAU-MARCHAN M. Odile
LABROUSSE François (C.S)
LASKAR Marc (C.S)
LEGER Jean-Marie
LEROUX-ROBERT Claude (C.S)
MABIT Christian

MAUBON Antoine
MELLONI Boris
MENIER Robert (C.S)
MERLE Louis
MOREAU Jean-Jacques (C.S)
MOULIES Dominique
NATHAN-DENIZOT Nathalie
PERDRISOT Rémy
PHILIPPE Henri-Jean
PILLEGAND Bernard (C.S)
PIVA Claude (C.S)
(C.S)

RIGAUD Michel (C.S)
ROUSSEAU Jacques
SALLE Jean-Yves
SAUTEREAU Denis
SAUVAGE Jean-Pierre (C.S)
TREVES Richard (C.S)
TUBIANA-MATHIEU Nicole (C.S)
VALLAT Jean-Michel (C.S)
VALLEIX Denis
VANDROUX Jean-Claude (C.S)
VERGNENEGRE Alain

VIDAL Elisabeth (C.S)
VIGNON Philippe
VIROT Patrice (C.S)
WEINBRECK Pierre (C.S)

PEDOPSYCHIATRIE
REANIMATION MEDICALE
IMMUNOLOGIE
ANATOMIE ET CYTOLOGIE PATHOLOGIQUE
CHIRURGIE THORACIQUE ET CARDIO-VASCULAIRE
PSYCHIATRIE D'ADULTES
NEPHROLOGIE
ANATOMIE-CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE ET
TRAUMATOLOGIQUE
RADIOLOGIE
PNEUMOLOGIE
PHYSIOLOGIE
PHARMACOLOGIE
NEUROCHIRURGIE
CHIRURGIE INFANTILE
ANESTHESIOLOGIE ET REANIMATION CHIRURGICALE
BIOPHYSIQUE ET TRAITEMENT DE L'IMAGE
GYNECOLOGIE-OBSTETRIQUE
HEPATO-GASTRO-ENTEROLOGIE
MEDECINE LEGALE
HEMATOLOGIE ET TRANSFUSION
BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLECULAIRE
RADIOLOGIE ET IMAGERIE MEDICALE
MEDECINE PHYSIQUE ET READAPTATION
HEPATO-GASTRO-ENTEROLOGIE
OTO-RHINO-LARYNGOLOGIE
RHUMATOLOGIE
CANCEROLOGIE
NEUROLOGIE
ANATOMIE
BIOPHYSIQUE ET TRAITEMENT DE L'IMAGE
EPIDEMIOLOGIE-ECONOMIE DE LA SANTE -
PREVENTION
MEDECINE INTERNE
REANIMATION MEDICALE
CARDIOLOGIE
MALADIES INFECTIEUSES

PROFESSEUR ASSOCIE A MI-TEMPS

BUCHON Daniel

MEDECINE GENERALE

SECRETAIRE GENERAL DE LA FACULTE - CHEF DES SERVICES ADMINISTRATIFS

POMMARET Maryse

A notre Maître et Président de thèse,

***Monsieur le Professeur J.P. ARNAUD
Professeur des universités de chirurgie
orthopédique et traumatologique
Chirurgien des Hôpitaux
Chef de service***

***Vous nous faites l'honneur de présider cette thèse et nous vous en remercions.
Vous nous avez fait découvrir la chirurgie du membre supérieur et donner goût à
cette spécialité.
Votre enseignement et vos conseils nous ont été précieux tout au long de notre
internat et votre habileté chirurgicale a suscité notre admiration.
Veuillez trouver ici le témoignage de notre reconnaissance et de notre profond
respect.***

A notre Maître et juge,

***Monsieur le Professeur J.L. CHARISSOUX
Professeur des universités de chirurgie
orthopédique et traumatologique
Chirurgien des Hôpitaux***

***Vos connaissances orthopédiques, votre conscience professionnelle et votre rigueur
chirurgicale seront toujours pour nous des exemples.
Nous espérons bénéficier dans l'avenir de votre culture scientifique.
Veuillez trouver ici le témoignage de notre reconnaissance et de notre profond
respect.***

A notre Maître et juge,

Monsieur le Professeur C. MABIT
Professeur des universités de chirurgie
orthopédique et traumatologique
Chirurgien des Hôpitaux

Vous nous avez fait l'honneur de nous confier ce sujet de thèse qui vous tient à cœur, nous souhaitons que ce travail ne déçoive pas votre confiance.

Nous sommes très reconnaissants de votre apprentissage de la chirurgie et de l'anatomie dans un esprit de compagnonnage, de votre disponibilité et de votre gentillesse à notre égard.

Votre rigueur et votre précision chirurgicale seront toujours pour nous une référence.

Que ce travail soit le témoignage de notre admiration et de notre sincère attachement.

A notre Maître et juge,

***Monsieur le Professeur D. MOULIES
Professeur des universités de chirurgie Infantile
Chirurgien des Hôpitaux***

Vous nous avez fait découvrir le vaste domaine de la chirurgie orthopédique pédiatrique.

Nous avons apprécié votre grande habilité chirurgicale, votre disponibilité et vos qualités humaines envers les enfants.

Vous nous faites l'honneur de juger ce travail, veuillez trouver ici l'expression de notre respectueuse reconnaissance.

A notre Maître et juge,

***Monsieur le Professeur D. VALLEIX
Professeur des universités d'Anatomie,
Chirurgien des Hôpitaux,***

L'importance de votre expérience et l'étendue de vos connaissances ont toujours suscité notre admiration.

Nous apprécions vos grandes compétences en chirurgie viscérale et en anatomie, vos qualités morales et humaines, ainsi que votre gentillesse.

Vous nous faites l'honneur de juger ce travail, veuillez trouver ici l'expression de notre reconnaissance et de notre profond respect.

*Mademoiselle le docteur BERTRAND
Chef de Clinique en Chirurgie Orthopédique et Traumatologique.*

*Au cours de mon internat, j'ai pu apprécier ta gentillesse, tes compétences chirurgicales et tes conseils notamment pendant les gardes.
Je te remercie d'avoir accepté de juger ce travail.*

A nos Maîtres d'Internat,

Messieurs les Professeurs : C. PECOUT
J.L. ALAIN
B. DESCOTTES
J.J. MOREAU

A ceux qui ont participé à ma formation chirurgicale :

Avec tous mes remerciements aux docteurs :

F. ARIBIT	M. BEN ALI
F. BLANCHARD	J.M. CHAUDRUC
S. COSTE	V. DESNOYERS
F. FIORENZA	S. DURAND-FONTANIER
B. HUGUENY-PECH DE LA CLAUSE	B. LONGIS
B. PECH DE LA CLAUSE	J.F. LAGARRIGUE
A. MOUFID	C. RIVIERE
D. SETTON	J.M. VITRY

Au docteur Francis Gabet,

Toutes ces années passées à vous aider, m'ont fait découvrir et aimer la chirurgie orthopédique et traumatologique. Que cette thèse soit l'expression de ma grande amitié, ainsi qu'à Brigitte.

Je dédie cette thèse

*A Réjane,
Dont le soutien de tous les instants au cours de ces 18 années m'a permis de réaliser
mes études.
Que ce travail soit l'expression de mon Amour.*

A Bénédicte et à Barthélémy, mes rayons de soleil.

*A mon père, trop tôt disparu,
A ma mère, que ce travail puisse te faire oublier un peu ces années de souffrance
depuis le décès de notre père,
A ma sœur Brigitte et mon frère Philippe,
A Ghislaine et Marc, pour votre gentillesse et pour avoir donné sans compter de
votre temps libre pour l'élaboration de ce travail,
A Agnès,
A mes beaux-parents,
A toute ma famille.*

A mes amis de toujours,

*Etienne et Gisèle,
Nadine et François,
Claudie et Philippe,
Odile et Gaëtan.*

A Claire et Jean-François, pour tout ce que vous avez fait et faites encore pour nous. Croyez en notre amitié la plus sincère.

A mes amis des Monts, Anne et Guy, Martine et Robert.

*A mes collègues de l'internat, et tout particulièrement à Jean-Yves et Céline,
A tout le personnel hospitalier des services de Chirurgie et du bloc opératoire,
A tout le personnel de l'internat.*

*A Christian Vézines,
A Jean-François Bouchard,
A Jean-Jacques Marc,
Pour votre disponibilité et votre contribution à l'élaboration de ce travail.*

Sommaire

	PAGES
Introduction	5
Evolution historique et classification des prothèses du genou.....	7
La prothèse Ostéonics série 7000	17
1 - Le composant fémoral.....	18
2 - Le composant tibial	19
3 - L'articulation fémoro-patellaire	22
4 - Fixation des implants.....	22
L'intervention	23
1 - Préparation du patient	24
2 - Mise en condition anesthésique.....	24
3 - L'installation	24
4 - Voie d'abord.....	25
5 - Préparation fémorale	27
5.1 - Visée fémorale intra-médullaire.....	27
5.2 - Coupes fémorales distales	28
5.3 - Détermination de la taille de l'implant fémoral	29
5.4 - Rotation du composant fémoral.....	29
5.5 - Coupes fémorales antérieures, postérieures et des chanfreins	30
6 - Préparation tibiale.....	31
6.1 - Visée extra-médullaire	31
6.2 - Résection tibiale	32
6.3 - Essai des implants et vérification de leur alignement.....	32
7 - Préparation patellaire	32

	PAGES
8 - Réalisation de l'empreinte de la quille.....	33
9 - Mise en place des implants	33
10 - Fermeture.....	34
11 - Soins post-opératoires	34
Matériel et méthode	35
1 - Préparation générale de la série.....	36
2 - Evaluation clinique des patients	38
3 - Bilan subjectif	39
4 - Evaluation radiologique post-opératoire des patients.....	39
5 - Etude des liserés fémoraux, tibiaux et patellaires	40
6 - Evaluation opératoire	43
7 - Présentation des résultats	43
7.1 - Classification de Charnley	43
7.2 - Antécédents chirurgicaux des patients.....	44
7.3 - Etiologies	45
7.4 - L'intervention chirurgicale.....	47
7.5 - Résultats cliniques	49
7.5.1 - La douleur	49
7.5.2 - La mobilité	51
7.5.2.1 - La flexion	51
7.5.2.2 - Le déficit d'extension	53
7.5.2.3 - Le flessum	53
7.5.3 - La stabilité.....	54
7.6 - Résultats fonctionnels.....	54
7.6.1 - Le périmètre de marche	54
7.6.2 - La pratique des escaliers	55
7.6.3 - L'utilisation des cannes.....	55
7.6.4 - La boiterie.....	56
7.6.5 - La stabilité monopodale	57
7.6.6 - L'activité.....	58

	PAGES
7.7 - Les résultats subjectifs.....	59
7.8 - Résultats radiographiques.....	61
7.8.1 - Position de l'implant fémoral.....	61
7.8.2 - Position de l'implant tibial	62
7.8.3 - L'alignement	63
7.8.4 - La pente postérieure.....	64
7.8.5 - Etude des liserés	65
7.8.5.1 - Implant fémoral.....	65
7.8.5.2 - Implant tibial	66
7.8.5.3 - Médaillon patellaire	67
7.8.5.4 - Liserés et douleurs	69
7.9 - Scores post-opératoires	69
7.9.1 - Le score genou.....	69
7.9.2 - Le score fonctionnel.....	70
7.9.3 - Le score global	70
7.9.4 - Scores et ostéotomie tibiale de valgisation.....	71
7.10 - Courbe de survie	72
7.11 - Les complications et les échecs.....	73
7.11.1 - Les complications.....	73
7.11.1 - Les échecs.....	73
Discussion.....	74
1 - L'intervention	75
1.1 - La résection du Retinaculum Patellaire Latéral (RPL)	75
1.2 - La conservation du croisé postérieur.....	78
1.3 - La résection osseuse patellaire à main levée.....	80
1.4 - La visée extra-médullaire.....	81
1.5 - Les implants et leur mode de fixation.....	81
2 - Les résultats comparatifs	82
2.1 - La douleur.....	82
2.2 - La mobilité.....	84
2.3 - Les résultats fonctionnels	84

	PAGES
2.4 - Les scores post-opératoires.....	85
Conclusion.....	86
Bibliographie.....	87
Serment d'hippocrate.....	97

Introduction



*Plus on étudie,
Plus on demeure convaincu que toutes nos connaissances
Ne datent que d'hier, et qu'il en est peut-être
Davantage qui ne dateront que de demain.*

Jean-baptiste Say

L'arthroplastie totale du genou est une intervention actuellement bien codifiée et reproductible, permettant de traiter efficacement les arthropathies sévères du genou. Une meilleure connaissance de l'anatomie et de la biomécanique de cette articulation, ainsi que l'amélioration progressive des implants et du matériel ancillaire ont permis au chirurgien orthopédiste de mieux appréhender cette chirurgie difficile.

Le cahier des charges d'une arthroplastie totale du genou doit comprendre la correction d'une éventuelle déformation osseuse, la stabilité, la mobilité et, bien sûr, l'indolence (1). Lorsque ces conditions sont réunies, elles permettent au patient de recouvrer une fonction articulaire satisfaisante, voire, idéalement, d'accéder à la notion de « prothèse oubliée ».

Depuis l'avènement vers 1950 des premières prothèses contraintes à charnière n'autorisant que des mouvements de flexion-extension, l'évolution s'est faite vers un rapprochement le plus près possible de l'anatomie et de la physiologie du genou. Ainsi sont apparues les prothèses à glissement semi-contraintes qui, par leur dessin et leur conception cinétique, assurent au genou une certaine stabilité primaire renforcée à des degrés divers, selon le modèle de prothèse, par les structures

capsulo-ligamentaires périphériques et centrales.

La prothèse totale type Ostéonics 7000, que nous présentons dans ce travail, fait partie de cette nouvelle génération de prothèse. Nous étudierons ses caractéristiques et sa technique de pose.

De cette évolution naît une controverse : faut-il faire une abstraction plus ou moins importante des structures capsulo-ligamentaires, en particulier du pivot central, en laissant le genou s'adapter à la prothèse ? Faut-il, au contraire, laisser le maximum de ces structures en place avec une prothèse s'adaptant intimement à l'anatomie de l'articulation du genou ?

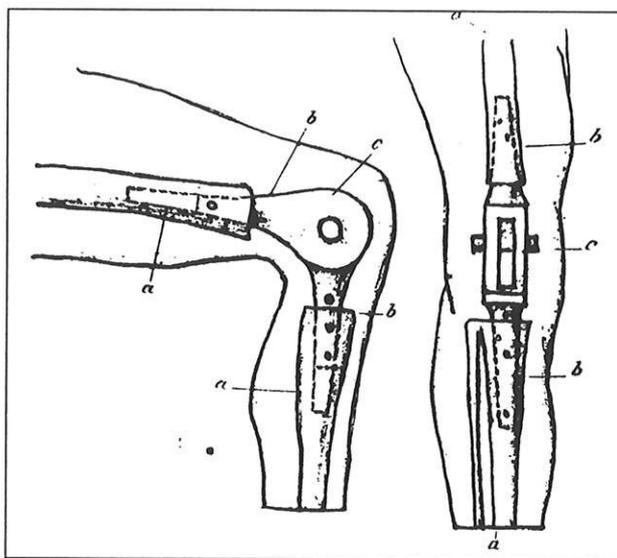
Le débat reste encore entièrement ouvert à juger des nombreuses publications sur le sujet. Ainsi, un des objectifs de cette étude sur la prothèse totale Ostéonics 7000 avec conservation du ligament croisé postérieur, sera de clarifier et de répondre à certains éléments de ce débat. Nous avons réalisé une revue rétrospective de 82 patients ayant bénéficié de cette arthroplastie avec un recul moyen de 4 ans. L'analyse de ces dossiers permettra de discuter de certains aspects techniques de la pose de cette prothèse, la conservation ou non du ligament croisé postérieur et les problèmes de fixation des composants prothétiques.

Evolution historique et classification des prothèses du genou



La première mention d'un remplacement articulaire par une endoprothèse remonte à la mythologie grecque dans l'œuvre d'Ovide (*Métamorphoses*, livre 6, vers 410-415) : « Tantale servit aux dieux les membres de son fils Pélops. Les dieux indignés le ressuscitèrent. Une épaule déjà mangée par Déméter fut remplacée par une articulation d'ivoire, ... ».

L'histoire réelle des arthroplasties commence véritablement au XIX^{ème} siècle avec Ferguson qui, en 1860, rapporte avec un recul de 5 ans un résultat satisfaisant d'une résection arthroplastique du genou. Gluck en 1891 décrit une prothèse à charnière en ivoire fixée par un ciment à base de plâtre de Paris (2, 3).



↑
La prothèse en ivoire de Gluck.

Durant la première moitié du XX^{ème} siècle, plusieurs chirurgiens vont utiliser sans grand succès différents matériaux d'interposition. Ainsi, Murphy, en 1913, propose le tractus ilio-tibial, Brown, la peau, et Kuhan et Potter, le nylon en 1950.

Les premiers implants métalliques datent de 1938 avec Boyd, stimulé par les travaux de Smith Petersen sur l'arthroplastie de hanche, qui propose un implant en vitalium interposé entre les surfaces articulaires. Parallèlement, des recherches sont menées afin de

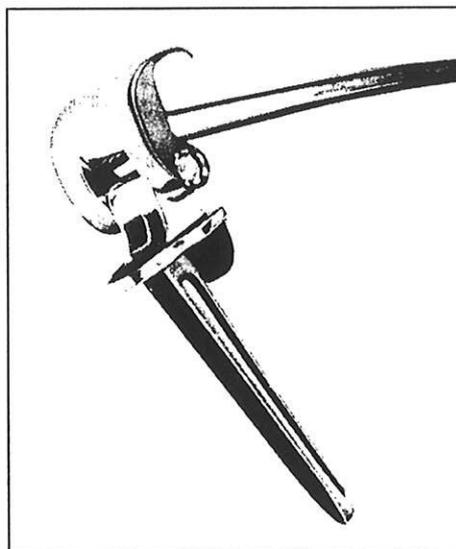
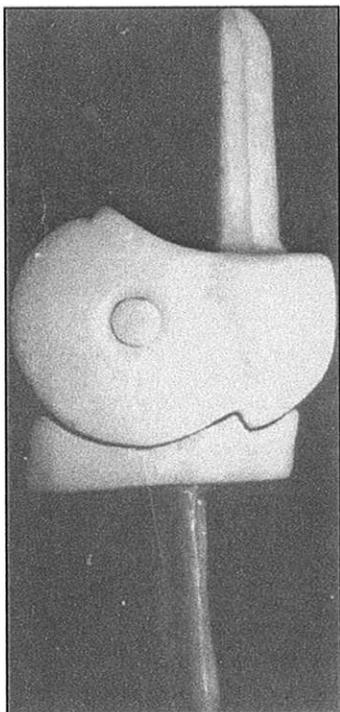
remplacer l'une ou l'autre des surfaces articulaires. Ainsi en 1953, les chirurgiens du Massachusetts General Hospital (MGH) mettent au point une prothèse fémorale fixée en intramédullaire par une longue queue, et Mac Intosh présente un implant tibial en métal et en acrylique. A partir de ces deux idées, une arthroplastie comportant l'implant fémoral MGH et le plateau tibial de Mac Intosh sera tentée, mais se soldera par un échec. Cet essai préfigure néanmoins les prothèses à glissement qui apparaîtront vers 1970.

Devant les résultats décevants des implants partiels et des arthroplasties d'interposition, d'autres études vont être menées afin d'aboutir à une solution radicale : la prothèse totale à charnière.

Les frères Judet, Majnoni et Waldius sont les pionniers des prothèses à charnière qui font leur apparition vers 1950. Le principe de ces prothèses est de simplifier à l'extrême le genou et de le réduire à une

simple charnière ; les deux implants sont réunis par un axe qui assure à lui seul toute la stabilité articulaire, ne laissant qu'une possibilité de flexion/extension. L'utilisation de ce type de prothèse va être rendue plus fiable par la meilleure qualité des matériaux (aciers spéciaux, alliages à base de chrome cobalt) et surtout par la fixation osseuse au méthyl-méthacrylate, ciment acrylique, déjà utilisé par J.Charnley dans les arthroplasties totales de hanche (4).

← La prothèse des frères Judet.



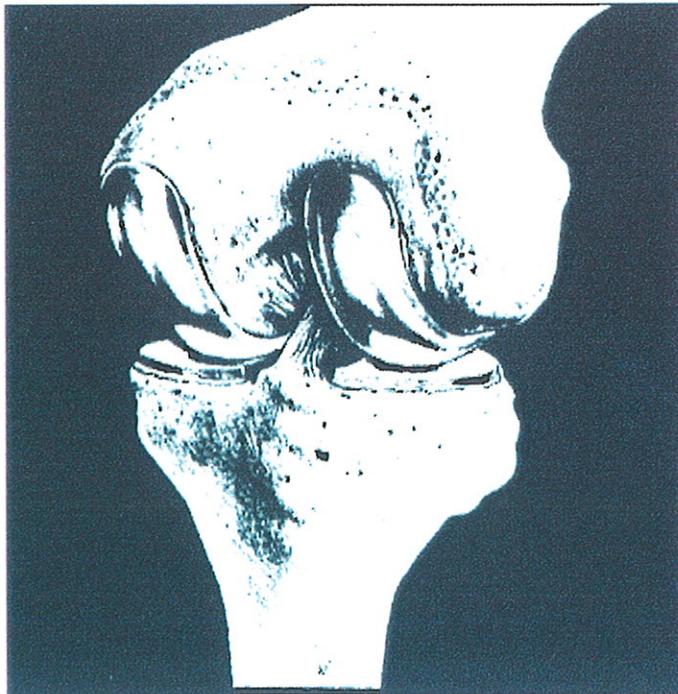
↑
Prothèse à charnière.

Malheureusement, les prothèses à charnière vont laisser apparaître progressivement leurs inconvénients (5,6). En effet, le sacrifice des structures capsulo-ligamentaires oblige à recourir à des implants volumineux avec des moyens d'ancrage solides soumis à des contraintes importantes entraînant, principalement, des descellements, des ruptures d'implants et un taux d'infection élevé. De plus, les résultats fonctionnels sont imparfaits, car les patients

se servent mal de leur genou à mécanique simpliste. Par la suite, des modifications ont permis une amélioration de certaines prothèses (Bousquet, Trillat, GSB de Gschwendt) en permettant une résection osseuse modérée, une séquence de mouvement associant glissement et roulement, et une rotation axiale (7, 8, 9). Actuellement, ces prothèses ont leurs indications limitées à la chirurgie tumorale, aux instabilités majeures et la chirurgie de reprise.

Vers 1970, apparaît une conception complètement nouvelle de l'arthroplastie avec les prothèses à glissement permettant de se rapprocher le plus près possible de la cinématique normale du genou. Le principe est de recouvrir les surfaces articulaires dégradées par des implants fémoraux et tibiaux indépendants, et de laisser en place les ligaments collatéraux et croisés qui absorbent partiellement les contraintes et limitent ainsi le risque de descellement des pièces prothétiques. A partir de cette conception, deux tendances se sont dégagées avec, d'une part, les prothèses de resurfaçage et, d'autre part, les prothèses semi-contraintes.

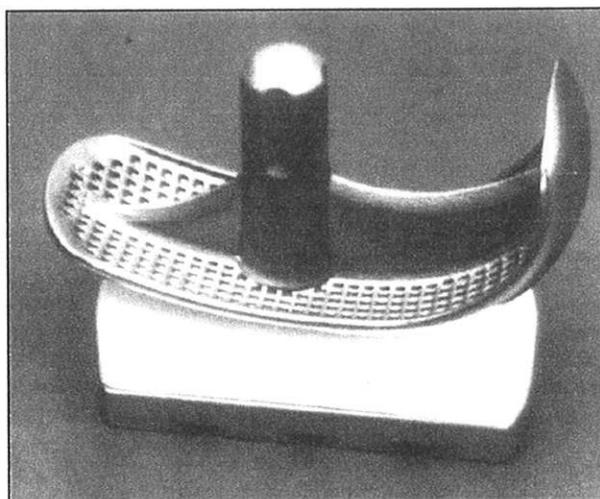
C'est en 1968 que F.Gunston (10, 11) propose la première prothèse de resurfaçage. Elle est composée de deux condyles métalliques à arc de cercle unique, glissant sur deux rails tibiaux en polyéthylène. Ainsi, les deux surfaces articulaires fémoro-tibiales médiale et latérale sont recouvertes par quatre pièces prothétiques indépendantes sans aucune stabilisation mécanique. Toute la stabilité du genou est assurée par les formations capsulo-ligamentaires totalement conservées. De plus, les contraintes appliquées aux implants étant faibles, leurs moyens de fixation peuvent être réduits au minimum, souvent à de simples plots à tenue épiphysaire.



Prothèse de resurfaçage conservant le capital ostéo-ligamentaire du genou.

Malgré l'amélioration apportée par la prothèse polycentric de Bryan et Petersen en 1969, puis les prothèses Marmor, Lotus et Cartier, le concept est progressivement abandonné surtout en raison des difficultés techniques de pose.

Actuellement, les prothèses de resurfaçage ne sont employées que pour l'arthroplastie unicompartmentale du genou. Elles ne sont donc utilisées que dans le traitement des gonarthroses fémoro-tibiales latéralisées et les arthroses fémoro-patellaires.



Prothèse unicompartmentale fémoro-tibiale.

Les premières prothèses tricompartmentales semi-contraintes sont apparues vers 1970 avec la Freeman-Swanson et la Géomédic, suivies par la prothèse Total Condylar d'Insall en 1973, et ses dérivés, la Postérieur Cruciate Total Condylar en 1975 (12) et la Postéro-stabilisée en 1978.

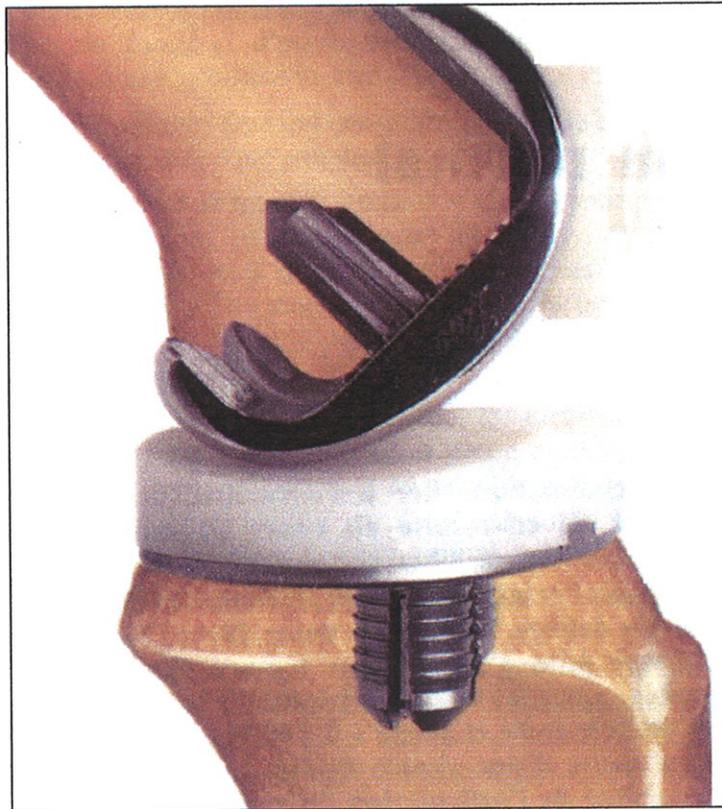
Leur concept retient l'absence de liens mécaniques fixes entre les pièces prothétiques fémorale et tibiale, mais leur dessin et leur conception cinétique assurent une stabilité au genou grâce à l'action des formations capsulo-liga-

mentaires et musculaires (13). Pour que ces éléments capsulo-ligamentaires aient un effet stabilisateur, ils doivent être harmonieusement tendus aussi bien en extension qu'en flexion du genou, ce qui implique :

- des coupes osseuses précises,
- un bon alignement de l'axe mécanique,
- une gamme de prothèses d'épaisseur variable pour implanter celle qui s'adapte le mieux à l'espace créé par la résection des extrémités osseuses (14).

Dans les premières prothèses semi-contraintes, la stabilité latérale est assurée par les formations capsulo-ligamentaires, et la stabilité antéro-postérieure par la forme concave de l'implant tibial dans lequel est maintenue la pièce fémorale grâce à la tension des ligaments latéraux. D'autres améliorations sont apportées au niveau de l'implant tibial ; ainsi, pour diminuer les déformations du polyéthylène (fluage) et mieux répartir

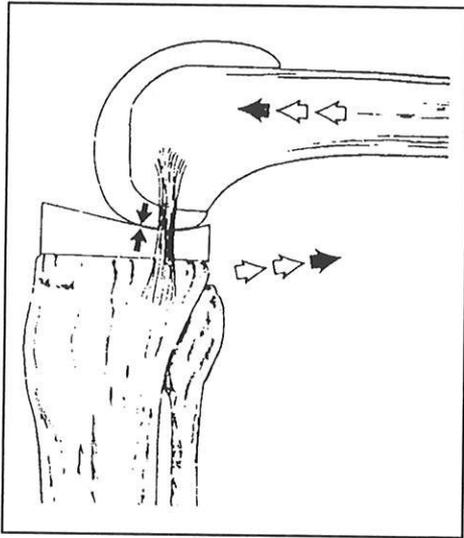
les pressions au niveau du plateau tibial, certains concepteurs ont créé le procédé dit du « metal-back » qui consiste à faire reposer la pièce en polyéthylène sur une embase métallique. Pour supprimer les syndromes patellaires douloureux, les prothèses sont devenues tricompartmentales grâce à une extension trochléenne au niveau de la pièce fémorale qui se couple à un médaillon patellaire en polyéthylène.



Implant tibial en metal-back dans une prothèse tricompartmentale.

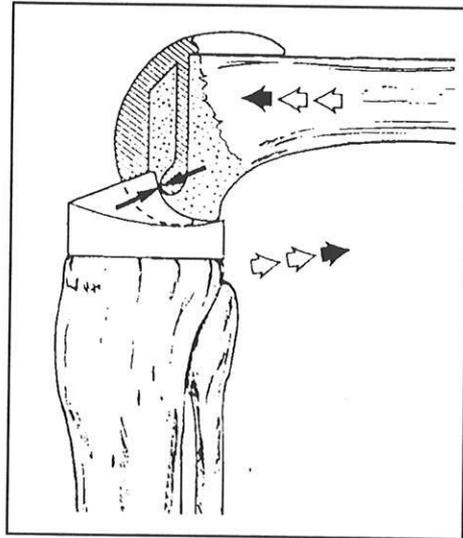
Progressivement, ces prothèses obéissant à la conception mécanique du « roller in trough » (cylindre dans la gouttière), se déchargent de leur action stabilisatrice antéro-postérieure : les plateaux tibiaux s'aplatissent sagittalement dévoluant la stabilisation postérieure à la conservation du ligament croisé postérieur, recréant le roll-back fémoral. La stabilité antérieure est encore assurée par une lèvres postérieure placée sur l'implant tibial. Dans

certaines prothèses (Cloutier, Hermès) (15, 16), le pivot ligamentaire central conservé en totalité prend en charge la stabilité antéro-postérieure permettant ainsi d'aplanir totalement les plateaux tibiaux et de donner la possibilité au genou prothésé d'avoir des mouvements de rotation et de roulement glissement. Les prothèses semi-contraintes sont alors devenues des prothèses tricompartmentales non contraintes.

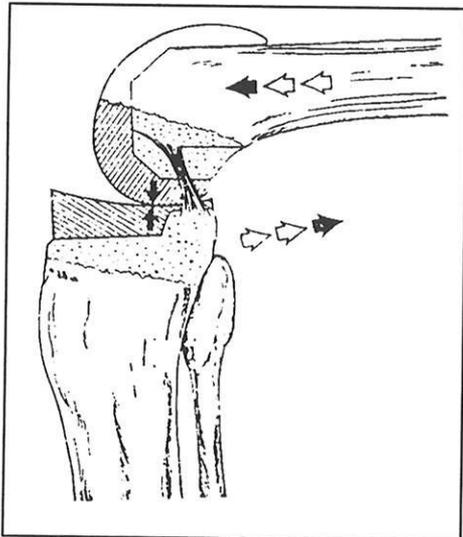


← Plateau tibial concave dans une prothèse sans conservation du ligament croisé postérieur.

Prothèse postéro-stabilisée →



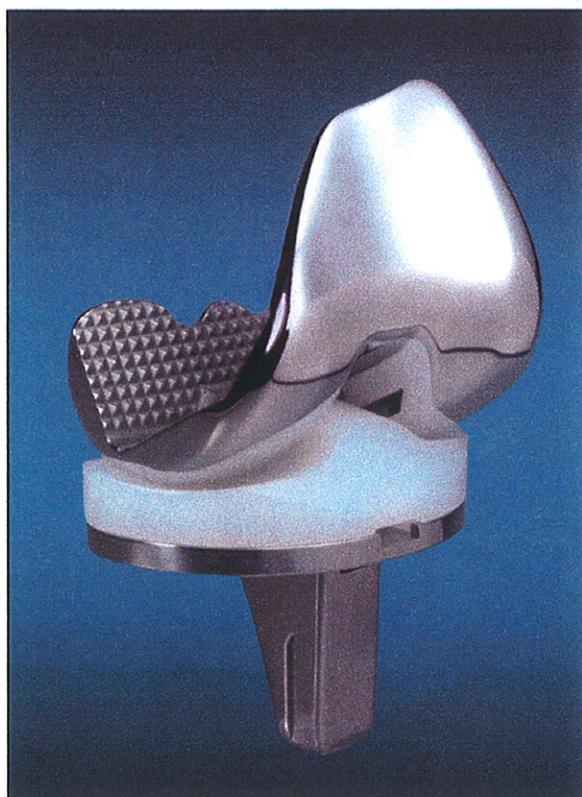
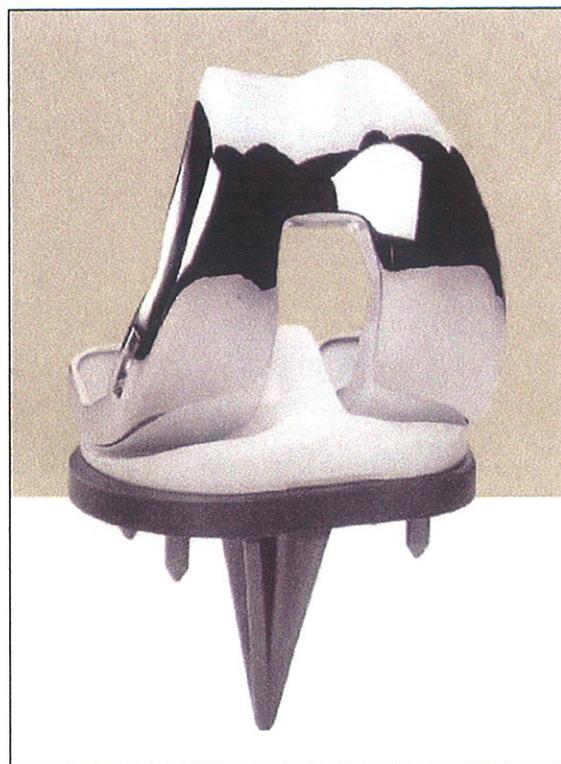
← Prothèse avec conservation du ligament croisé postérieur sans relèvement postérieur de la pièce tibiale.



Ainsi, les prothèses totales à glissement peuvent-elles être classées en quatre catégories (17) :

- 1) Les prothèses sans conservation des ligaments croisés sans artifice de stabilisation antéro-postérieure autre que la conformation des surfaces articulaires

La prothèse Natural Knee →

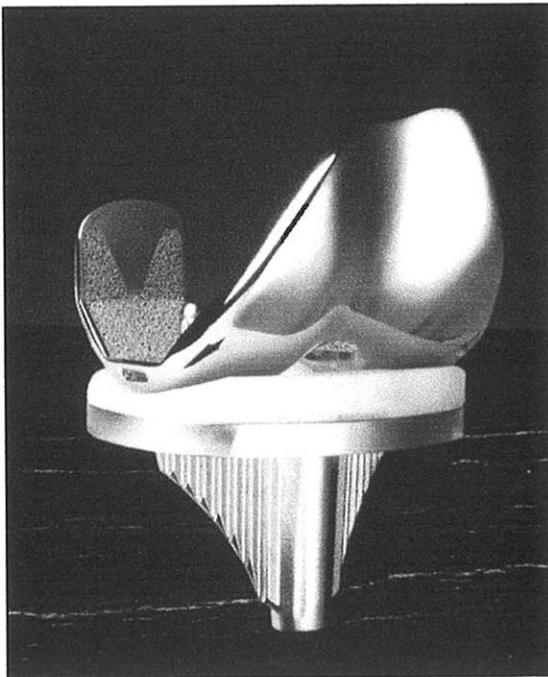
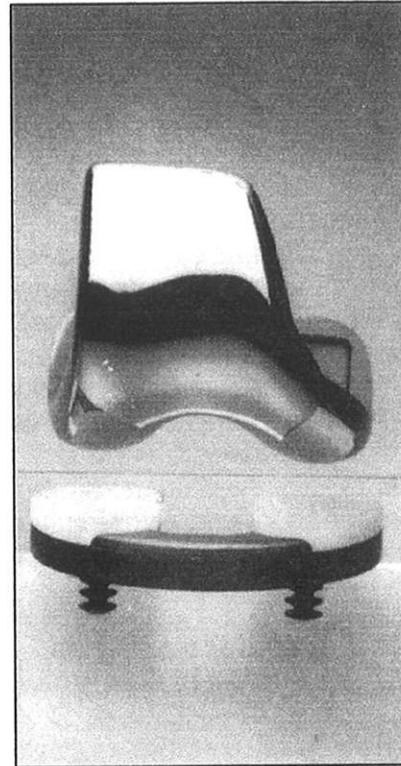


- 2) Les prothèses sans conservation des ligaments croisés avec un artifice de stabilisation postérieur par un plot central et un troisième condyle.

← La prothèse HLS.

3) Les prothèses conservant les deux ligaments croisés.

La prothèse Cloutier →



4) Les prothèses conservant le ligament postérieur (Prothèse Osteonics).

← La prothèse Osteonics 7000

La prothèse Ostéonics est une prothèse tricompartimentale à glissement conçue par la firme Ostéonics (Allendale, New Jersey) dans les années 1980 et commercialisée en 1988. L'évolution de cette prothèse est représentée par trois modèles :

- La série 3000 (prothèse Omnifit), de 1988 à 1993, innovante par quatre caractéristiques principales :
 - la présence d'un rayon médio-latéral unique des implants favorisant la congruence entre les pièces fémorale, tibiale et patellaire,
 - une grande stabilité de l'embase tibiale grâce à une quille cruciforme et la possibilité d'effectuer une fixation en compression par deux vis,
 - une trochlée anatomique,
 - et la possibilité ou non de conserver le ligament croisé postérieur.

- La série 7000 de 1992 à 1998 optimisant la stabilité de l'implant tibial grâce à sa quille Delta fit qui est formée d'un plot central combiné à des normalisations, et la présence de deux vis supplémentaires qui augmentent la compression lors de la fixation.

- La série Scorpio de 1998 à nos jours, améliorant encore le concept des prothèses à glissement, par le dessin du carter fémoral qui est fondé sur la mise en évidence d'un centre unique de rotation des condyles, et permettant ainsi d'améliorer la tension ligamentaire et l'efficacité du bras de levier fémoro-patellaire.

Actuellement, les résultats de l'arthroplastie totale du genou sont globalement satisfaisants. L'évolution se poursuit par une meilleure maîtrise de la fixation des implants et de leur usure, et l'apparition d'autres innovations comme les plateaux tibiaux mobiles, permettant d'optimiser encore la cinétique du genou prothésé.

La prothèse **Ostéonics Série 7000**



La prothèse Ostéonics 7000 est une prothèse tricompartmentale non contrainte avec une version conservant le ligament croisé postérieur.

Il existe un modèle postéro-stabilisé pouvant être utilisé à tout moment de l'intervention au cas où le sacrifice du ligament croisé postérieur s'avère nécessaire, tout en conservant le même matériel ancillaire de pose. Cette prothèse possède cinq caractéristiques principales permettant de répondre à plusieurs objectifs (15) :

- la possibilité de conserver le ligament croisé postérieur, se rapprochant le plus près possible de la cinématique normale du genou et diminuant ainsi les contraintes surtout au niveau du plateau tibial (16, 17, 18) ;
- ses composants fémoral et tibial congruents diminuent les phénomènes de laxité frontale et antéro-postérieure, et donc, limitent l'usure du plateau en polyéthylène ;
- la forme de l'articulation fémoro-patellaire permet d'améliorer la stabilité de la patella en augmentant la surface de contact entre l'implant patellaire et la trochlée prothétique,

limitant ainsi les contraintes au niveau de la fixation de l'implant ;

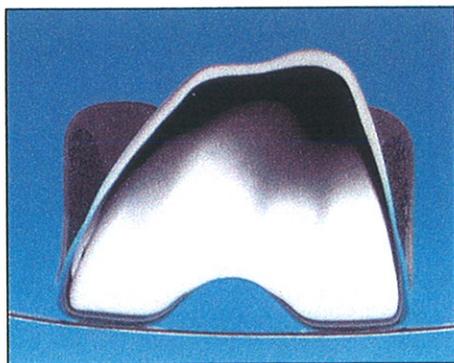
- la quille tibiale Deltafit permet un ancrage optimal de l'implant tibial ;
- son matériel ancillaire « Passport Instrumentation » optimise la qualité des coupes et la position des implants.

1 - Le composant fémoral

Il est en chrome-cobalt et est disponible en six tailles : 3, 5, 7, 9, 11 et 13. L'augmentation de taille se fait dans le sens antéro-postérieur et médio-latéral.

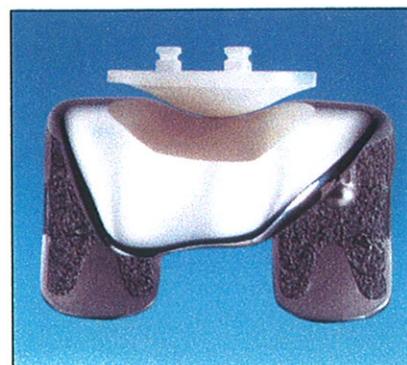
La taille de l'échancrure intercondylienne est constante de la taille 5 à 11.

La caractéristique principale de l'implant fémoral est son rayon de courbure médio-latéral constant qui permet un contact linéaire sur l'insert tibial et augmente ainsi leur surface de contact. Ce rayon unique aura pour corollaire une diminution des risques de décoaptation des implants et une uniformité de la tension ligamentaire.



↑
Rayon médio-latéral unique

Implant fémoral



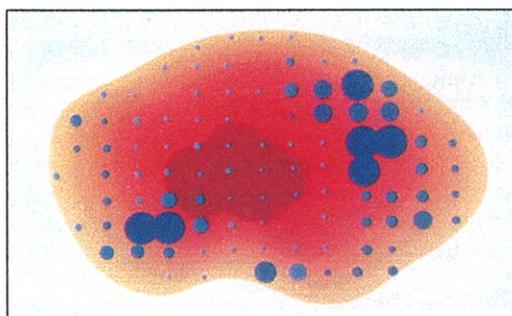
↑
Articulation trochléopatellaire

2 - Le composant tibial

Il est composé de deux pièces distinctes et amovibles.

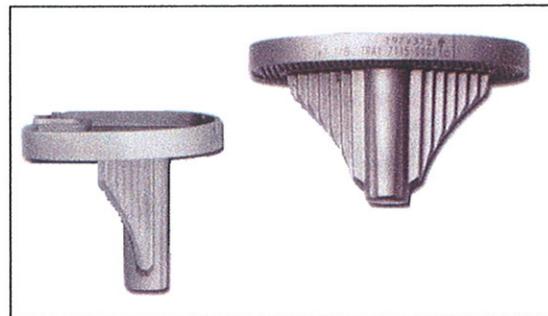
Une embase métallique en chrome-cobalt échancré en arrière afin de réserver un emplacement à l'insertion tibiale du ligament croisé postérieur.

Il existe six tailles d'embase (3, 5, 7, 9, 11 et 13) permettant une couverture optimale du plateau tibial. En cas de fixation sans ciment, quatre trous (deux antérieurs et deux postérieurs) sont prévus pour des vis spongieuses en titane qui améliorent la stabilité primaire en créant une compression entre l'embase en metal-back et la surface osseuse.



Densité de l'os du tibia proximal

La principale qualité du composant tibial de la prothèse Ostéonics réside dans sa quille de fixation Deltafit : son plot de stabilisation et son orientation postérieure augmentent l'aire projetée et la zone de contact, évitant ainsi des contraintes excessives de la structure tibiale.

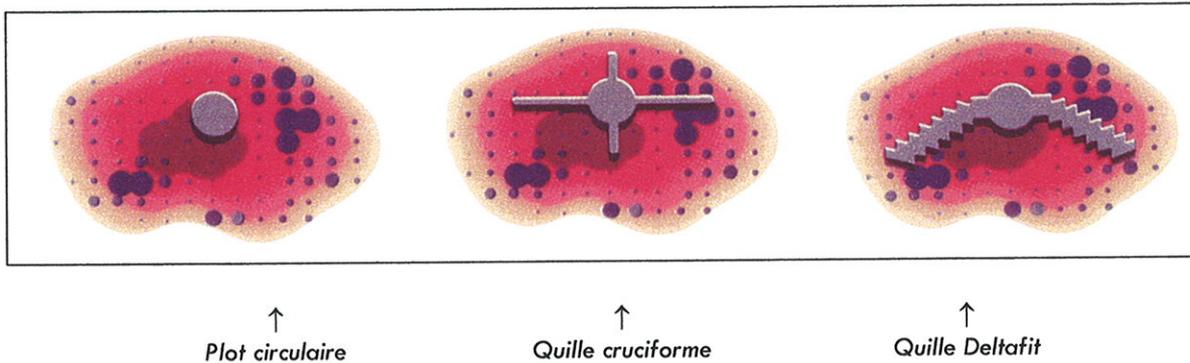


↑
La quille

Sa fixation se situe où l'os spongieux du tibia proximal est dense avec des caractéristiques mécaniques optimales : le compartiment interne et la zone d'appui de la tête fibulaire. La stabilité et la capacité de résistance en charge s'en trouvent donc améliorées.

Pour corroborer ces notions, plusieurs études (19, 20, 21, 22 et 23) ont comparé plusieurs systèmes de fixation comme les plots ou les simples quilles, et ont démontré que ces systèmes de fixation peuvent être insuffisants pour absorber des contraintes mécaniques à long terme. En effet,

pendant la marche, les contraintes exercées au niveau du plateau tibial sont approximativement égales à quatre fois le poids du corps. Par ailleurs, le plateau tibial doit résister aux forces de compression, torsion, traction et cisaillements produites lors des mouvements du genou.

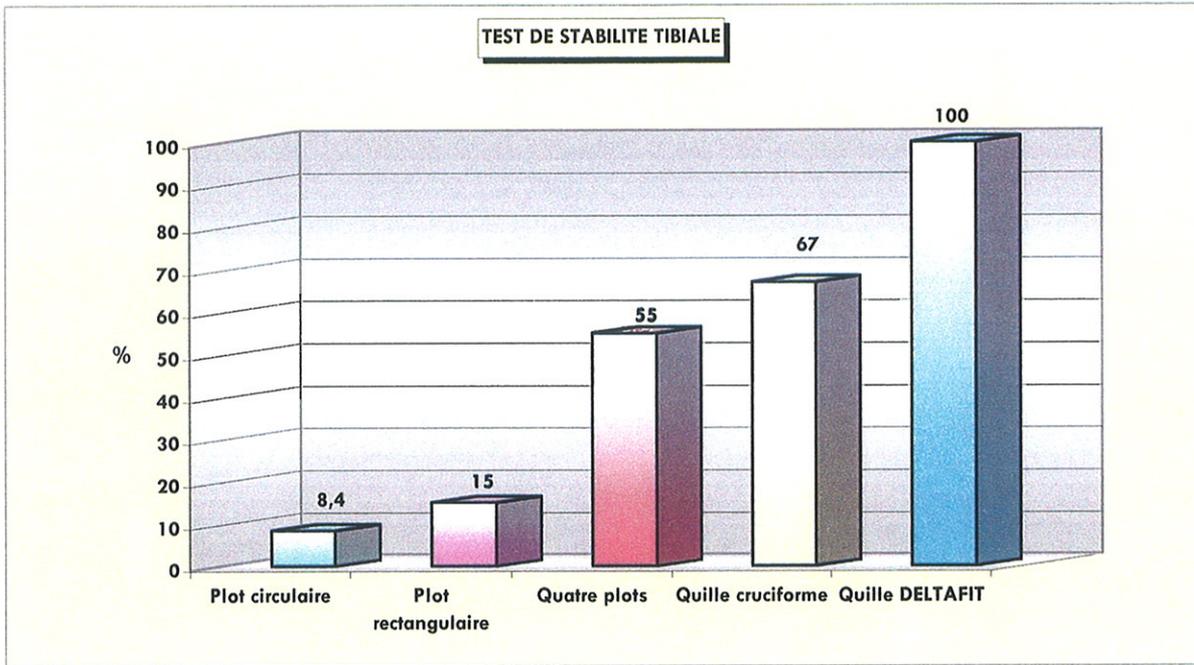


Comparaison des systèmes de fixation

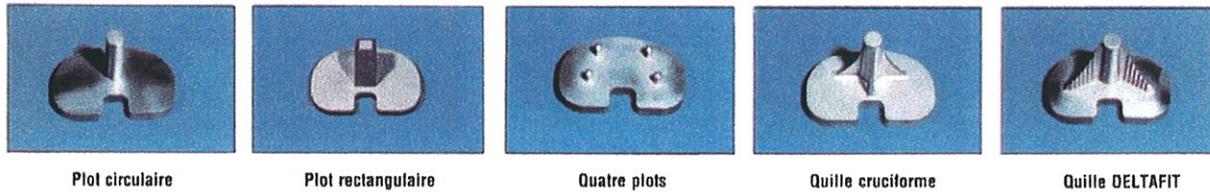
La deuxième pièce du composant tibial est un insert en polyéthylène qui se fixe sur l'embase tibiale. Il existe en cinq épaisseurs : 8, 10, 12, 15 et 18. Tous les inserts comportent une pente tibiale postérieure de 4 degrés et un rayon de courbure médio-latéral unique permettant un contact linéaire

dans le plan frontal avec le carter fémoral.

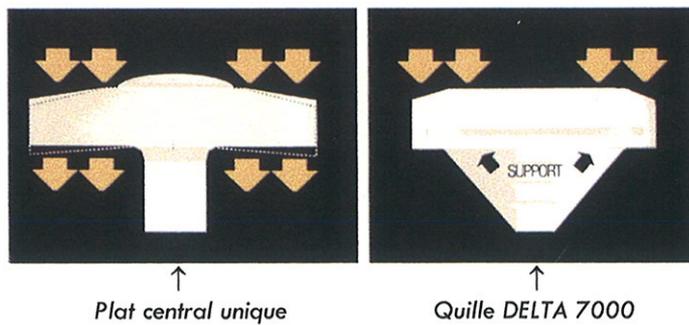
Chaque composant tibial peut s'adapter avec un composant fémoral d'une taille supérieure ou inférieure, répondant au mieux aux différentes morphologies osseuses.



↑
 Comparaison de différents systèmes de fixation tibiale au phénomène de bascule (pourcentage de la force nécessaire pour obtenir une bascule de 150 microns).



TEST DE RESISTANCE A LA FLEXION



La quille Deltafit évite les déformations en aile de papillon et augmente la stabilité en torsion.

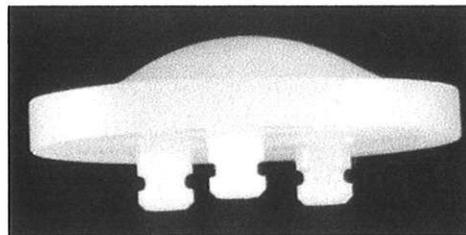
3 - L'articulation fémoro-patellaire

La trochlée prothétique est creuse et asymétrique grâce à une berge latérale qui est un peu plus saillante en proximal, tout comme le cartilage normal de la trochlée. La gorge trochléenne comporte un élargissement proximal favorisant l'engagement patellaire en début de flexion, par contre, les facettes médiale et latérale sont symétriques et peu saillantes.

La patella en polyéthylène est ovale et possède trois plots de

fixation en triangulation de petite taille (deux plots internes et un externe). Son épaisseur est constante (1 cm) et cinq diamètres sont disponibles : 5, 7, 9, 11 et 13.

Comme les autres composants, la patella possède un rayon de courbure médio-latéral unique permettant une adaptation parfaite au carter fémoral, une meilleure congruence fémoro-patellaire dans les zones de contraintes maximales et une diminution des risques de descellement et de luxation.



↑
Patella en polyéthylène

4 - Fixation des implants

Deux types d'implants sont disponibles selon le mode de fixation :

- Surface microbillée en cas de fixation sans ciment.
- Surface simplement quadrillée en cas d'utilisation du ciment.

L'intervention



1 - Préparation du patient

La veille de l'intervention, le membre inférieur est rasé du pli de l'aîne au pied. Le patient doit prendre une douche la veille et le matin de l'intervention. La zone opératoire est entourée par un champ stérile.

2 - Mise en condition anesthésique

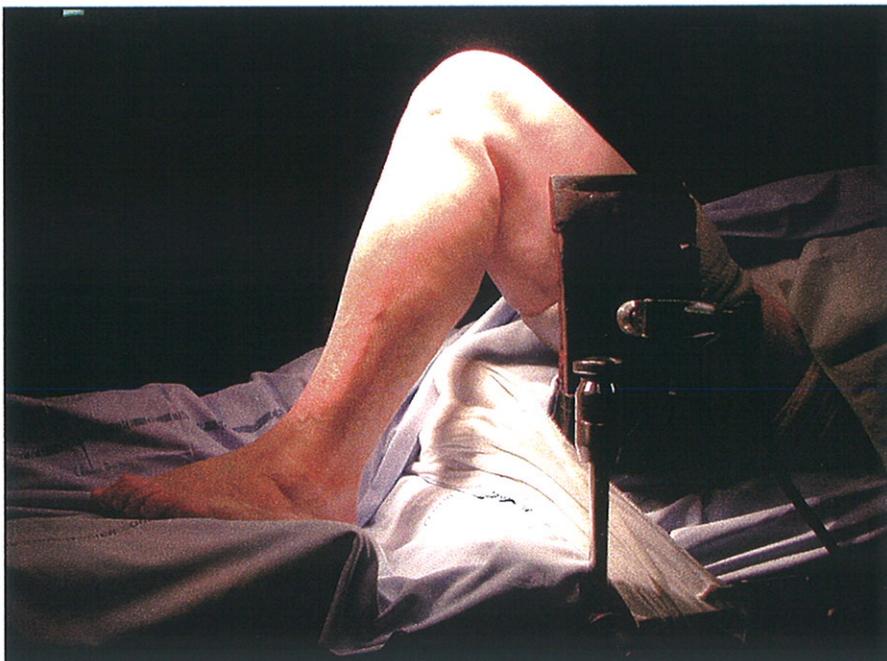
Le patient bénéficie d'une anesthésie générale ou d'une anesthésie loco-régionale choisie selon des critères anesthésiques et médicaux.

En préopératoire immédiat, une antibioprofylaxie est administrée selon le consensus national des protocoles en chirurgie orthopédique actualisés en octobre 1999 : une céphalosporine de troisième génération, la céphazoline est injectée en intraveineux à la dose de 2 g en préopératoire immédiat, puis renouvelée les 24 premières heures à la

dose d'un gramme toutes les huit heures.

3 - L'installation

Le patient est installé en décubitus dorsal, le membre opéré doit être complètement libre et mobilisable. Un garrot est mis en place à la racine de la cuisse, mais ne sera pas gonflé, sauf en cas de nécessité pendant l'intervention. Le genou doit pouvoir passer, sans difficulté, de la flexion complète pour bien juger de l'axe fémoro-tibial et de l'équilibrage ligamentaire. Un support latéral est placé en dehors de la cuisse au niveau de l'emplacement du garrot afin d'éviter la bascule en rotation externe du membre. D'autre part, un appui cylindrique est positionné, où le talon va pouvoir se caler de façon à ce que le genou soit à 90° sans l'assistance d'aide opératoire.



Installation du patient

L'opérateur et l'instrumentiste se placent du côté du genou opéré et l'aide opératoire en face. Des casques hermétiques et stériles sont utilisés par l'équipe chirurgicale afin de diminuer au maximum la propagation dans le site opératoire de particules non stériles.

Après badigeonnage et réalisation du champ opératoire, l'axe de la jambe est représenté par une flèche passant par trois repères qui sont le milieu de la mortaise tibio-talienne, le deuxième espace inter-digital du pied et un point situé un centimètre en dehors de la crête tibiale.



Repère de l'axe de la jambe



↑ Dissection du surtout pré-patellaire →

patellaire où il est bien individualisable, et décollé progressivement de son plan profond. Cet artifice permet de créer un décollement cutané et sous-cutané conséquent sans risque important de nécrose, la vascularisation étant au maximum préservée.

4 - Voie d'abord

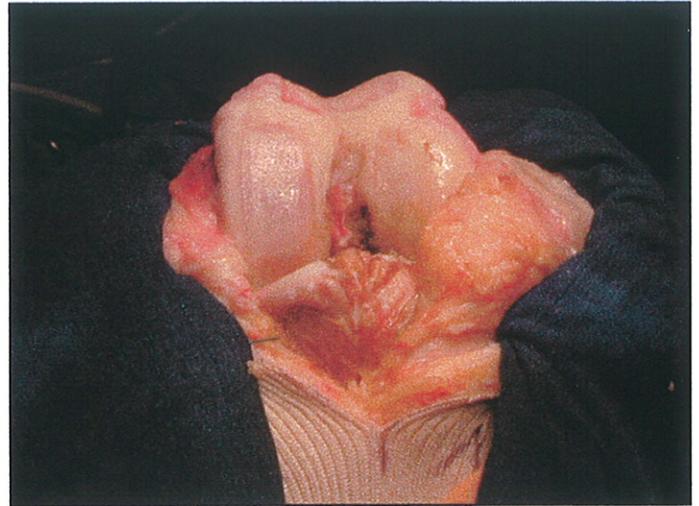
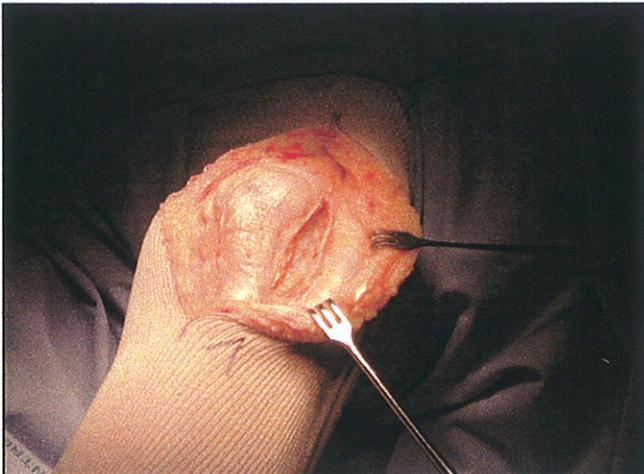
Elle est para-patellaire interne. Après incision des plans cutané et sous-cutané, le surtout pré-patellaire, correspondant à la bourse sub-cutanée pré-patellaire, est repéré généralement au niveau du tendon



L'arthrotomie est antéro-interne, commençant entre vaste médial et droit fémoral, elle descend en parapatellaire interne à 1 cm en dedans

de la patella, et se finit à 1 cm en dedans de la tubérosité tibiale antérieure.

La luxation en dehors de l'appareil extenseur se fait en extension complète et est facilitée par une section systématique du rétinaculum patellaire latéral. Le genou est ensuite remis progressivement en flexion à 90° avec la patella luxée.



↑
luxation de la patella

← Section du rétinaculum patellaire latéral

Pour commencer à bien visualiser les extrémités osseuses, une exérèse la plus complète des ménisques, de la synoviale et des ostéophytes est réalisée. Le ligament adipeux de Hoffa est préservé au maximum

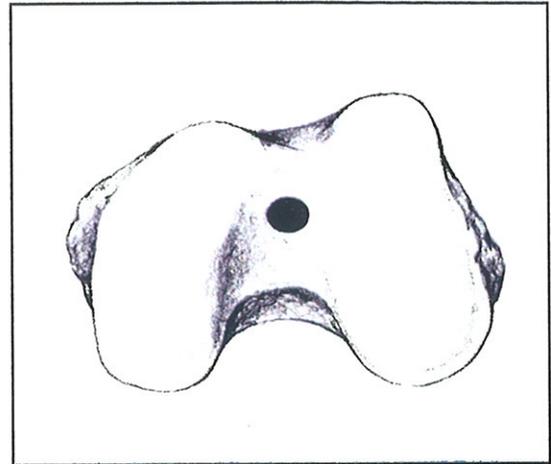
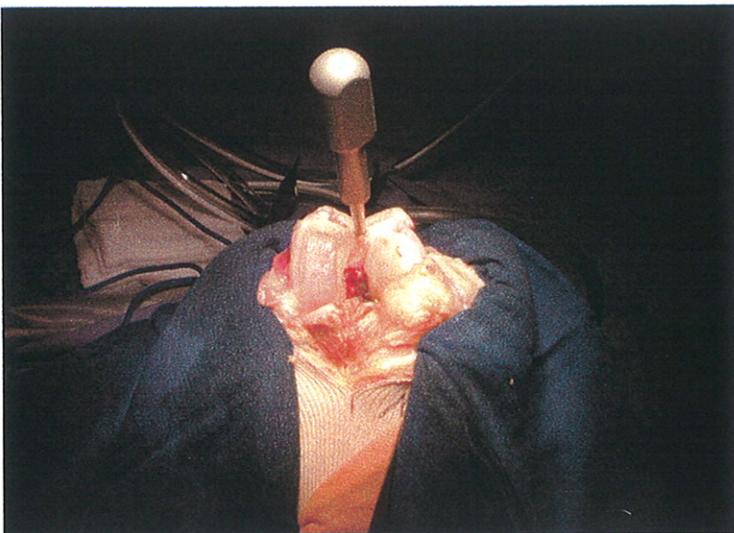
pour ne pas trop compromettre la vascularisation patellaire. Le ligament croisé antérieur est réséqué systématiquement en faisant attention à ne pas léser l'insertion fémorale du ligament croisé postérieur.

5 - Préparation fémorale

5.1 - Visée fémorale intramédullaire

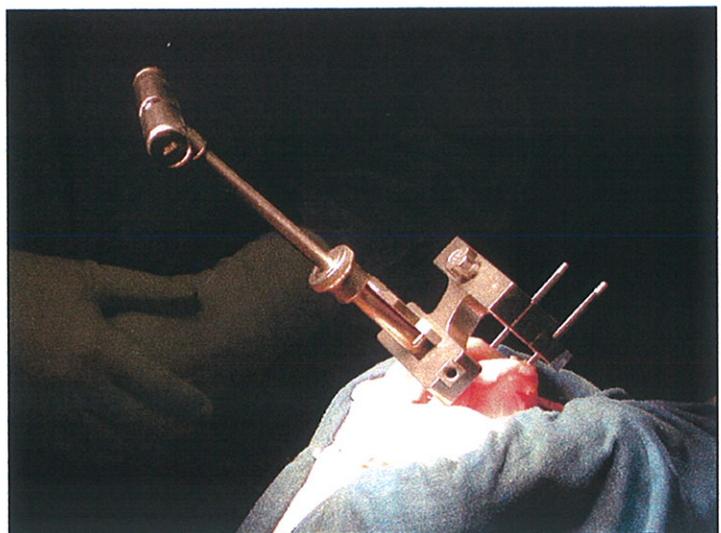
Il est important de bien dégager la corticale antérieure de l'extrémité inférieure du fémur, et de réséquer les ostéophytes de l'échancrure intercondylienne, afin d'obtenir des repères corrects lors de la visée.

La visée fémorale intramédullaire →



Un orifice intercondylien est réalisé 1 cm en avant de l'insertion fémorale du ligament croisé postérieur, et légèrement en dedans de la ligne médiale distale du fémur.

Le guide d'alignement est alors enfoncé jusqu'au contact des condyles. Ce guide est préalablement réglé à 5, 7, 9 ou 11 degrés de valgus correspondant à la divergence entre l'axe mécanique et anatomique, mesuré en préopératoire sur le pangonogramme. Ce réglage est indispensable pour obtenir une coupe distale perpendiculaire à l'axe mécanique du fémur.



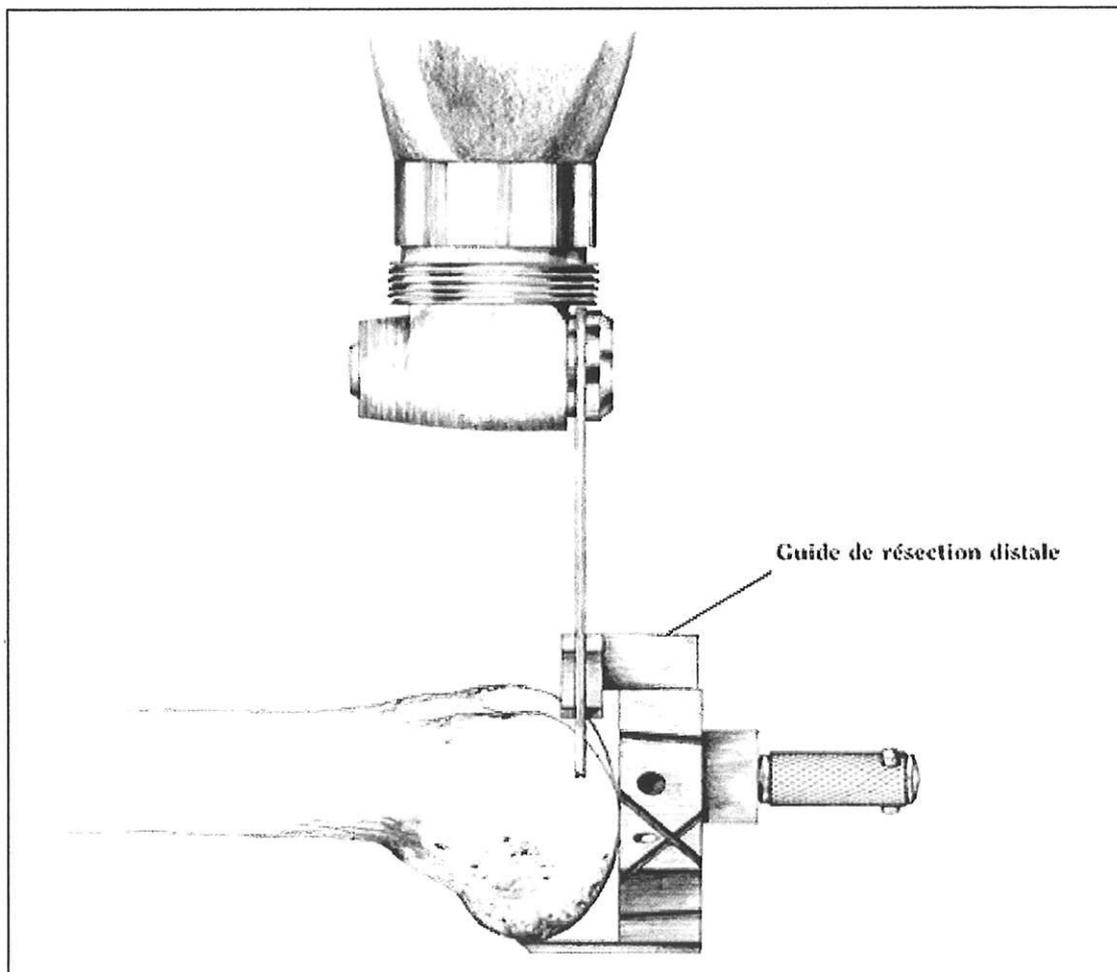
Mise en place du guide d'alignement

5.2 - Coupes fémorales distales

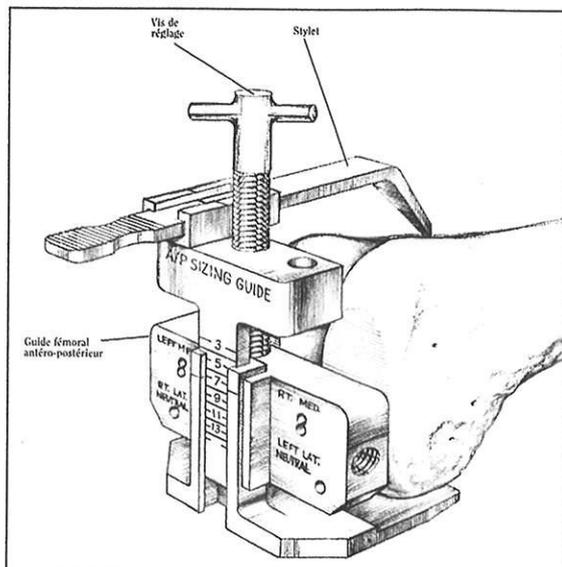
Un guide de résection distale est placé sur le guide d'alignement fémoral, afin de réaliser une coupe à 8 mm, correspondant à l'épaisseur distale de l'implant. En cas de nécessité, le guide de

coupe peut être réglé pour des résections à + 2 et + 4 mm.

Après avoir fixé le guide de résection par des petits clous, la résection osseuse est réalisée par une scie oscillante.



↑
Résection fémorale distale



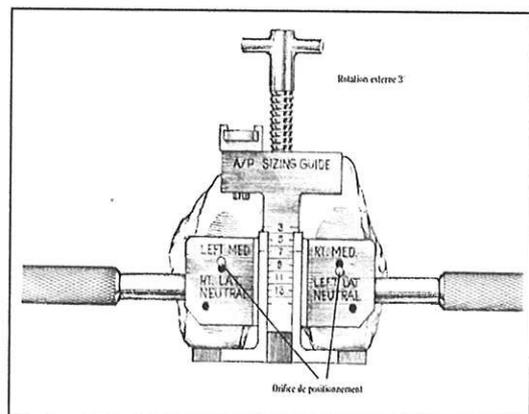
Détermination de la taille de l'implant fémoral

5.3 - Détermination de la taille de l'implant fémoral.

Elle est déterminée grâce à un gabarit muni d'un stylet, qui s'appuie sur la corticale antérieure au-dessus de l'extrémité supérieure de la trochlée dans l'axe de la diaphyse fémorale. La taille de l'implant se lit directement sur l'échelle située sur l'instrument.

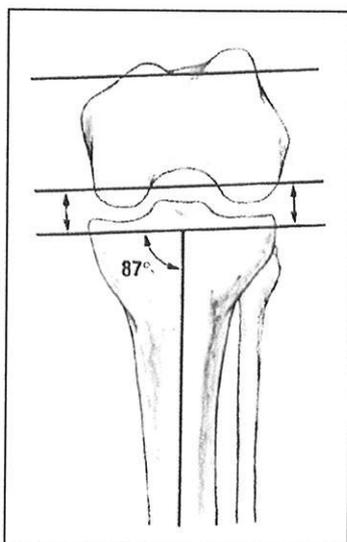
5.4 - Rotation du composant fémoral

La taille de l'implant étant choisie, le guide de coupe antéro-postérieur est fixé par des clous, tout en appliquant une rotation latérale de 3 degrés, afin d'obtenir un intervalle articulaire symétrique en flexion. En effet, dans le genou normal, une coupe tibiale perpendiculaire à l'axe mécanique du tibia, va entraîner une résection plus importante en

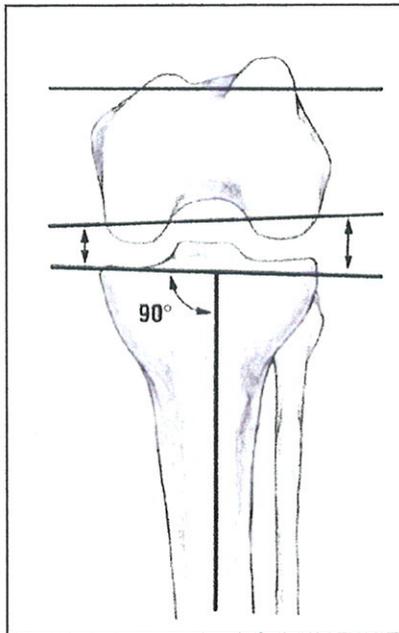


Guide de détermination de la rotation fémorale

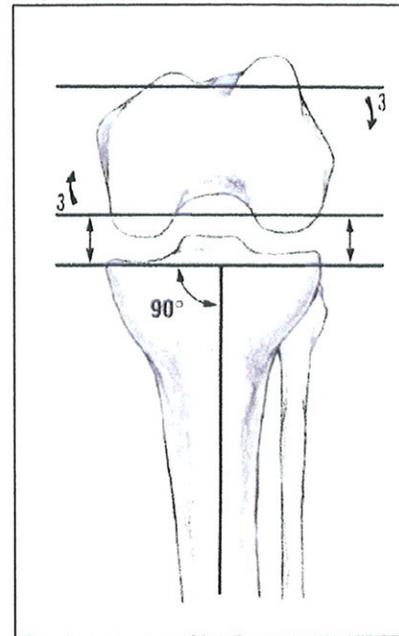
dehors qu'en dedans. Si la coupe fémorale est réalisée en rotation neutre, l'intervalle en flexion sera inférieur en dedans, et donc asymétrique. Cette rotation latérale est nécessaire pour diminuer les laxité externes et d'améliorer la stabilité patellaire.



← Coupe fémorale en rotation neutre et coupe tibiale de 3° de varus



Coupe fémorale en rotation neutre et coupe tibiale à 90° provoquant une asymétrie de l'espace en flexion qui sera inférieur en dedans

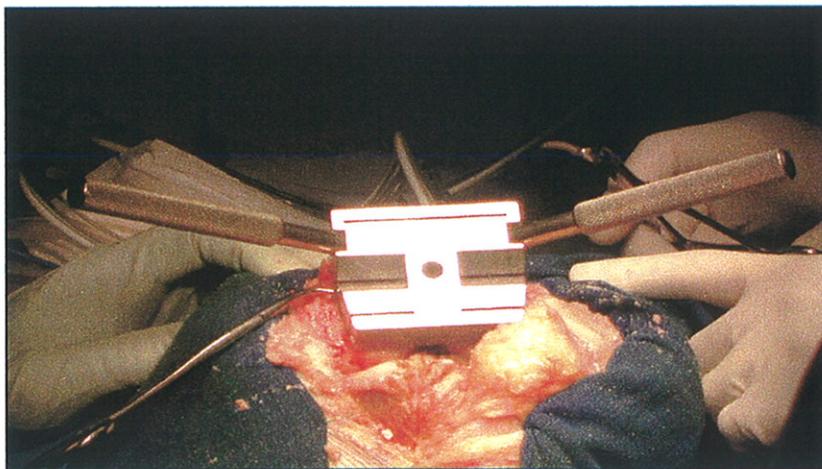


Coupe fémorale à 3° de rotation externe et coupe tibiale à 90° permettant d'avoir un espace en flexion symétrique

5.5 - Coupes fémorales antérieures, postérieures et des chanfreins

Le guide de coupe correspondant à la taille de l'implant fémoral choisi est positionné sur la coupe fémorale distale par deux plots d'ancrage qui sont enfoncés dans les trous réalisés par les clous à l'étape précédente. Les résec-

tions osseuses sont réalisées à la scie oscillante dans l'ordre suivant : les coupes antérieures, postérieures, puis les chanfreins postérieurs et antérieurs. Après cette opération, il est possible de vérifier la qualité des différentes coupes en utilisant l'implant fémoral d'essai.



Coupes fémorales antérieures, postérieures et des chanfreins

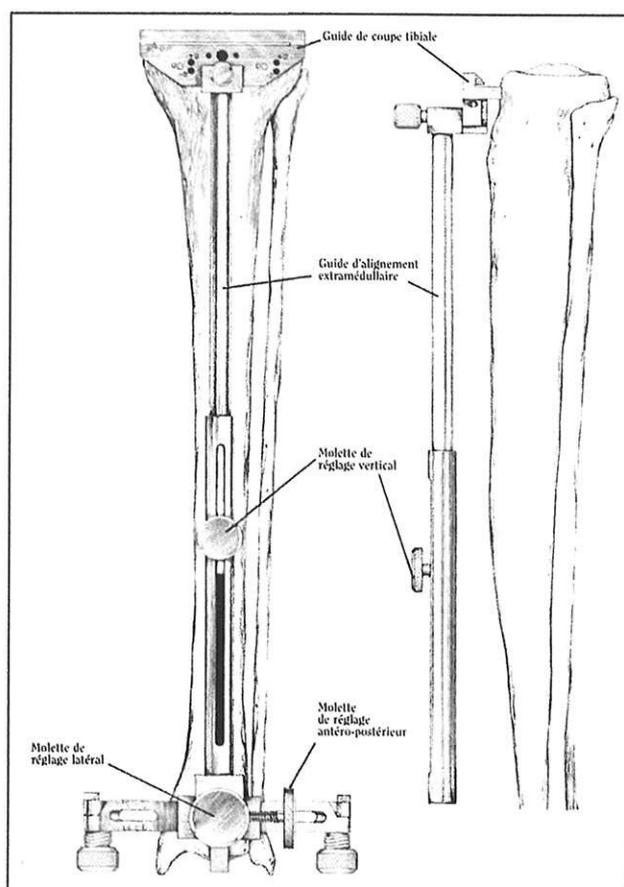
6 - Préparation tibiale

L'interligne articulaire est libéré complètement des reliquats méniscaux et de l'ostéophytose périphérique.

6.1 - Visée extra-médullaire.

Un guide d'alignement extra-médullaire est positionné et réglé

selon le repère représentant l'axe de la jambe. Dans le plan sagittal, l'axe vertical du guide doit être parallèle à la face antérieure de la jambe. D'autre part, ce guide est réglé préalablement pour obtenir une inclinaison postérieure de 5 degrés.

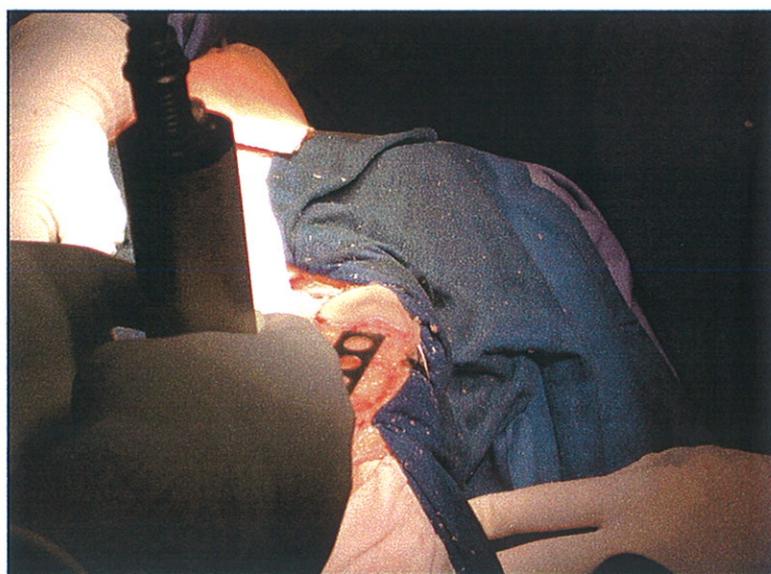


6.2 - Résection tibiale.

Un stylet inséré dans le guide de coupe va palper l'écuelle tibiale la plus usée donnant la hauteur de coupe. Après blocage du système, des clous sont alors placés dans les orifices marqués "0" du guide de coupe tibiale. L'ensemble est ensuite démonté en laissant uniquement le guide de résection tibiale.

L'insertion tibiale du ligament croisé postérieur est préservée en délimitant avec un ostéotome la surface rétrospinale puis la résection osseuse est effectuée par une scie oscillante.

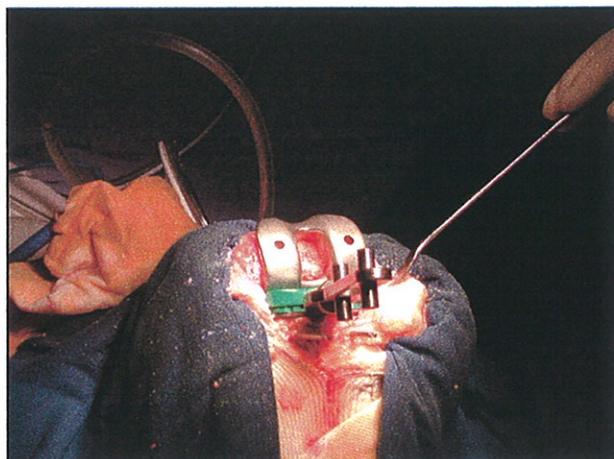
Après vérification de la planéité de la coupe, une embase tibiale d'essai fixée par une poignée permet de définir la taille de l'implant qui couvrira d'une façon optimale l'extrémité supérieure réséquée du tibia.



↑
Préparation patellaire

6.3 - Essai des implants et vérification de leur alignement

Le carter fémoral d'essai et l'implant tibial d'épaisseur 8 mm sont positionnés afin de vérifier leur stabilité primaire et leur alignement correct. Il est très important à ce stade de vérifier l'absence de laxité et de réaliser une libération postérieure au niveau des coques condyliennes en retirant les ostéophytes. En cas de flessum résiduel, il est nécessaire de pratiquer une nouvelle résection osseuse de 2 à 4 mm au niveau du tibia.



↑
Essai des implants

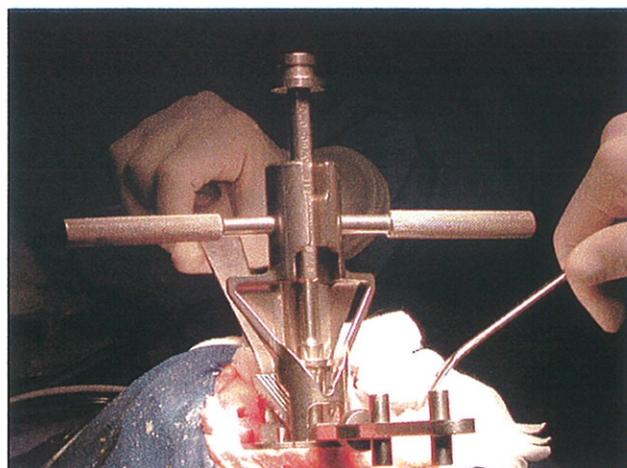
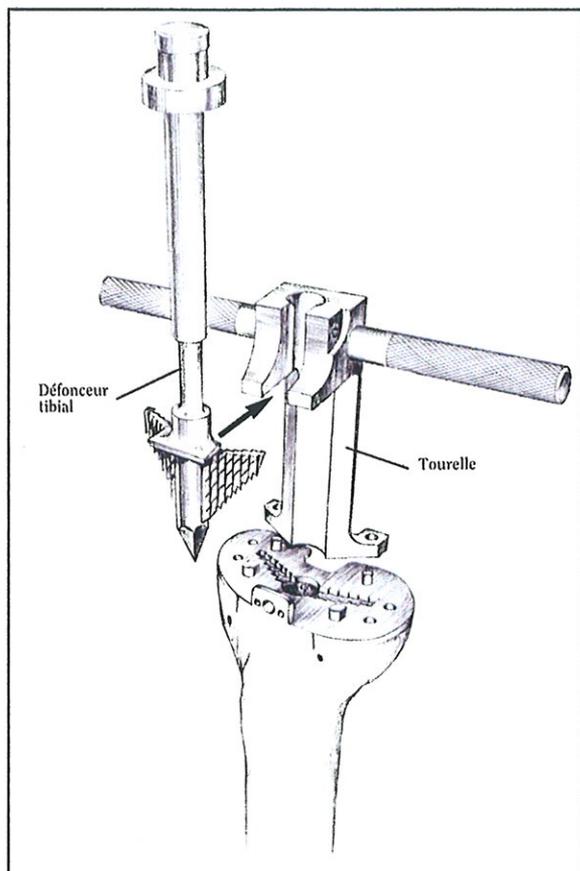
7 - Préparation patellaire.

Après résection complète des ostéophytes péri-patellaires, réalisation de la coupe osseuse à mains libres. Le point de repère pour de la résection est la limite entre l'apex patellaire et la surface chondrale. La tranche osseuse de résection doit mesurer 10 mm d'épaisseur.

Grâce à un gabarit patellaire, la taille de l'implant et le positionnement des plots sont déterminés.

8 - Réalisation de l'empreinte de la quille

Réalisation de l'emplacement de la quille deltaxfit grâce à des ciseaux défonceurs cruciformes de taille croissante.

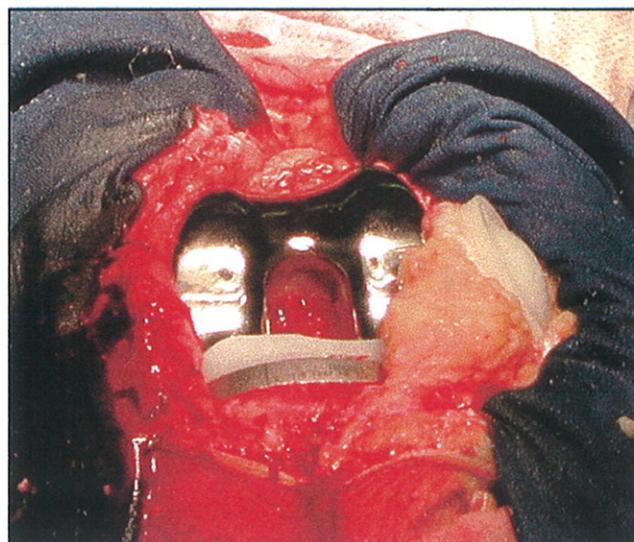


↑
← Réalisation de l'empreinte de la quille

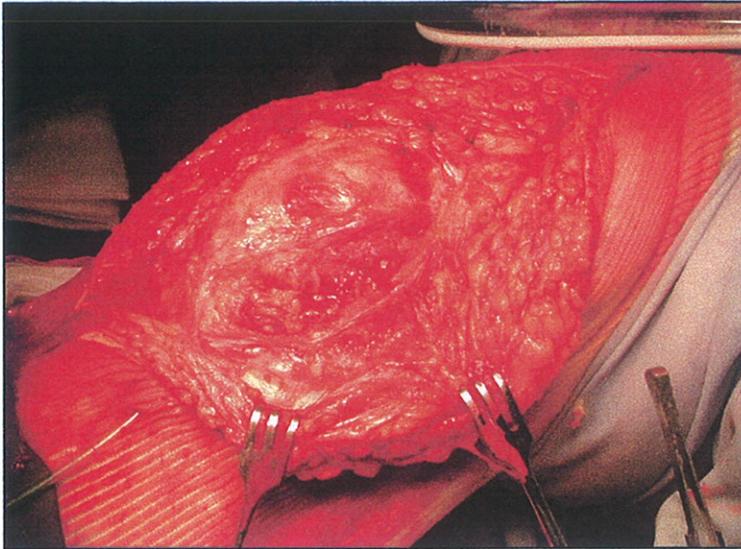
9 - Mise en place des implants.

L'implant tibial est impacté en compression grâce à quatre vis qui permettent d'obtenir une excellente stabilité primaire.

Dans le même temps opératoire, l'implant fémoral et le médaillon patellaire sont scellés au ciment Palacos Genta^R.



↑
Mise en place des implants



10 - Fermeture.

Les différents plans anatomiques sont suturés sur trois drains aspiratifs, dont deux sont intra-articulaires. Le rétinaculum patellaire latéral n'est pas suturé, permettant ainsi d'obtenir un recentrage patellaire sans tension

← Rétinaculum patellaire non suturé

11 - Soins post-opératoires.

Les patients bénéficient, en l'absence de contre-indications, d'une analgésie post-opératoire par un bloc crural à la Naropéine pendant une durée de 48 à 72 heures.

La kinésithérapie est débutée dès le premier jour post-opératoire par une mobilisation passive sur arthromoteur, puis la reprise de

la marche après l'ablation des drains aspiratifs. Un renforcement musculaire est effectué surtout sur le quadriceps, afin de retrouver rapidement un verrouillage d'extension efficace.

La prévention thromboembolique est assurée par une héparine à bas poids moléculaire calculée en fonction du poids et débutée dès le 1^{er} jour post-opératoire.

Matériel et Méthode



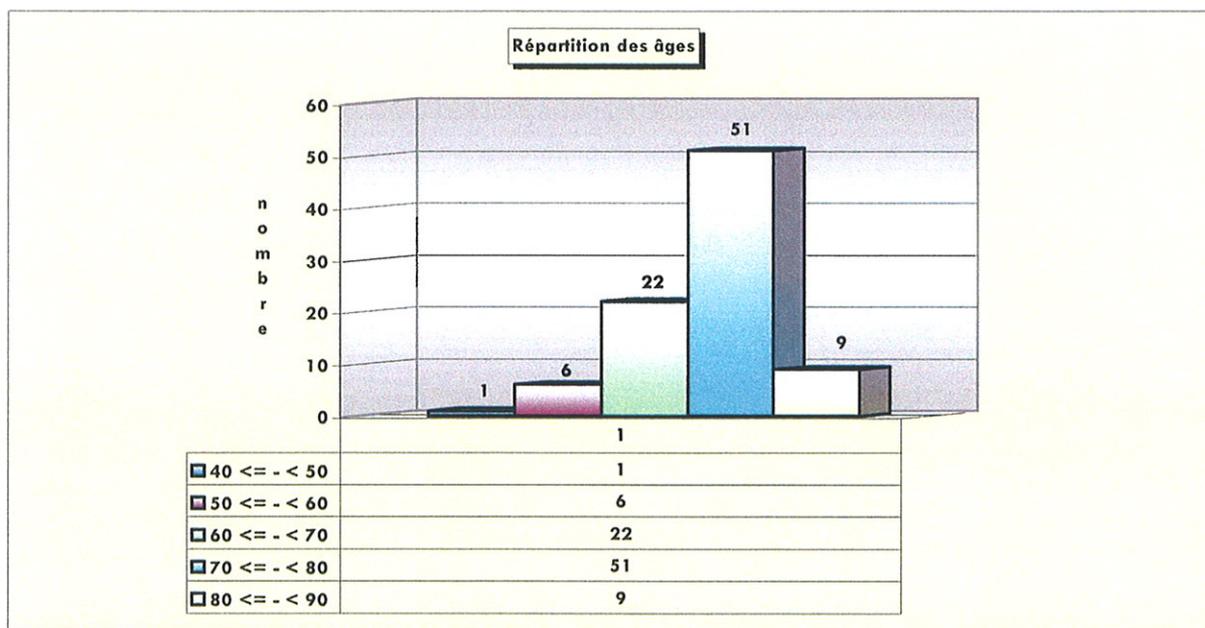
1 - Présentation générale de la série :

Nous présentons une série de 89 prothèses de genou Ostéonics 7000 avec conservation du ligament croisé postérieur posées chez 82 patients, de janvier 1992 à juin 1998, dans le service de chirurgie orthopédique et traumatologique du CHRU Dupuytren. Nous avons colligé exclusivement les patients opérés par un seul chirurgien, le Professeur Mabit, afin d'éviter un éventuel biais lié à une technique chirurgicale non standardisée.

Cette étude rétrospective avec un recul moyen de 4 ans (minimum 2 ans – maximum 9 ans) concerne 61 femmes et 21 hommes. L'âge moyen lors de l'intervention était de 70,9 ans (48 ans à 85 ans).

7 patients ont bénéficié d'une arthroplastie bilatérale.

Il a été dénombré 40 genoux droits et 49 genoux gauches. Le nombre de jours d'hospitalisation a été en moyenne de 13,3 jours (8 jours à 26 jours).



Lors de la révision de la série, dix arthroplasties ont été exclues : huit patients sont décédés et deux sont perdus de vue (patientes refusant d'être revues, malgré un résultat fonctionnel apparemment satisfaisant d'après les renseignements pris lors des contacts téléphoniques).

Une patiente, dont la prothèse a été explantée pour descellement dans un autre établissement, a été contactée aussi téléphoniquement.

71 patients ont pu être revus (taux de revue : 87,65 %) : 19 à domicile et 52 en consultation dans le service.

Caractéristiques générales de la série :

82 patients opérés

89 prothèses Ostéonics 7000

8 patients décédés

2 patients perdus de vue.
1 prothèse explantée.

71 patients revus, soit :
78 prothèses

Taux de revue : 87,65 %

2 - Evaluation clinique des patients :

L'appréciation des résultats cliniques et fonctionnels est difficile, car il existe un risque de subjectivité important, les principales données recueillies étant fournies par l'anamnèse (29). Parmi les différents critères d'évaluation, deux sont essentiels : la douleur et la mobilité.

En effet, leurs résultats vont influencer les autres critères (marche, pratique des escaliers, activité, ...) et modifier considérablement le résultat fonctionnel global. L'appréciation du résultat antalgique, qui est une des raisons principales de consultation des opérés, doit donc être évaluée d'une façon rigoureuse et sans ambiguïté par l'examineur. L'analyse de la mobilité est plus facilement quantifiable car elle fait appel à une mesure par un goniomètre. Kettelcamp (30) a mesuré sur des genoux normaux la flexion nécessaire à un certain nombre d'actes de la vie quotidienne :

- marche (phase oscillante) : 67° (54-79°),
- descente escaliers : 83° (60-98°),
- position assise : 93° (69-110°),
- relèvement position assise : 117°,
- moyenne pour activité quotidienne : 93°.

Ces chiffres permettent de donner une idée sur les besoins fonctionnels d'un patient opéré du genou.

Le déficit d'extension et la stabilité du genou sont aussi intéressants à

évaluer car ils peuvent influencer d'une façon globale le résultat fonctionnel.

Le score de l'International Knee Society (IKS) développé par J. Insall (31-32) a été utilisé pour apprécier les résultats cliniques et fonctionnels de cette étude. Ce score, proposé depuis 1989, est une évolution de la cotation HSS (33). La cotation IKS reflète le mieux la réalité clinique car elle sépare les paramètres fonctionnels des éléments cliniques. Au préalable, le patient est classé dans une des trois catégories de Charnley :

- A : un seul genou pathologique ou genou controlatéral opéré avec un résultat parfait ;
- B : genou opposé pathologique ou opéré avec un mauvais résultat ;
- C : tare, atteinte polyarticulaire.

Le score IKS est calculé avec un maximum de 200 points : 100 points pour l'évaluation clinique et 100 points pour l'évaluation fonctionnelle (30).

L'évaluation clinique comprend un maximum de 50 points pour la douleur en cas d'indolence, 25 points pour la mobilité (5 degrés = 1 point) et 25 points pour un genou sans laxité frontale, ni sagittale. Il est attribué 10 points à un tiroir antérieur ou postérieur inférieur à 5 mm, aucun point si le tiroir dépasse 10 mm. Dans le plan frontal, on attribue 15 points si la laxité frontale maximale est inférieure à 5 degrés. Toutes les laxités frontales supérieures à 5 degrés perdent 5 points par tranche de 4 degrés.

Des soustractions sont faites en cas de :

- flessum passif avec -5 points pour un flessum entre 10 et 15 degrés, et -15 points pour un flessum supérieur à 20 degrés ;
- déficit d'extension active avec -15 points pour un déficit supérieur à 20 degrés ;
- défaut d'alignement frontal du membre inférieur avec 0 point pour un alignement entre 0 et 4 degrés, -3 points par degré pour un alignement compris entre 5 et 10 degrés, et -20 points pour un alignement à plus de 11 degrés. En cas de score négatif comme dans les genoux très détériorés, on compte un score articulaire de 0 point.

Le score fonctionnel, également sur 100 points, apprécie la capacité du patient à marcher (sur 50 points) et à utiliser les escaliers (sur 50 points). 5 à 20 points sont déduits selon l'utilisation d'une canne, deux cannes ou un déambulateur.

Cette cotation de l'IKS, qui sépare l'évolution clinique et fonctionnelle, semble la plus adaptée à l'heure actuelle car elle permet de mieux apprécier l'état du genou indépendamment de l'âge et des tares associées éventuelles.

D'autres scores comme ceux d'Hungerford, Laskin ou Mansat, sont dissemblables car ils utilisent chacun un ensemble inhomogène de paramètres cliniques et fonctionnels (34) : les scores d'Hungerford et de Mansat sont surtout cliniques, alors que le score de Laskin est principalement fonctionnel.

La survie fonctionnelle est multifactorielle et ne dépend pas uniquement de la qualité de la procédure chirurgicale de l'arthroplastie, mais également de l'état fonctionnel qui se dégrade inexorablement avec le temps, indépendamment de l'arthroplastie.

3 - Bilan subjectif :

En parallèle aux évaluations clinique et fonctionnelle, un bilan subjectif a été demandé à chaque patient sous la forme suivante :

• Est-ce que l'intervention :

- A soulagé vos douleurs articulaires ?
- A augmenté vos capacités dans vos activités quotidiennes ?
- Vous permet d'avoir des activités normales ?
- A répondu à votre attente ?

Les patients ont la possibilité de choisir parmi quatre niveaux : excellent, très bien, bien, moyen et mauvais.

• Souhaiteriez-vous la même intervention sur l'autre genou en cas de nécessité ?

4 - Evaluation radiologique post-opératoire des patients :

L'ensemble des patients a eu un bilan radiographique du genou opéré comprenant des clichés de face et de profil, et un défilé fémoro-patellaire à 30 degrés. N'ayant pu obtenir pour la majorité des patients un pangonogramme, nous avons calculé l'axe fémoro-tibial selon les critères de l'IKS.

Ces critères permettent d'apprécier d'une façon indirecte l'axe mécanique qui est défini comme l'angle formé par l'axe "centre de la tête fémorale - centre du genou", d'une part, et l'axe "centre de la mortaise tibio-talienne - centre du genou", d'autre part. Cette valeur doit être normalement de 0 degré en cas d'alignement.

Les auteurs américains ont pris l'habitude de parler d'axe fémoro-tibial ou angle oméga de l'IKS et, par convention, ont attribué de façon systématique la valeur de 7 degrés de valgus en cas d'alignement et donc d'axe mécanique égal à 0.

Angle alpha : axe anatomique du fémur et la tangente aux condyles fémoraux. Il mesure l'implantation en valgus du bouclier fémoral.

Angle bêta : axe anatomique du tibia et la tangente au plateau tibial. Il mesure le degré de varus de la composante tibiale.

Angle oméga ou axe fémoro-tibial : alpha - bêta.

D'après Ewald, la position idéale pour l'implant fémoral correspond à un angle alpha de 97 à 98 degrés, et la position idéale de l'implant tibial correspond à un angle bêta de 90 degrés.

Calcul de la pente postérieure : elle est calculée sur l'incidence de profil. Elle est matérialisée par :

Angle sigma : axe mécanique du tibia et la tangente au plateau tibial.

Cette pente tibiale postérieure a une influence sur le degré de flexion des prothèses conservant le ligament croisé postérieur et facilite l'action des forces compressives au cours de la phase de flexion. Townley préconise une pente postérieure de 6 à 9 degrés et Down une pente de 5 degrés.

5 - Etude des liserés fémoraux, tibiaux et patellaires :

Les liserés correspondent à un élargissement de l'interface située entre l'implant et l'os en cas de fixation non cimentée ou au niveau des interfaces situées entre l'implant, le ciment et l'os en cas de fixation cimentée. Avant ce stade de liseré, une ligne réactive peut être visualisée, correspondant à une simple ostéo-condensation au contact de l'implant. Les modifications radiographiques de l'interface sont de toute première importance puisqu'elles permettent de diagnostiquer et de voir évoluer dans le temps la qualité de l'ostéo-apposition des implants non cimentés, et les descellements éventuels des implants cimentés (35).

Ces liserés ont été étudiés selon leur localisation et leur épaisseur d'après les critères de l'IKS (36).

L'épaisseur de ces liserés a été défini par cinq codes :

R : ligne réactive

1 : liseré de grade 1 < 1mm

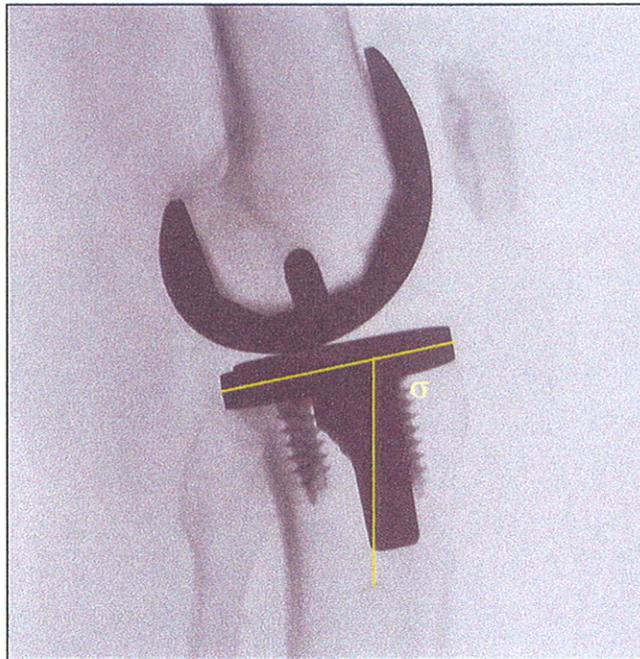
2 : liseré de grade 2 1-3mm

3 : liseré de grade 2 >3mm

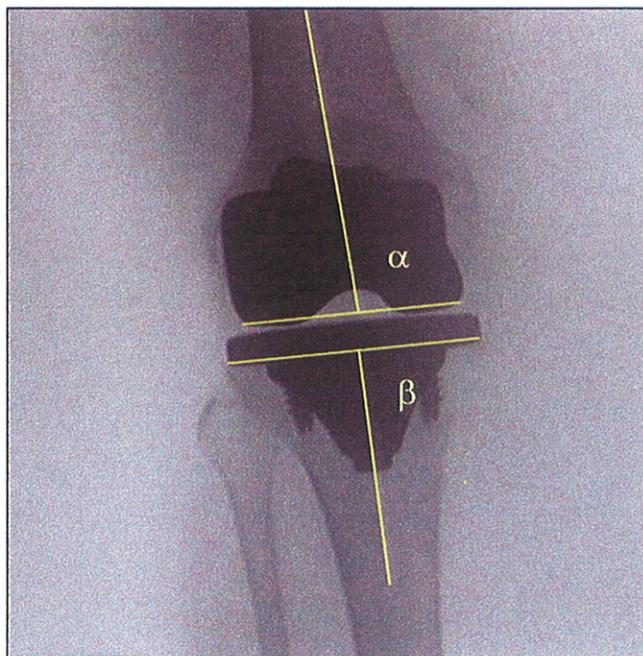
Y : ostéolyse.

Evaluation radiologique

Alignement des pièces fémorale et tibiale

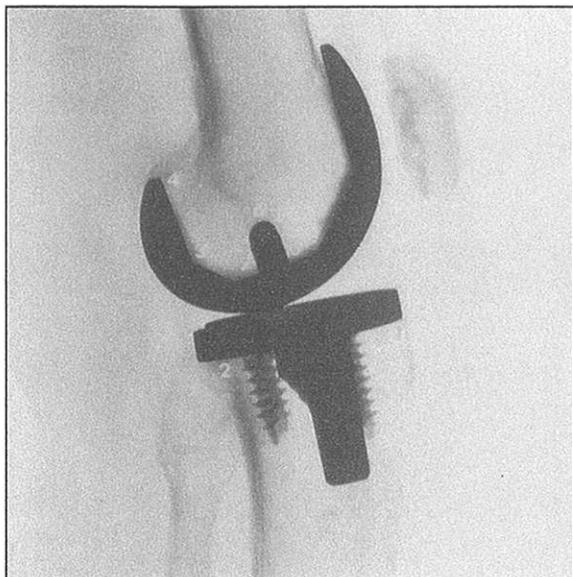


↑
Genou de profil

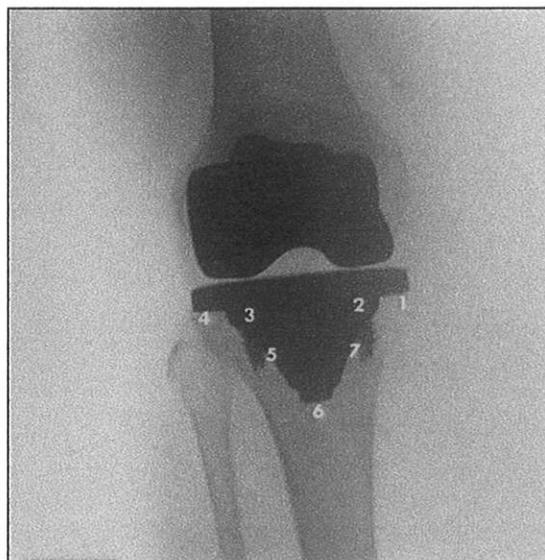


↑
Genou de face

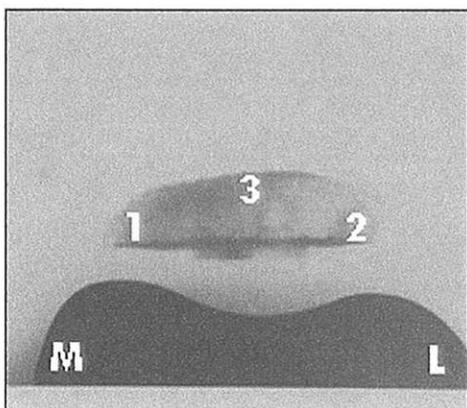
Topographie des liserés



← Genou de profil



Genou de face →



← Incidence fémoro-patellaire

6 - Evaluation opératoire :

Différents critères ont été colligés :

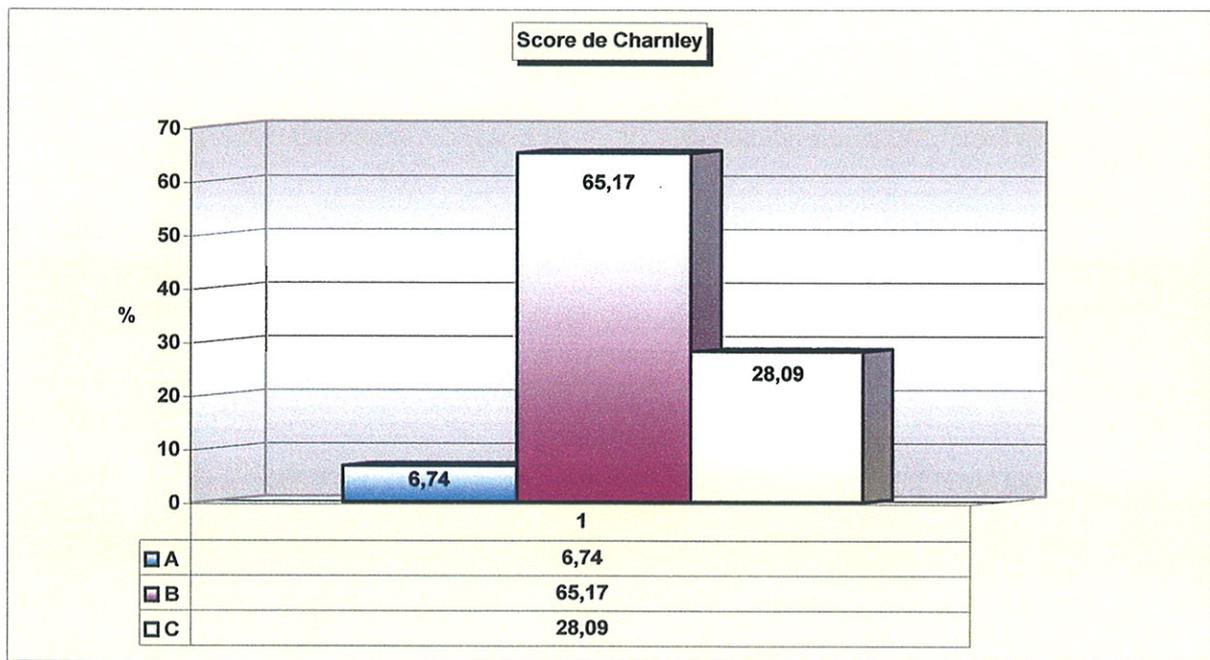
- des éléments du compte-opératoire,
- les caractéristiques des implants,
- les conditions de séjour et de sortie.

L'ensemble des données a été traité et analysé grâce au logiciel Orthowave de suivi clinique des prothèses de genou, qui comprend deux modules : le module Knee Platform pour le recueil des données et le module Statwave pour l'analyse statistique.

7 - Présentation des résultats :

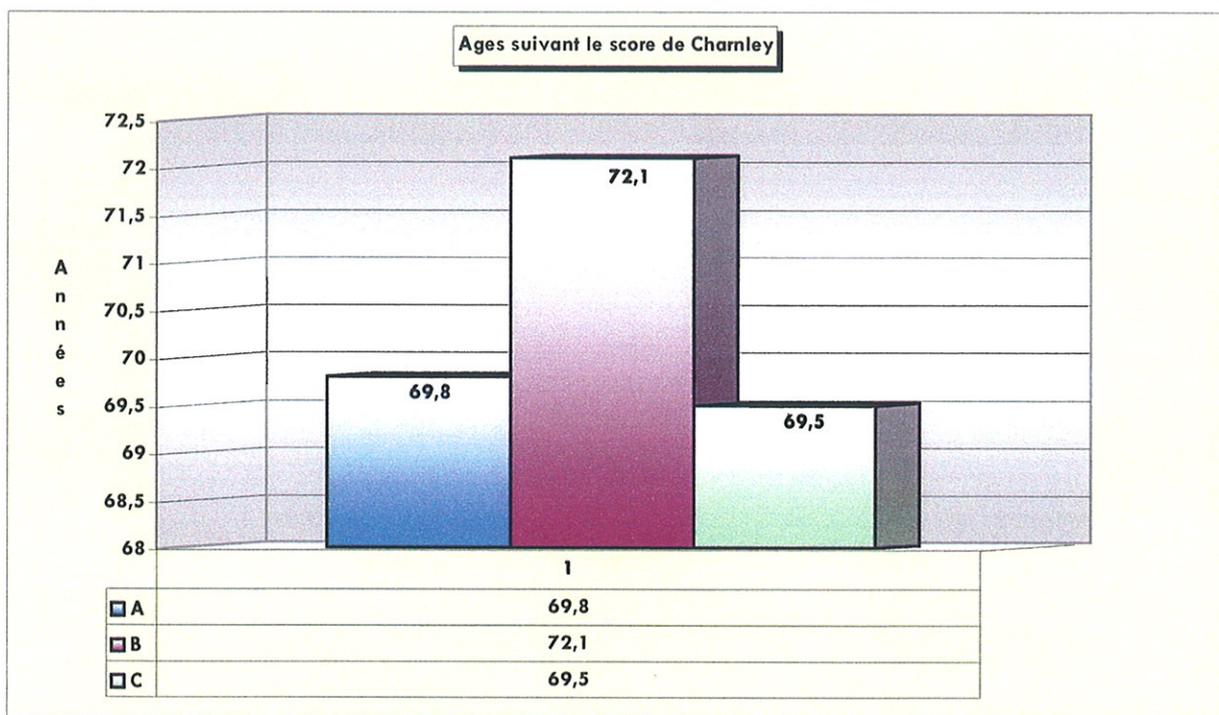
7.1 - Classification de Charnley

Chaque patient est donc classé préalablement dans l'une des trois catégories de la classification de Charnley : la classe B est prédominante avec 65,17 % ; cette catégorie correspond à un genou controlatéral pathologique ou opéré avec un résultat médiocre. Elle est suivie par la catégorie C (28,1 %) qui représente les patients avec une tare médicale ou une pathologie polyarticulaire. Seulement 6,7 % des patients ont un genou pathologique isolé.



Le graphique suivant représente les moyennes d'âge des patients selon le score de Charnley : la moyenne la plus élevée (72,1 ans) se situe dans la catégorie B ; paradoxalement, les

moyennes des catégories extrêmes sont presque identiques avec 69,8 ans pour la catégorie A et 69,5 ans pour la catégorie C.



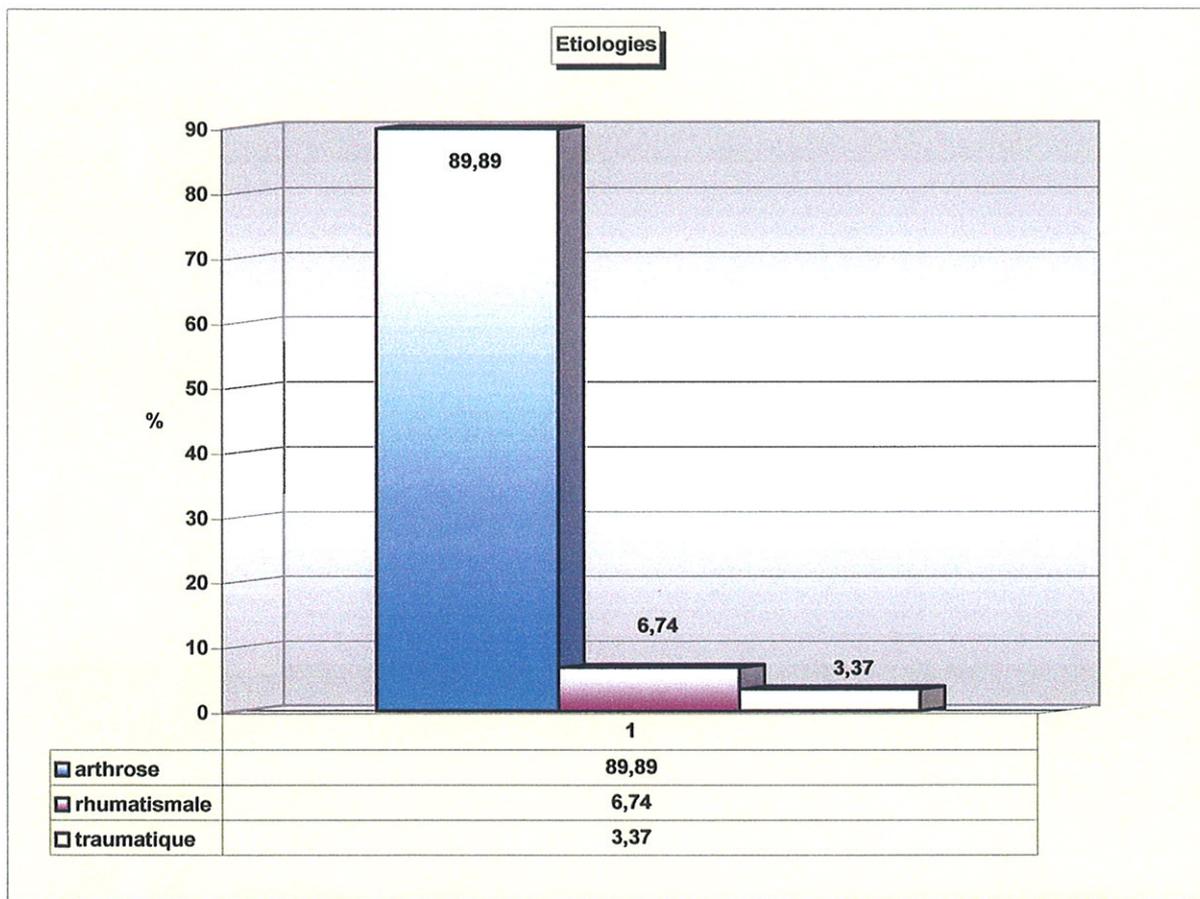
7.2 - Antécédents chirurgicaux des patients :

- 68 genoux (76,4 %) sont vierges de toute intervention chirurgicale ;
- 21 genoux (23,6 %) ont déjà bénéficié d'une chirurgie :
 - 20 ostéotomies de valgisation ;
 - 1 arthroscopie pour ménisectomie ;
- 10 patients (11,2 %) présentent une coxarthrose diagnostiquée et documentée, dont 5 opérés d'une arthroplastie totale de la hanche ;
- 26 patients (29,2 %) présentent une gonarthrose controlatérale non opérée.

7.3 - Etiologies :

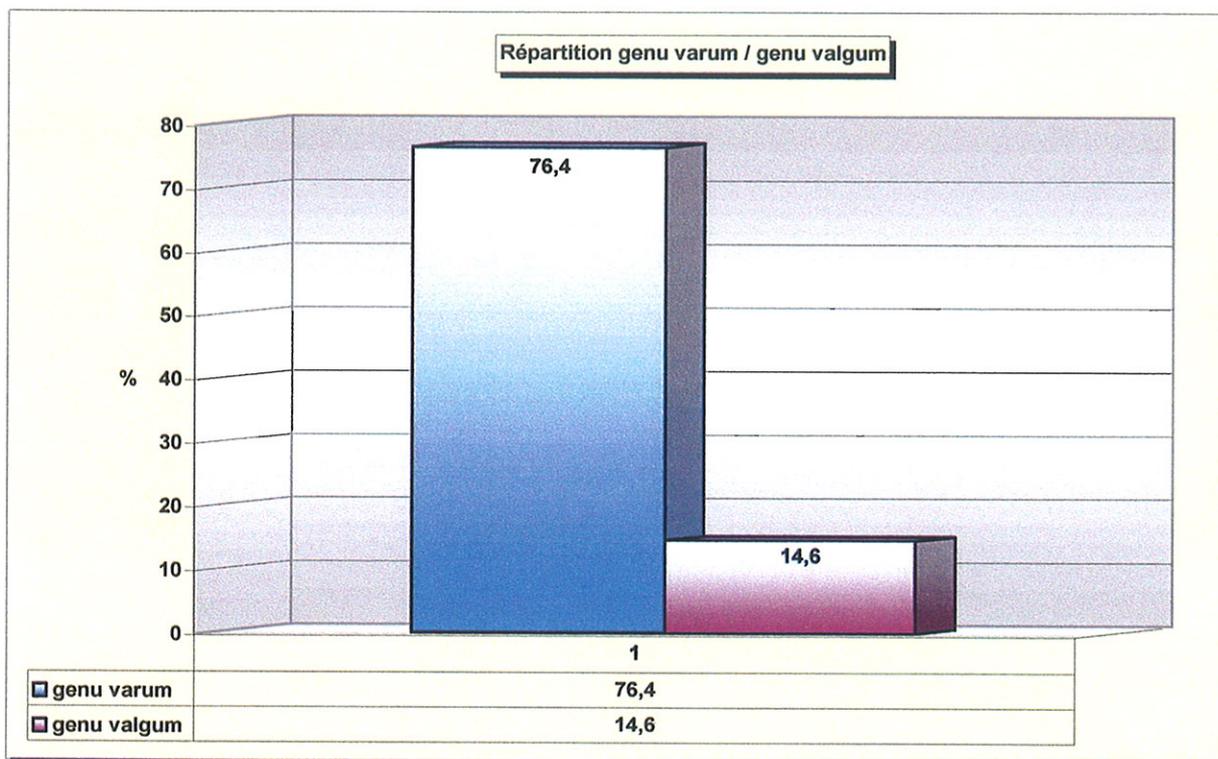
La détérioration du genou est due essentiellement à l'arthrose tricompartmentale primitive (89,9 % des cas), puis la polyarthrite rhumatoïde

dans 6,7 % des cas. Parmi les étiologies plus rares figurent une séquelle d'une rupture du ligament croisé antérieur, une fracture du plateau tibial, et une ostéonécrose du plateau tibial interne.



Parmi les gonarthroses primitives, il existe une déviation en genu varum dans 76,4 % des cas (68 genoux) et

en genu valgum dans 14,6 % des cas (13 genoux).



7.4 - L'intervention chirurgicale :

La totalité des interventions comporte les caractéristiques suivantes :

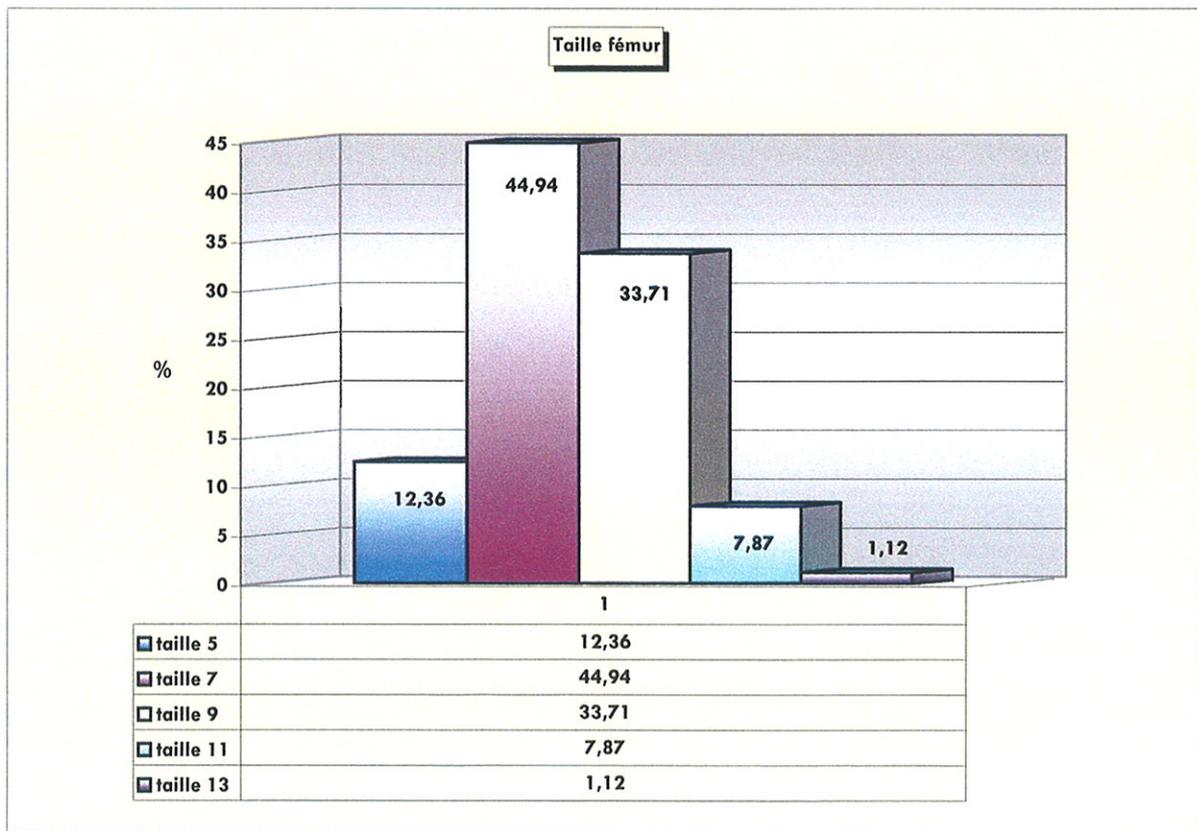
- chirurgie sans garrot pneumatique ;
- abord parapatellaire médial ;
- exérèse à minima du ligament adipeux infra-patellaire ;
- section systématique du rétinaculum patellaire latéral ;
- exérèse du ligament croisé antérieur et conservation du ligament croisé postérieur ;
- resurfaçage systématique de la patella ;
- impaction de l'implant tibial (revêtement microbillé) en compression grâce à quatre vis ;

- scellement au ciment Palacos Genta^R du médaillon patellaire et de l'implant fémoral, à l'exception d'un implant fémoral (revêtement microbillé) implanté sans ciment ;
- fermeture sur trois drains aspiratifs sans suture du rétinaculum patellaire latéral.

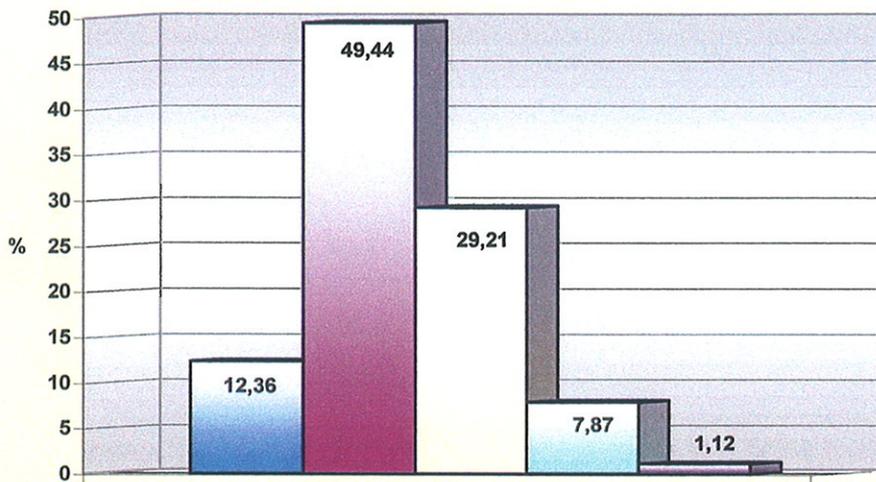
Les tailles des différents implants utilisés figurent dans les tableaux suivants.

La taille n° 7 et l'épaisseur 8 mm sont les plus utilisées.

Les tailles des différents implants ne sont pas corrélées de part la possibilité d'adapter des implants de tailles différentes.

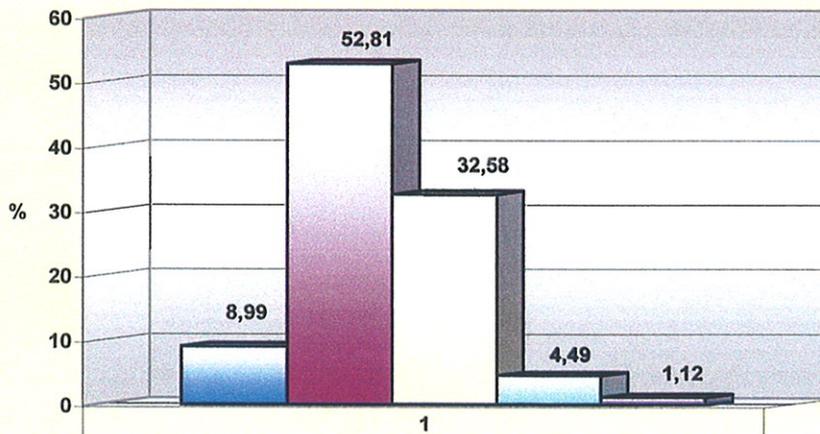


Taille tibia

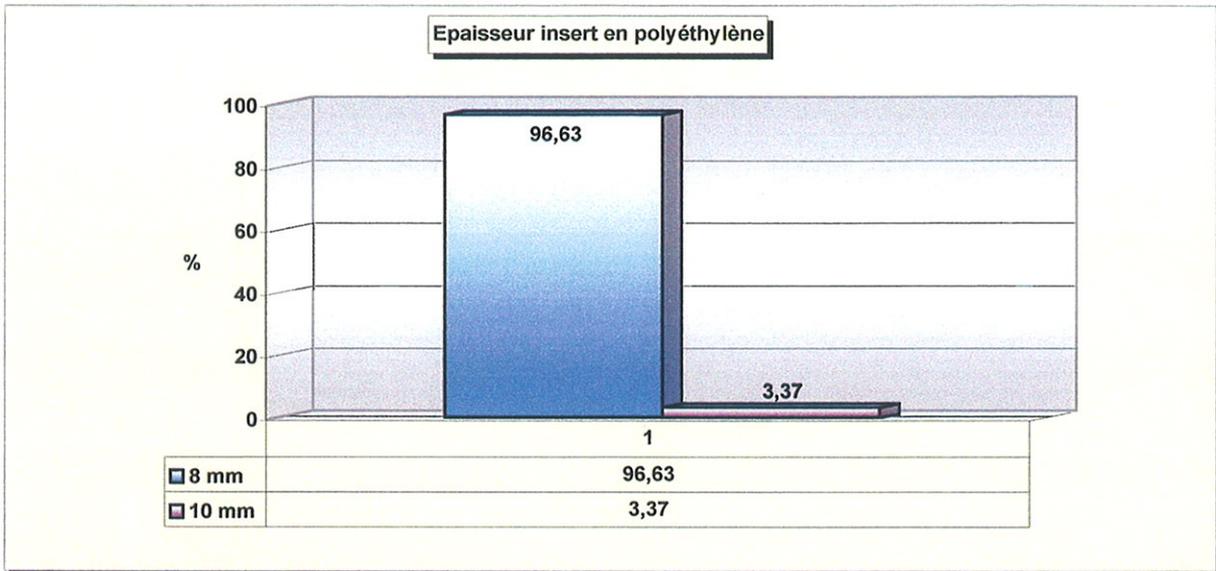


	1
■ taille 5	12,36
■ taille 7	49,44
■ taille 9	29,21
■ taille 11	7,87
■ taille 13	1,12

Taille patella



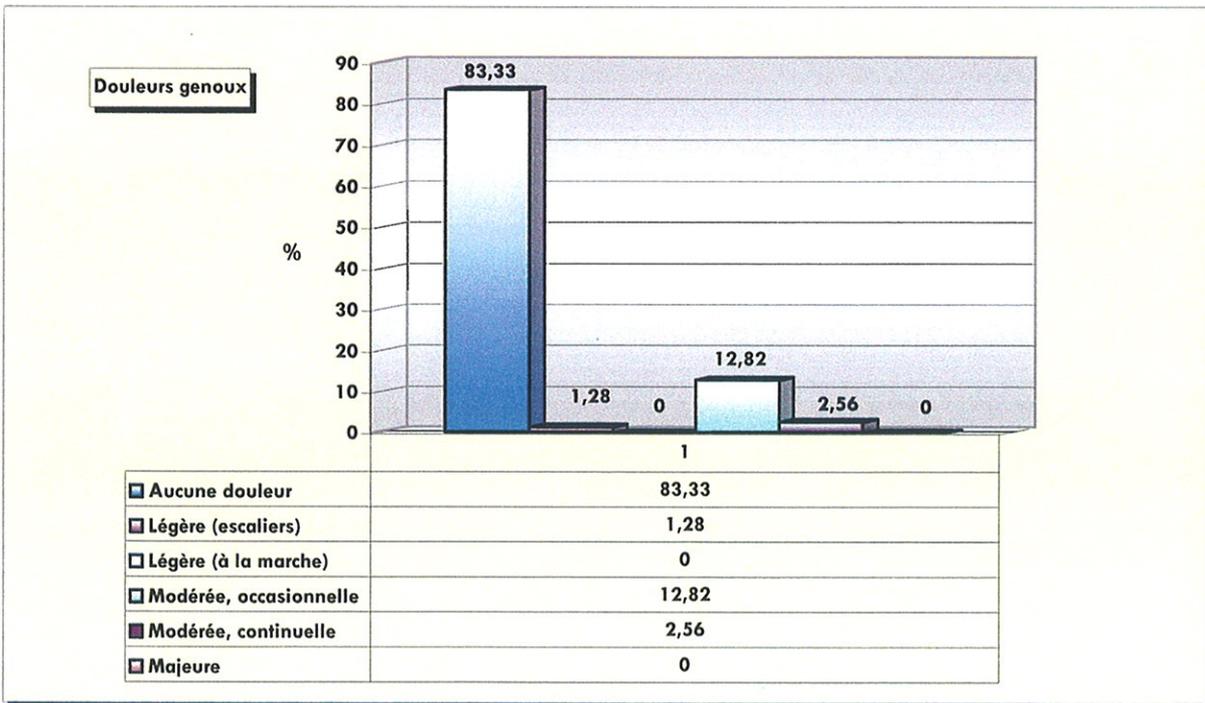
	1
■ taille 5	8,99
■ taille 7	52,81
■ taille 9	32,58
■ taille 11	4,49
■ taille 13	1,12



7.5 - Résultats cliniques :

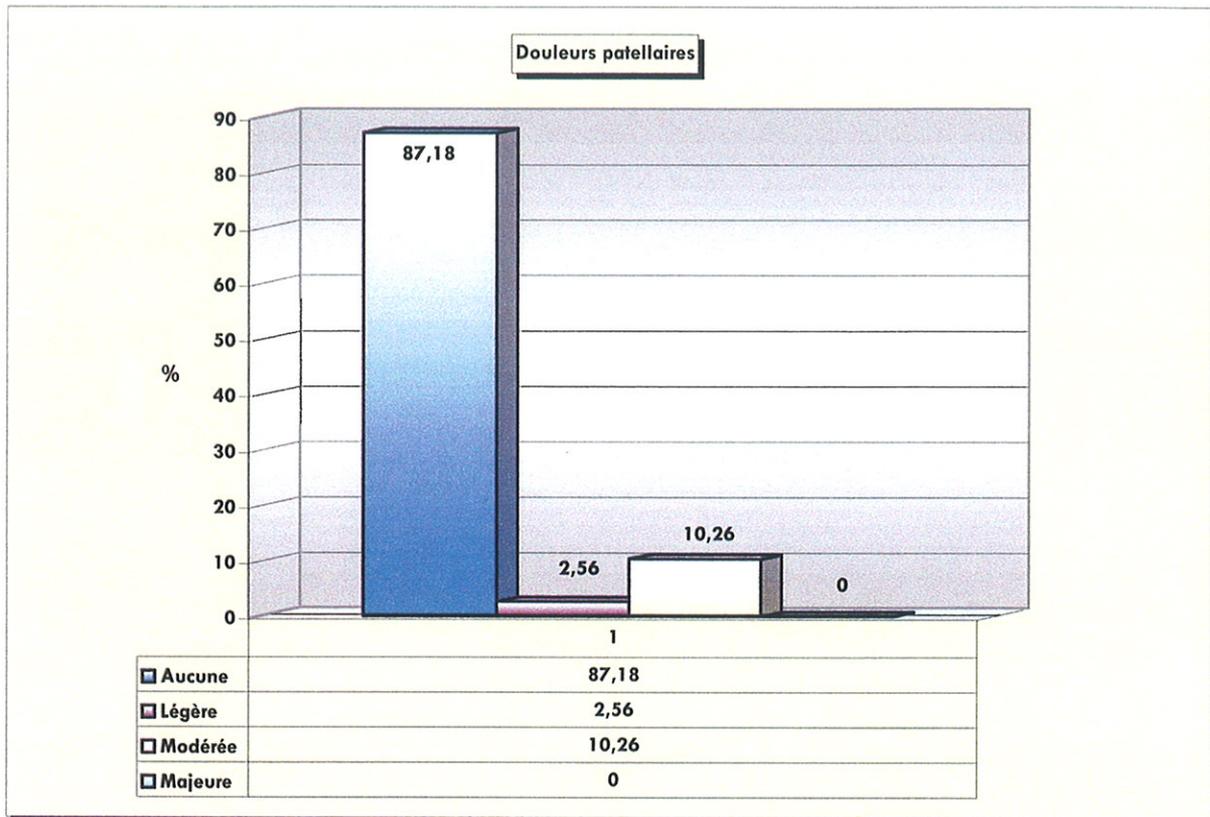
La douleur globale, souvent majeure avant l'intervention, est absente totalement dans 83,3 % des cas.

7.5.1 – La douleur



87,2 % des patients ne présentent aucune douleur patellaire et

10,2 % des douleurs modérées.



Aucun patient ne présente un syndrome douloureux postérieur pouvant se rencontrer spécifiquement dans

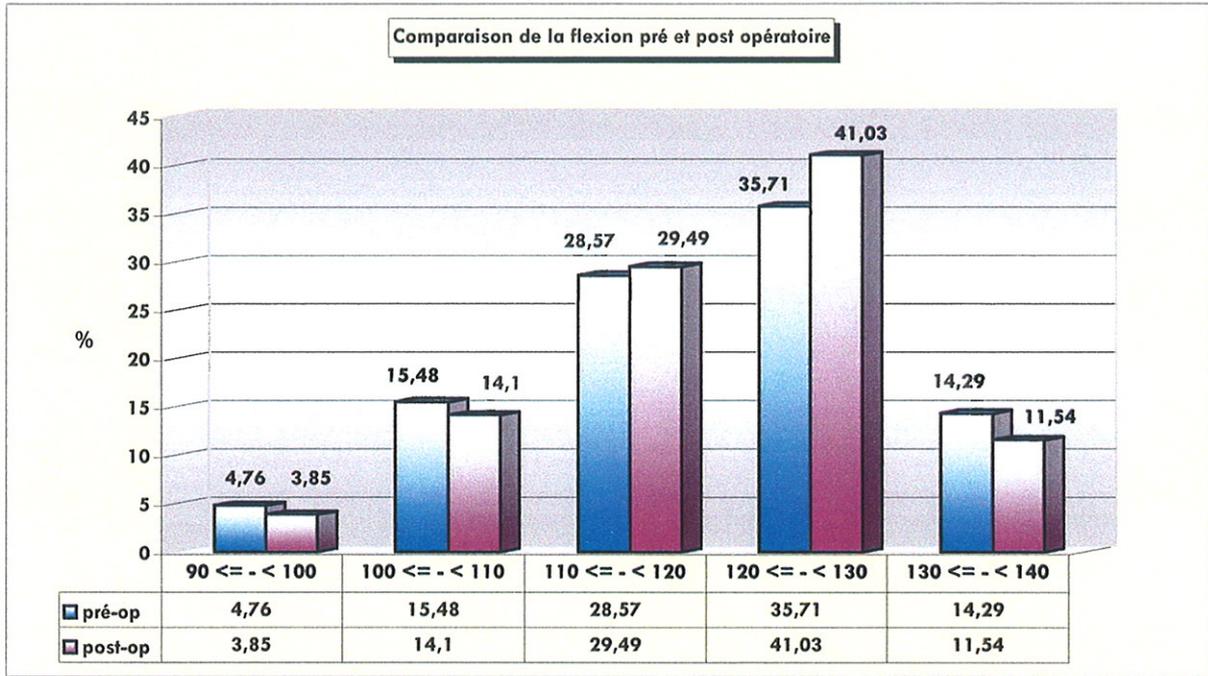
les arthroplasties totales du genou à ligament croisé postérieur conservé (37).

7.5.2 – La mobilité

7.5.2.1 - La flexion

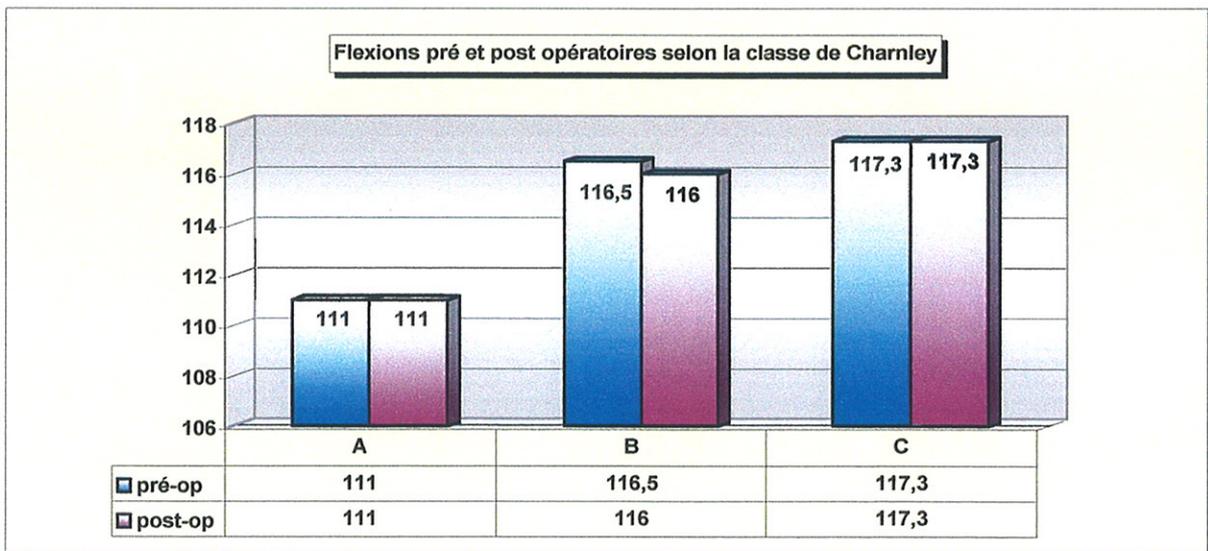
Les flexions moyennes pré et post-opératoires sont équivalentes avec des valeurs respectives de 114,8° et

115,2°. Le tableau suivant met en évidence que les genoux qui fléchissent le plus en pré-opératoire sont ceux dont la flexion est la plus importante lors de la revue. D'autre part, aucun genou a une flexion inférieure à 90°.



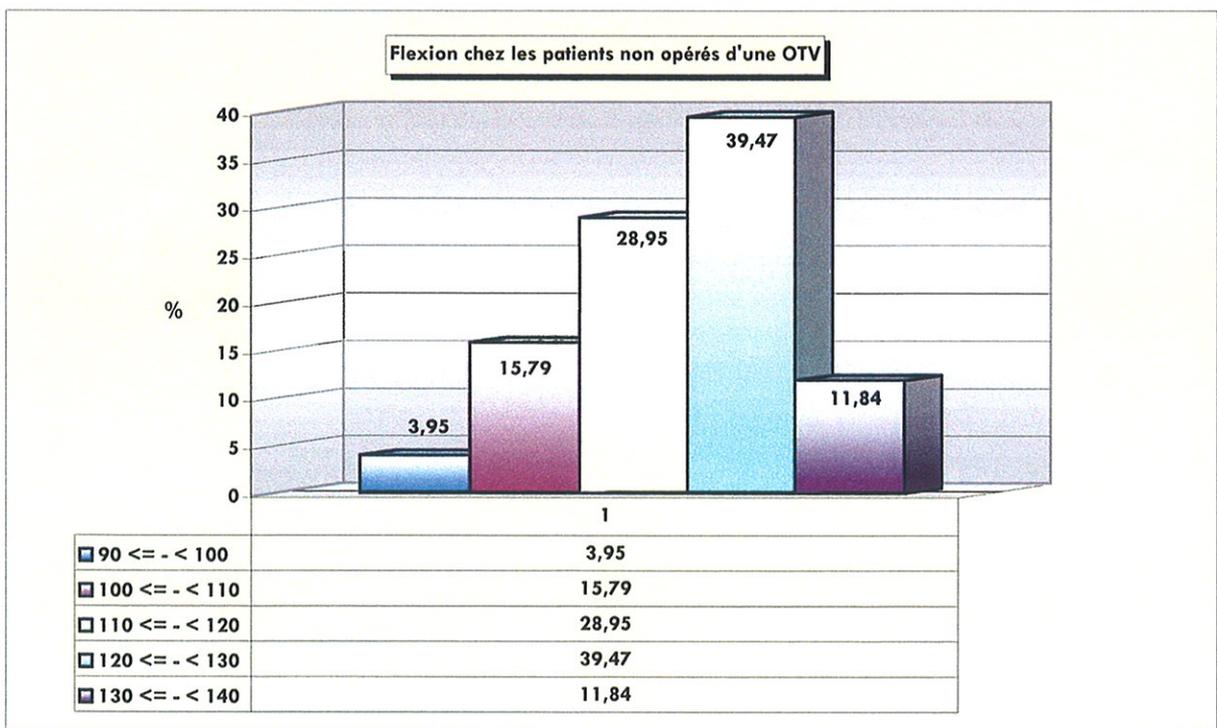
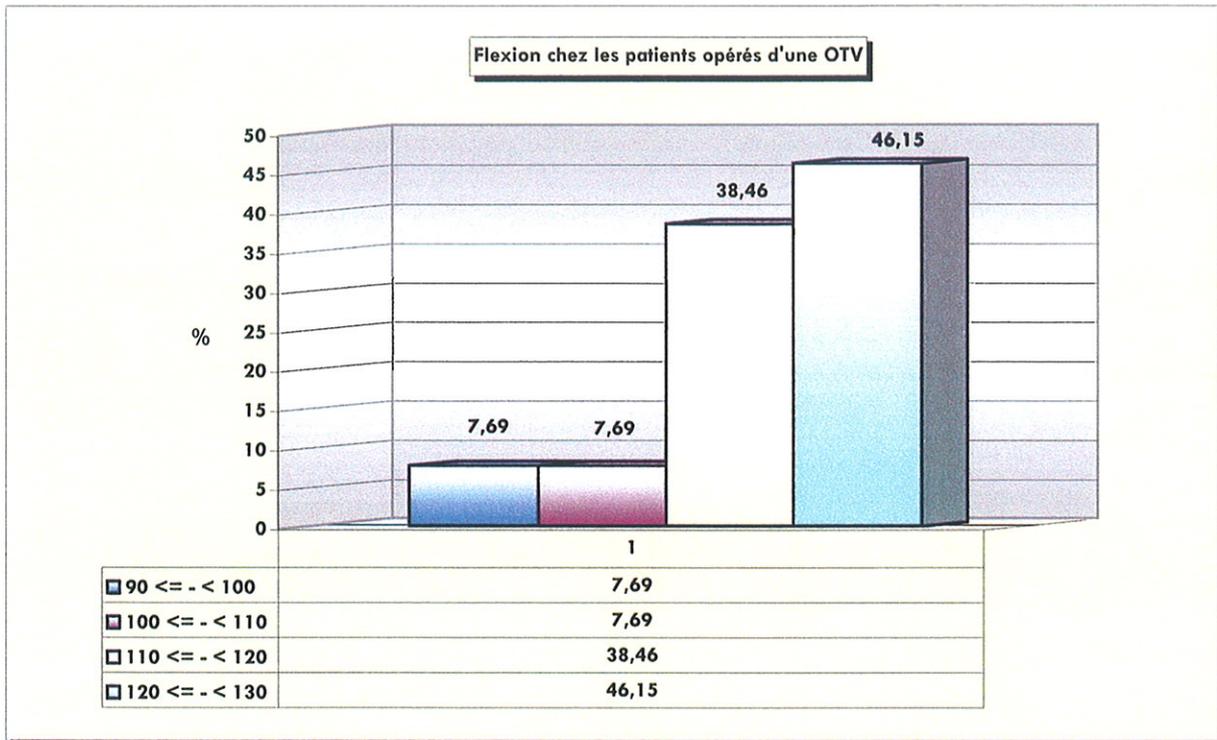
En corrélant les flexions pré et post-opératoires avec le score de Charnley, nous constatons que les valeurs comprises entre 111° et 117°

sont donc homogènes et excellentes, mais étonnamment, ces valeurs progressent parallèlement aux classes de Charnley.



Les patients qui ont bénéficié d'une ostéotomie tibiale de valgisation (OTV) avant l'arthroplastie ont une

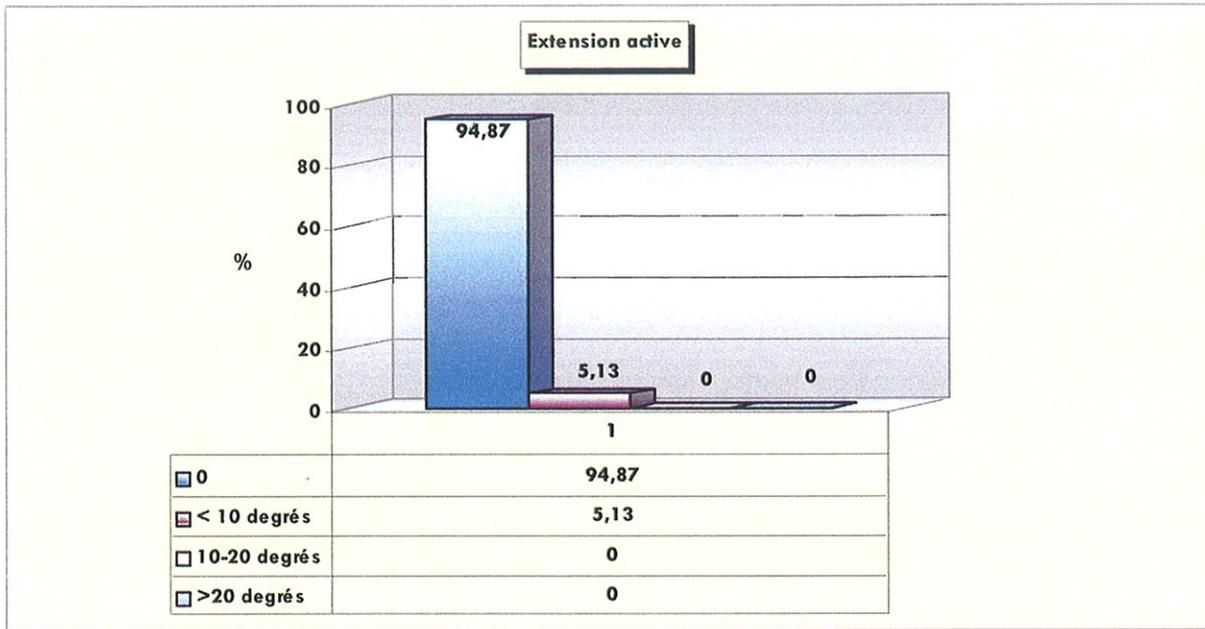
flexion moyenne comparable aux genoux vierges, mais la flexion de ces genoux ne dépasse jamais 130°.



7.5.2.2 – Le déficit d'extension actif

Il permet d'apprécier la qualité du verrouillage quadricipital.

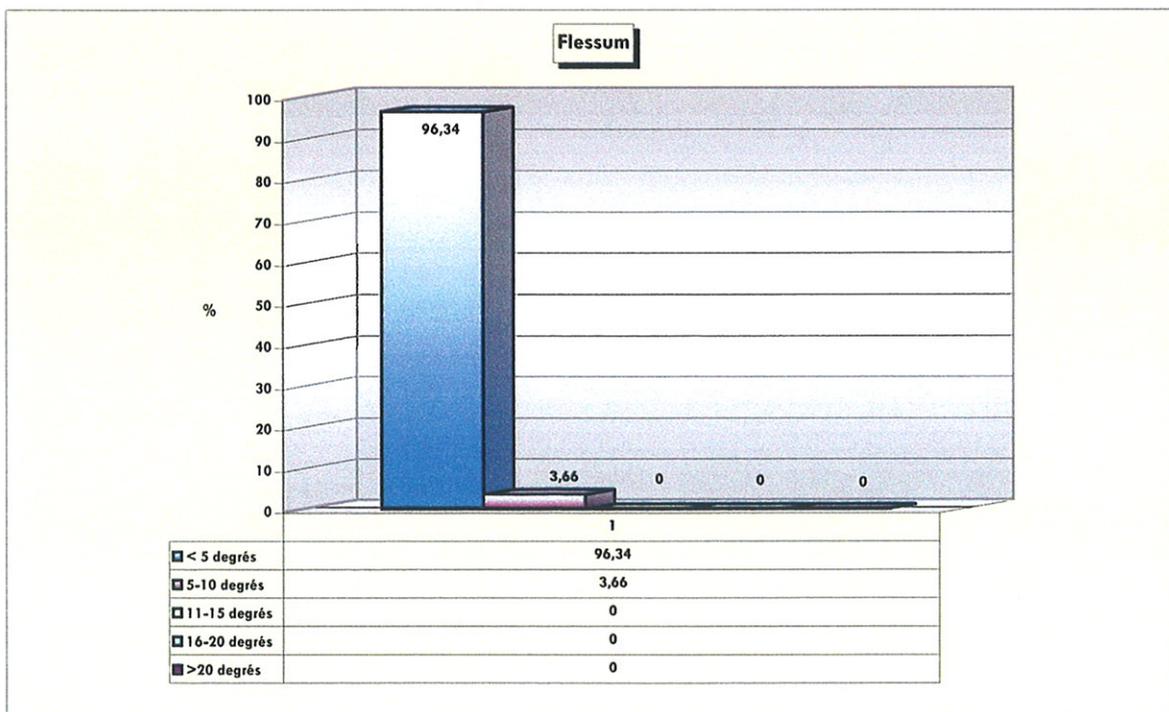
94,9 % des genoux ne présentent aucun déficit d'extension et seulement 5,1% ont un déficit ne dépassant pas 10 degrés.



7.5.2.3 – Le flessum

Le résultat est aussi très satisfaisant avec un flessum ne dépassant pas

5 degrés pour 96,3 % des genoux.



7.5.3 – La stabilité

Cliniquement, La stabilité antéro-postérieure est excellente avec une valeur inférieure à 5 degrés pour la totalité des genoux examinés, dont une vingtaine testée sur un arthromètre type KT 1000. Malheureusement, des clichés dynamiques en tiroir postérieur n'ont pu être obtenu lors de la révision pour corroborer ces résultats cliniques.

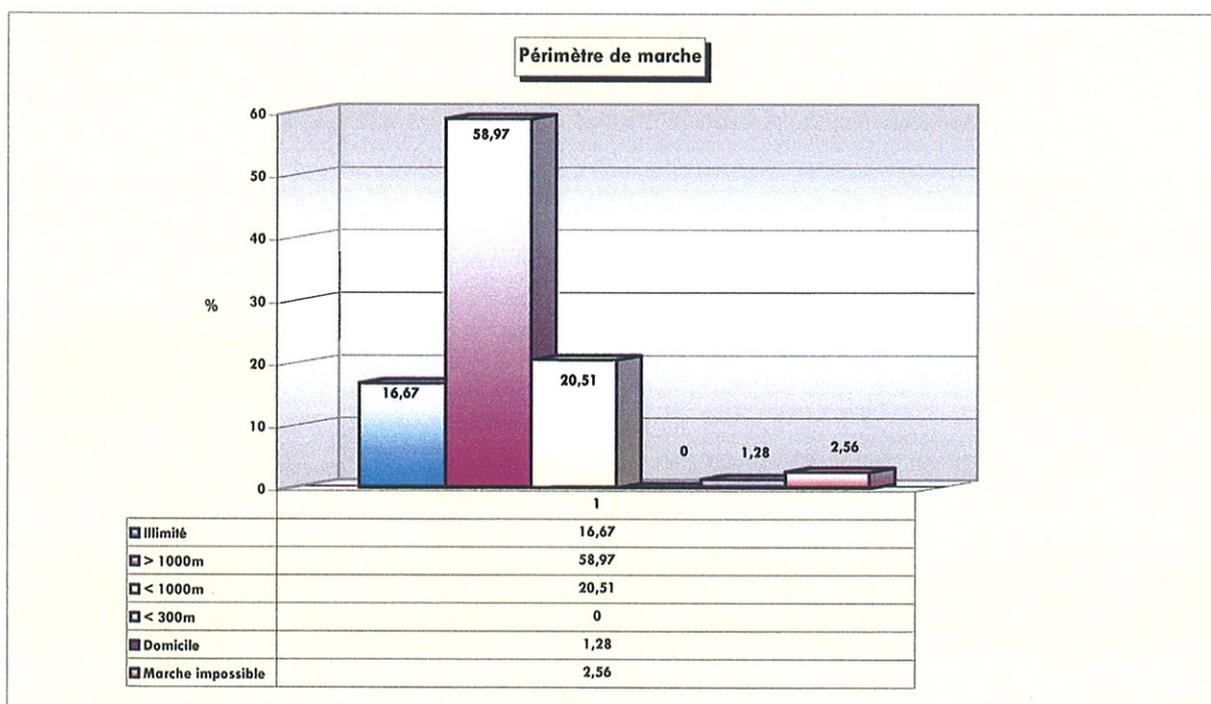
Par ailleurs, aucun patient ne présente une instabilité antéro-postérieure en particulier lors de la descente des escaliers.

Il n'existe aucune laxité frontale supérieure à 5 degrés.

7.6 - Les résultats fonctionnels

7.6.1 - Le périmètre de marche

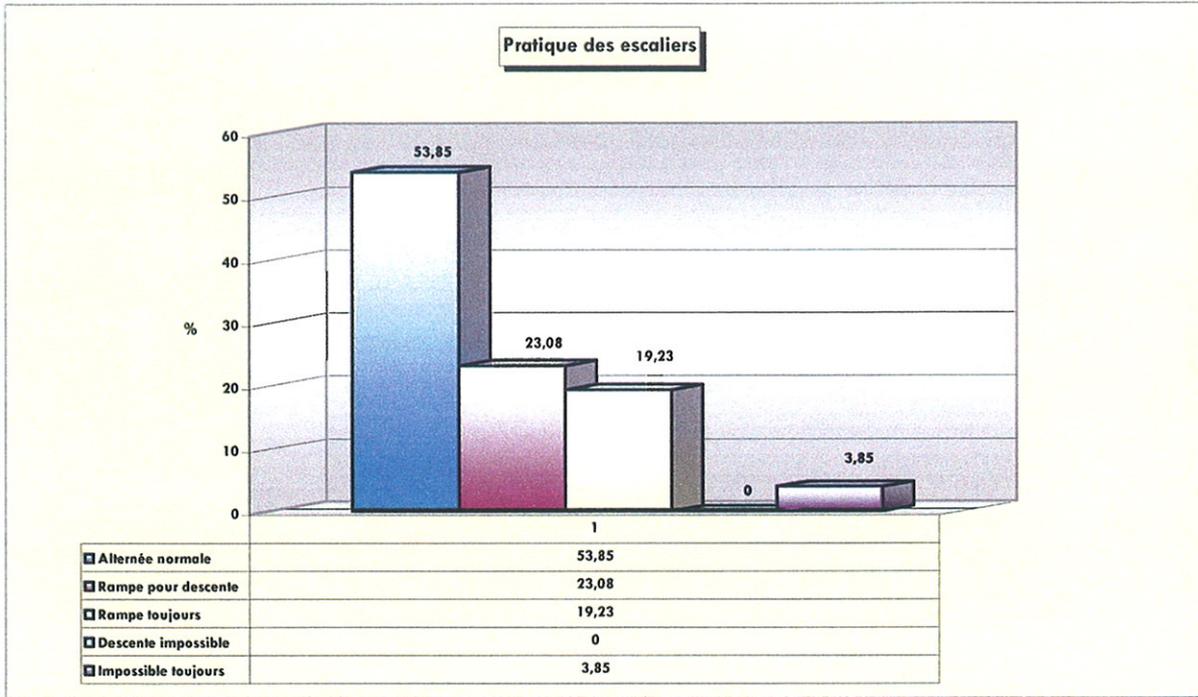
Plus de 75 % des patients ont un périmètre de marche supérieur à 1 km. Les 4 % de patients présentant un périmètre limité au domicile, ou ne pouvant pas se déplacer, sont des personnes ayant d'autres pathologies dégénératives et invalidantes (en particulier : gonarthrose controlatérale et coxarthrose).



7.6.2 - La pratique des escaliers

Elle reflète la fonction globale du genou car elle nécessite une bonne mobilité du genou, une indolence patel-

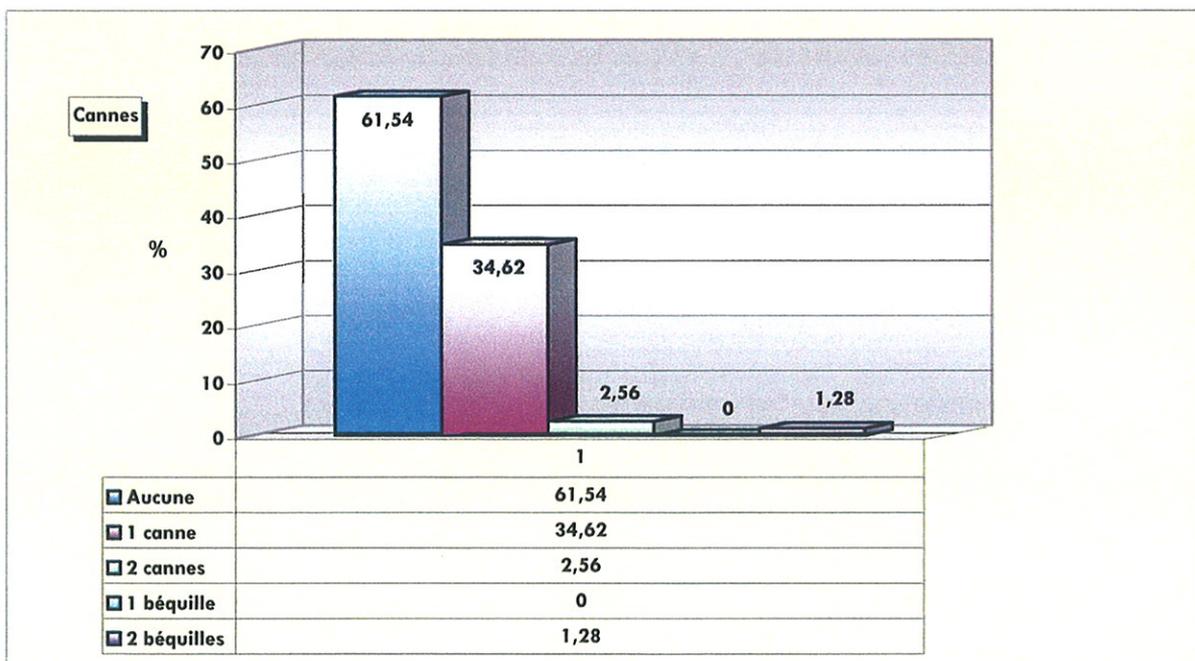
laire, ainsi qu'une stabilité satisfaisante. 96 % des patients utilisent les escaliers normalement ou avec une rampe.



7.6.3 - L'utilisation des cannes

L'aide à la marche est inutile dans 61,5% des cas et une canne est néces-

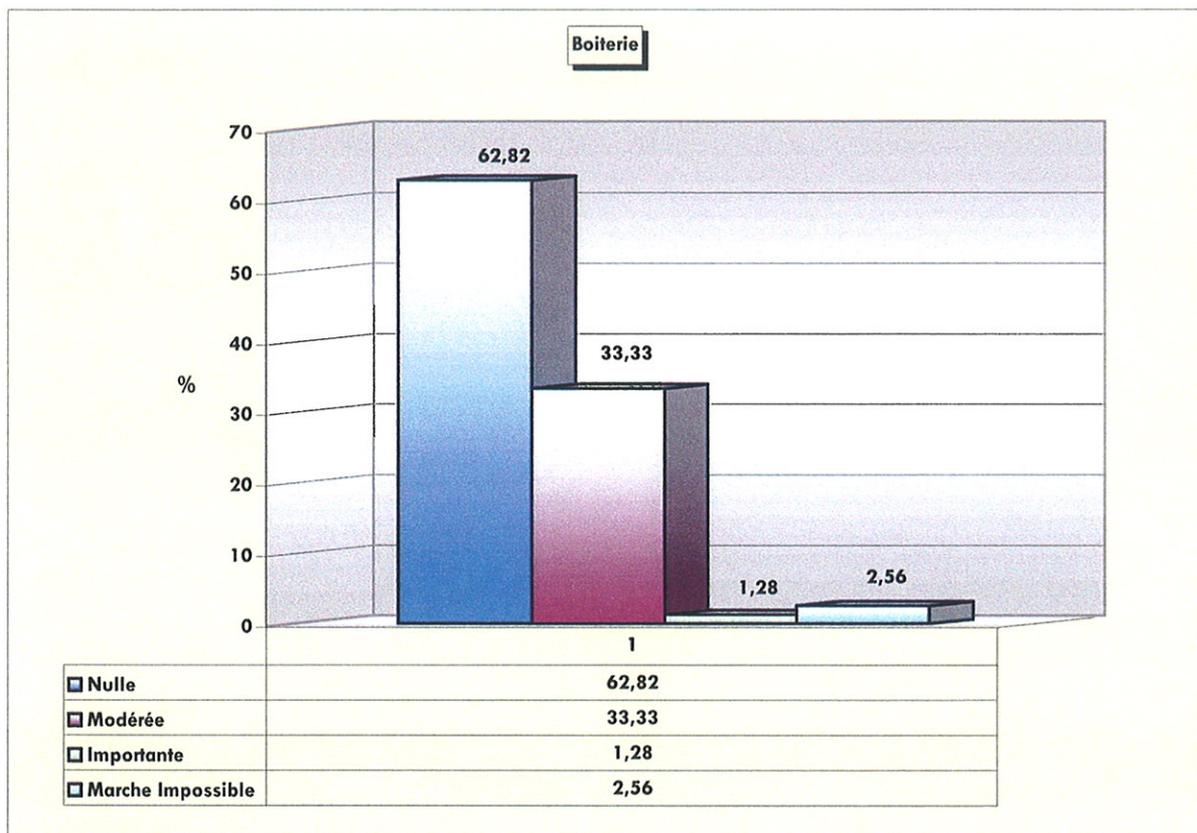
saire dans 34,6 % des cas.



7.6.4 - La boiterie

Paramètre important car reflétant la douleur globale, associée ou

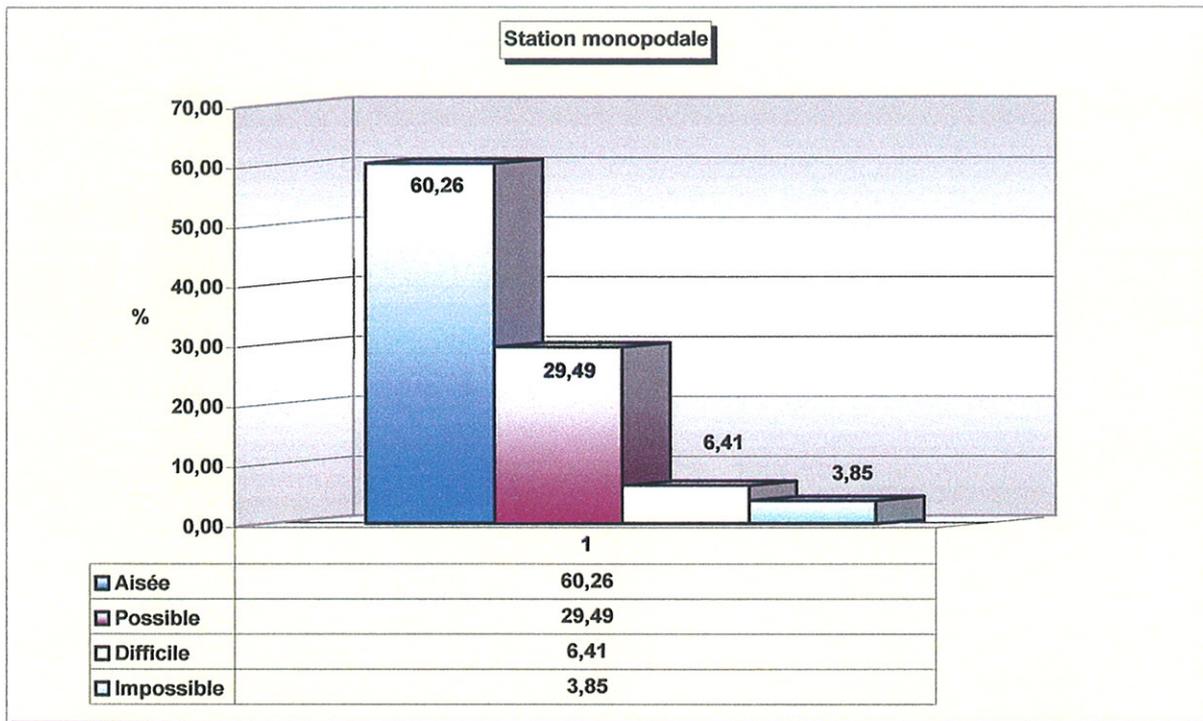
non à l'instabilité. Dans la série, 62,8 % des patients ne boitent plus et 33 % présentent encore une boiterie modérée.



7.6.5 - La stabilité monopodale

Elle exige une bonne stabilité de genou, ainsi qu'un appareil extenseur

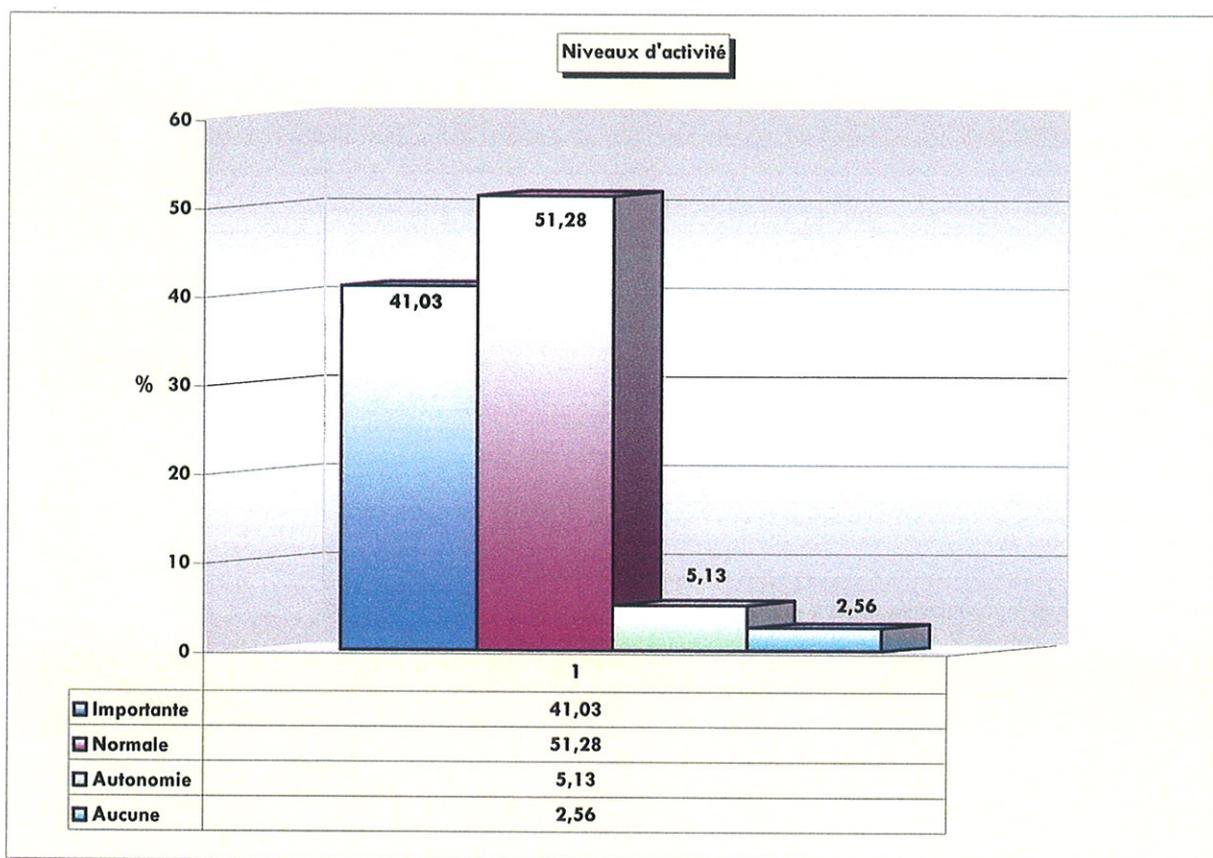
efficace et indolore. Près de 90 % des patients peuvent rester sans difficulté en appui monopodal sur leur membre inférieur opéré.



7.6.6 – L'activité

Elle exprime d'une façon plus globale les différents paramètres étudiés précédemment. Elle est difficile à quantifier par

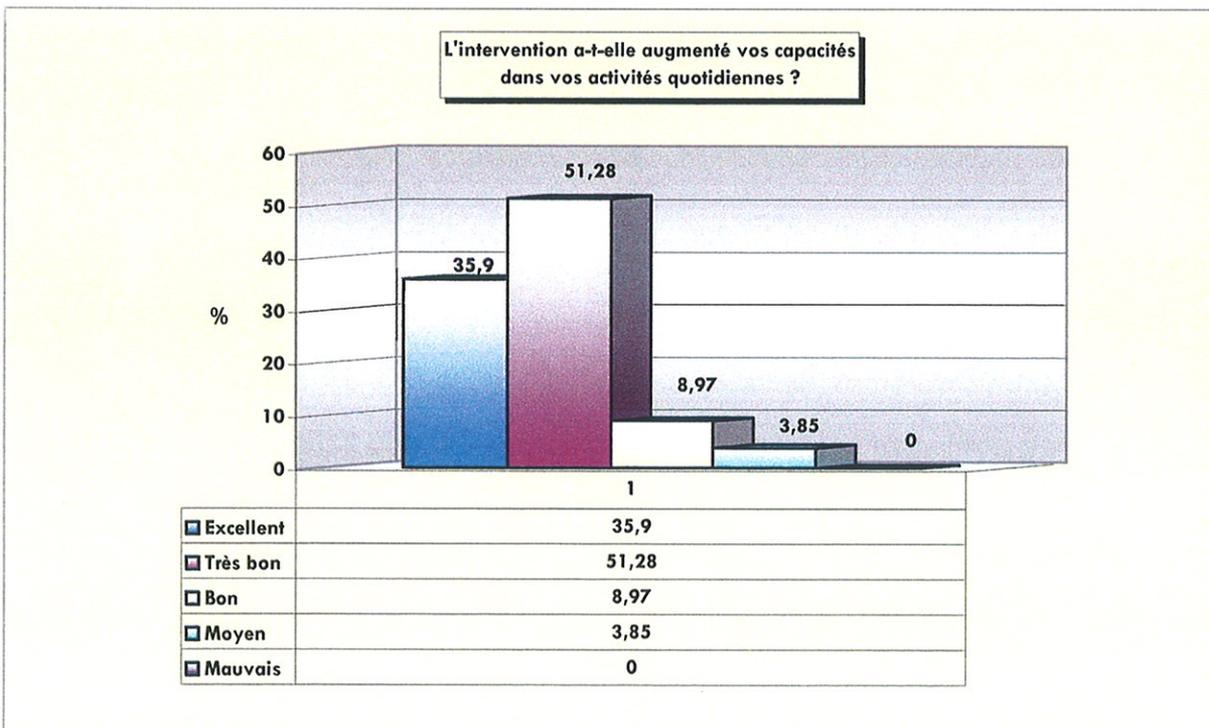
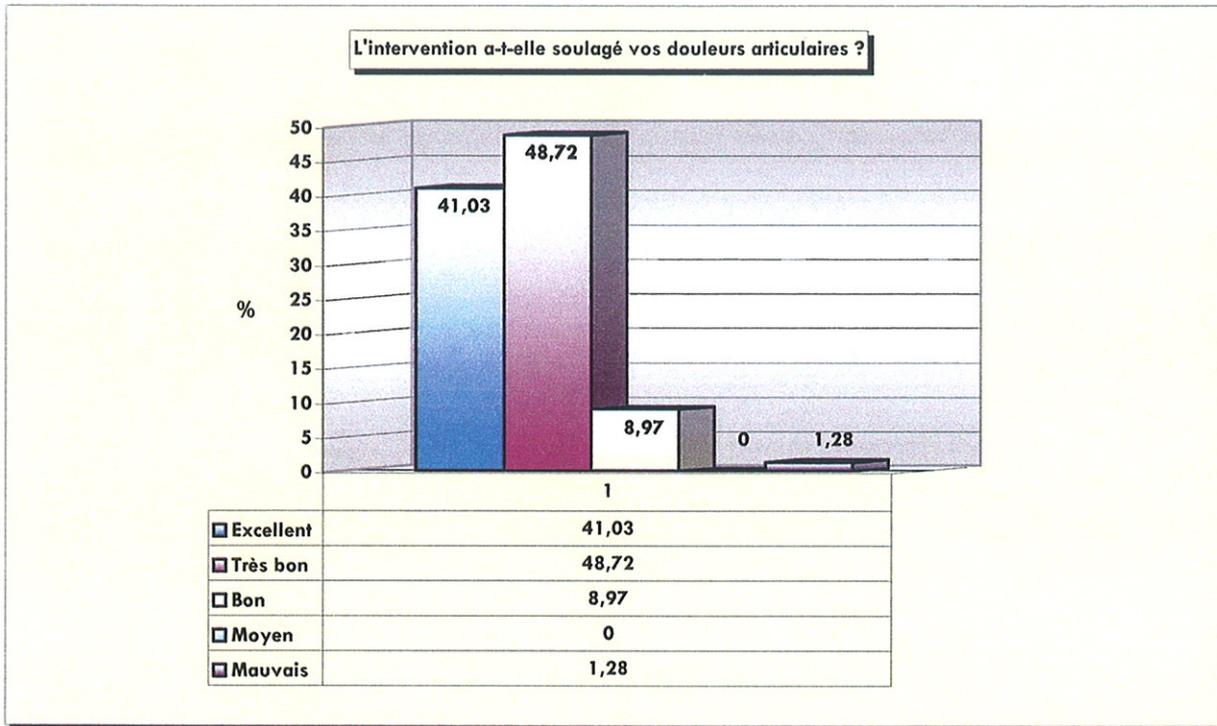
l'évaluateur en raison de son caractère subjectif et de sa dépendance de l'état général des patients. Plus de 92 % des patients ont la possibilité d'avoir des activités normales ou considérées importantes selon leur état clinique.



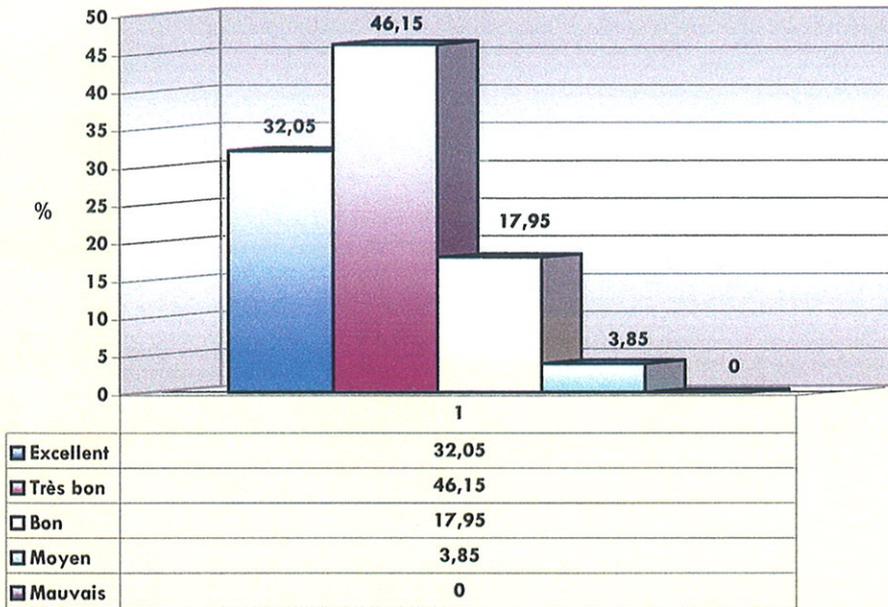
7.7 - Les résultats subjectifs

Les quatre tableaux suivants expriment un indice de satisfaction global à partir de quatre questions

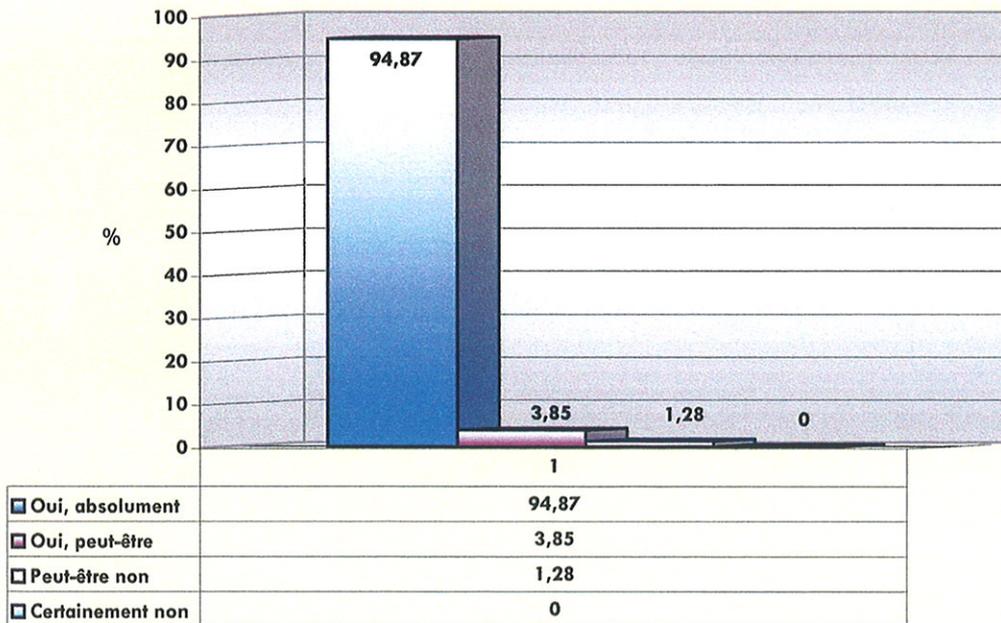
posées à chaque patient. 85 à 90 % des patients sont satisfaits de l'intervention et de ses bénéfices apportés.



L'intervention vous permet-elle d'avoir des activités normales ?



Souhaiteriez-vous la même intervention ?

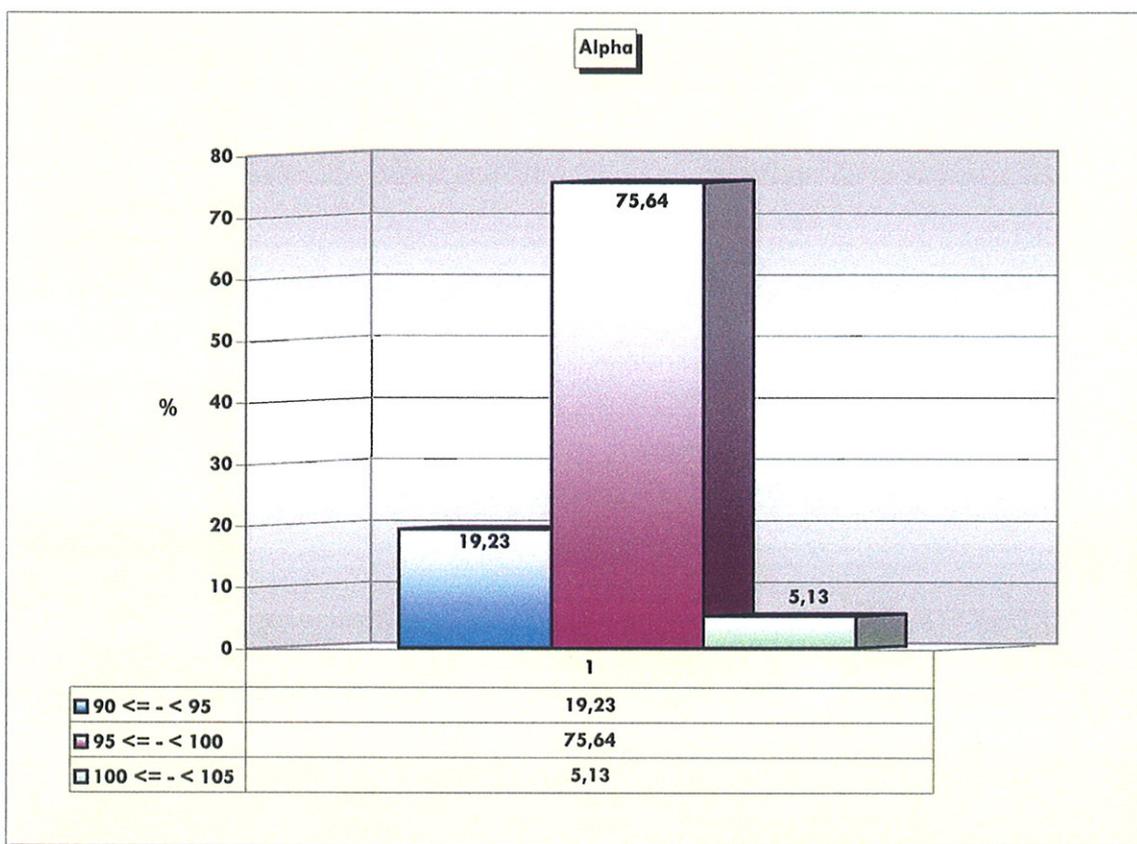


7.8 - Résultats radiographiques

7.8.1 - Position de l'implant fémoral

De face, l'angle alpha, qui mesure la position en valgus de l'implant fémoral, est en moyenne de 96,4 degrés (90° - 102°). Cette coupe fémorale doit être impérativement perpendiculaire à

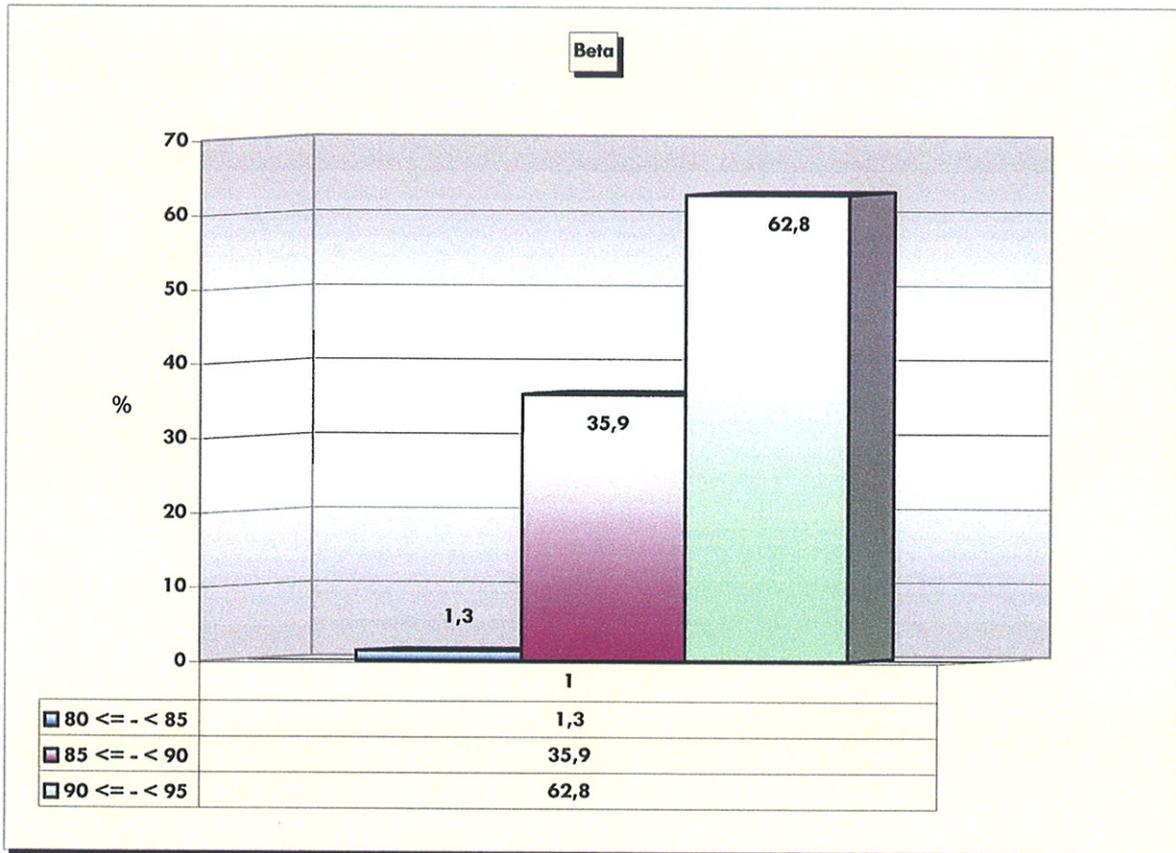
l'axe mécanique du fémur. Pour Ewald, la position idéale de l'implant fémoral doit être de 97° à 98° : sur une série de 124 prothèses Kinématique, il obtient un angle alpha de 96°. Dans notre série, 75,6 % des genoux ont un angle alpha compris entre 95° et 100°.



7.8.2 - Position de l'implant tibial

Elle est donnée dans le plan frontal par l'angle bêta. La valeur moyenne est de 89,3°, similaire à la valeur de

88° retrouvée dans la série de prothèses Kinematic d'Ewald. Celui-ci pense que la valeur idéale est de 90°. Dans notre série, 98,7 % des genoux ont un angle bêta proche de 90°.



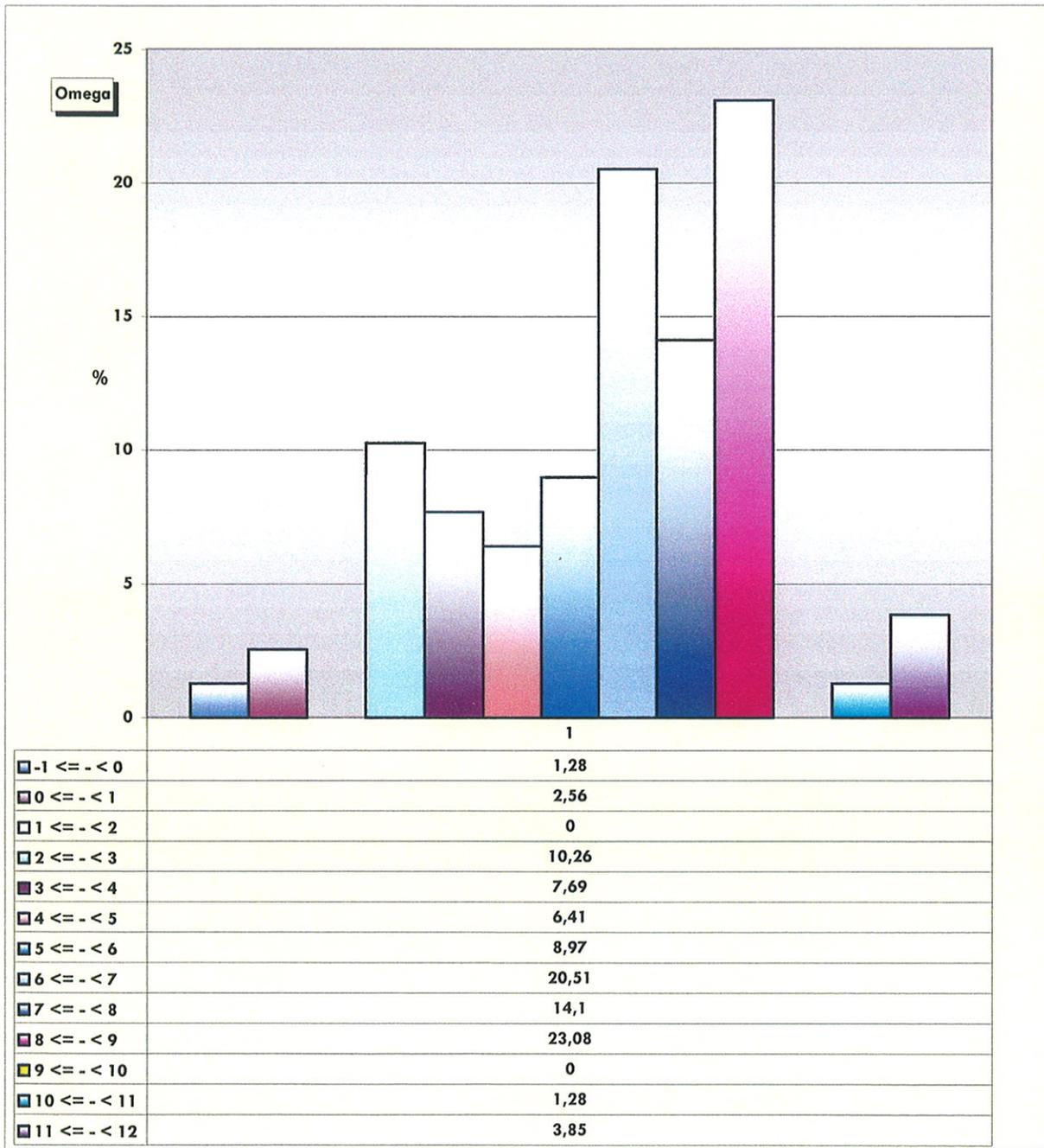
7.8.3 - L'alignement

Il est représenté par l'angle oméga (alpha-bêta) ou axe fémoro-tibial.

Dans notre série, sa valeur moyenne est de $5,8^\circ$ de valgus, qui est concordante avec les idées de Ritter

(38) qui préconise un alignement en léger valgum pour une survie à long terme de l'arthroplastie.

Le tableau ci-dessous indique que seulement 3,8 % des genoux ont une valeur comprise entre -1° de varus et 2° de valgus.



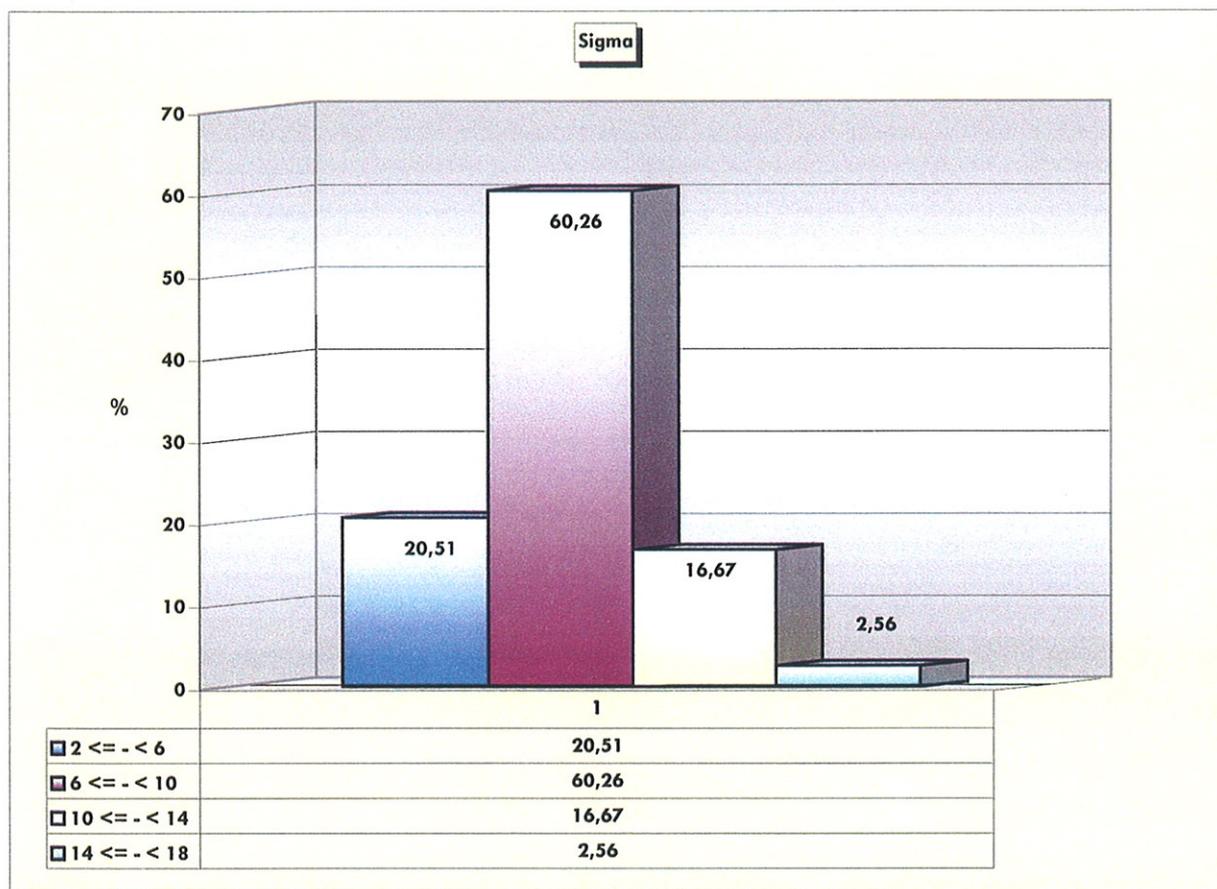
7.8.4 - La pente postérieure

Elle désigne l'inclinaison des plateaux tibiaux dans le plan sagittal.

Dans les prothèses de genoux à ligament croisé postérieur conservé,

elle doit être conservée pour permettre le respect de l'isométrie et la tension optimale du ligament croisé postérieur (37,39).

Sa valeur moyenne est de 7,2° (2° à 15°) dans notre série.

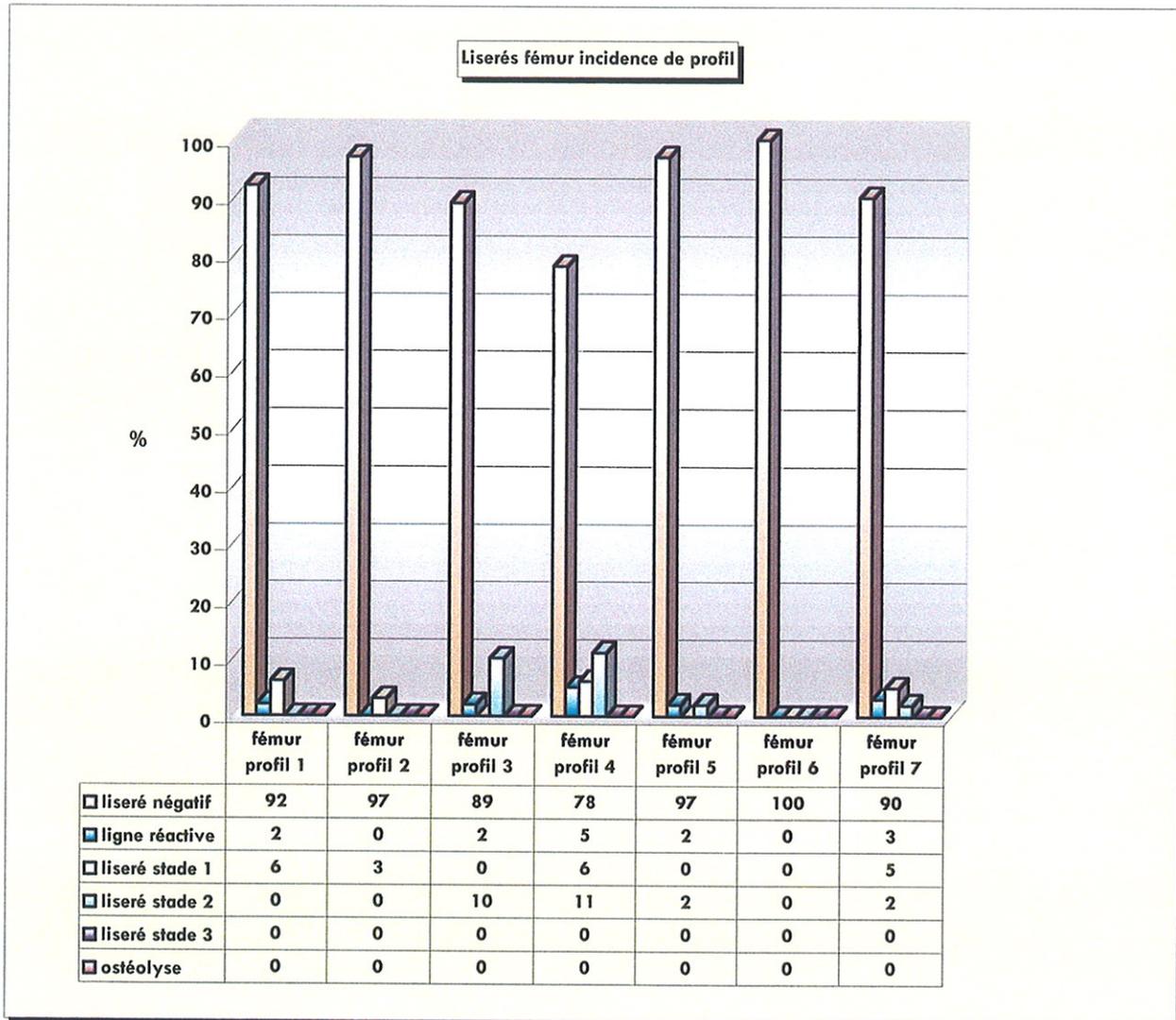


7.8.5 – Etude des liserés

7.8.5.1- Implant fémoral

Dans 91,8 % des cas, il n'existe aucun liseré décelable.

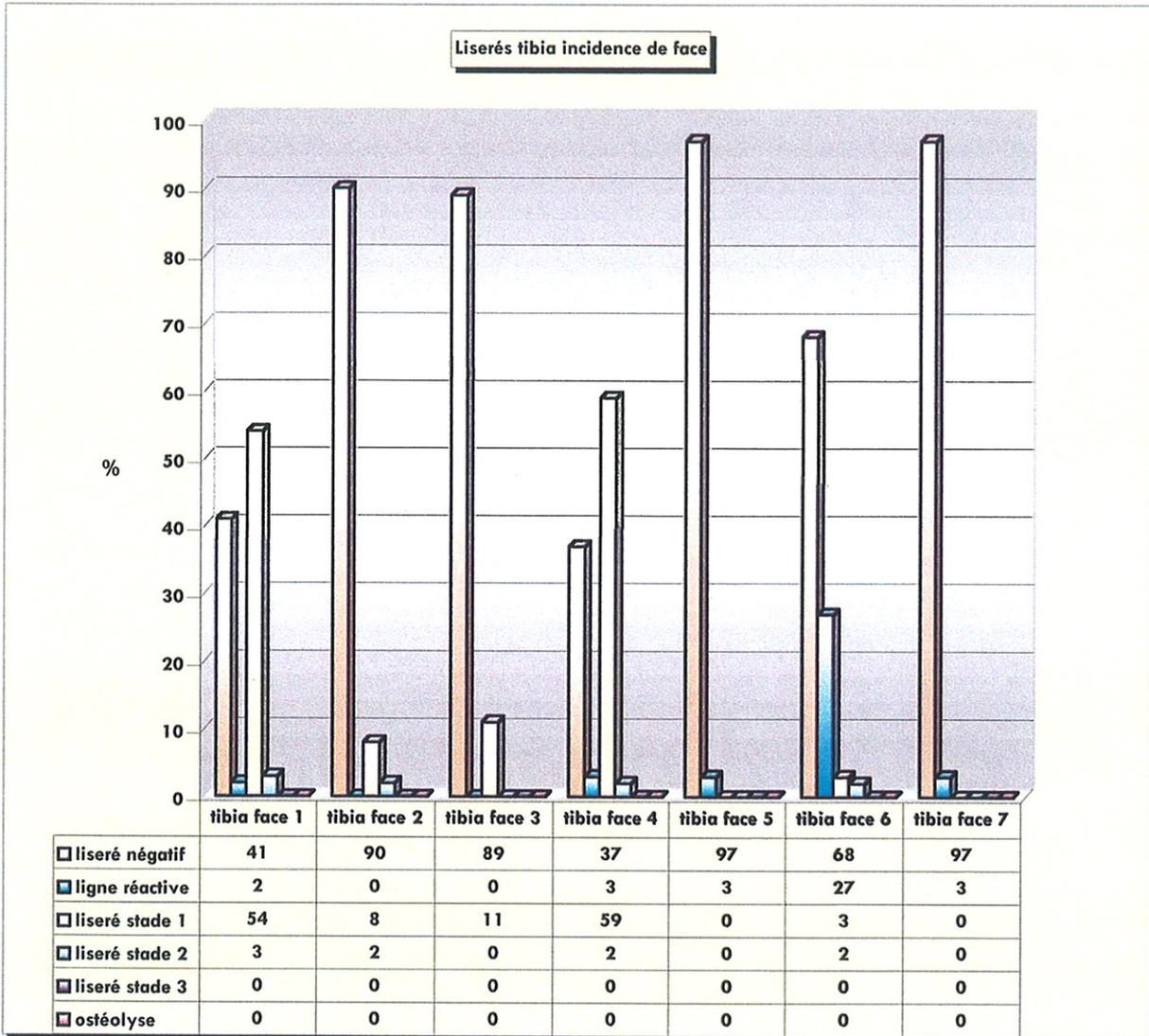
Au niveau des zones 3 et 4 du carter fémoral, nous avons retrouvé 10% de liserés ne dépassant pas 1 mm (Stade 2).



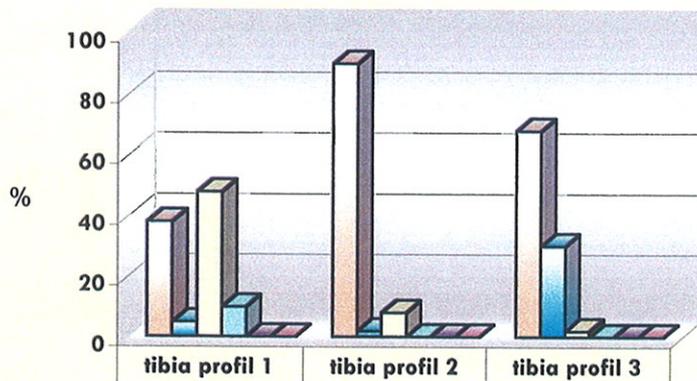
7.8.5.2 - Implant tibial

Comme pour le fémur, nous n'avons pas retrouvé de liserés dépassant le stade 2, et lorsque ceux-ci exist-

tent, ils sont situés principalement dans les zones 1 et 4 sur l'incidence de face et au niveau de la zone 1 sur l'incidence de profil.



Liserés tibia incidence de profil

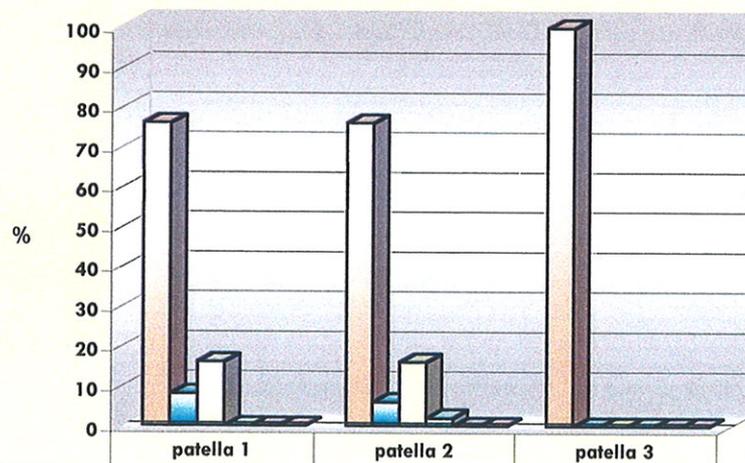


	tibia profil 1	tibia profil 2	tibia profil 3
□ aucun liseré	38	90	68
■ ligne réactive	5	2	30
■ liseré < 1 mm	48	8	2
■ liseré 1 - 3 mm	10	0	0
■ liseré > 3 mm	0	0	0
■ ostéolyse	0	0	0

7.8.5.3 -Médaille patellaire

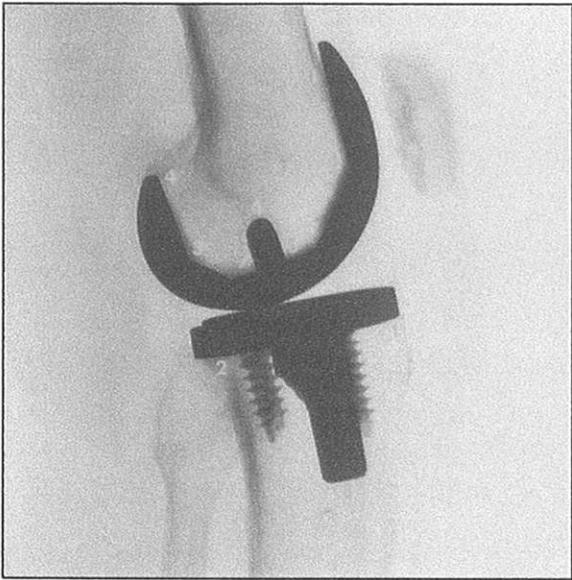
Les liserés au niveau de la patella situés dans les zones 1 et 3 (16 %) ne dépassent pas le stade 1 et sont

LISERES PATELLA

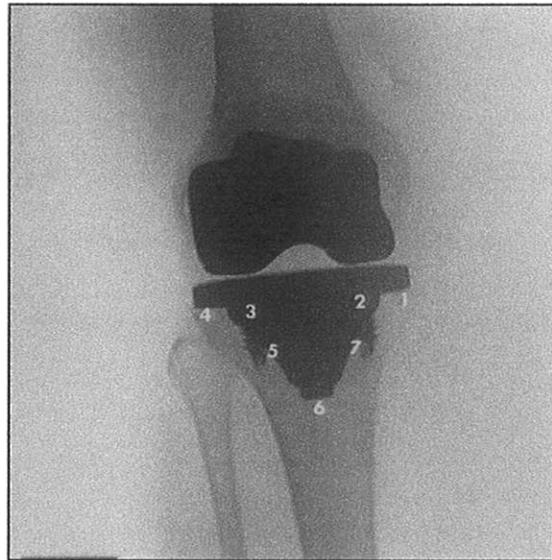


	patella 1	patella 2	patella 3
□ aucun liseré	76	76	100
■ ligne réactive	8	6	0
■ liseré < 1 mm	16	16	0
■ liseré 1 - 3 mm	0	2	0
■ liseré > 3 mm	0	0	0
■ ostéolyse	0	0	0

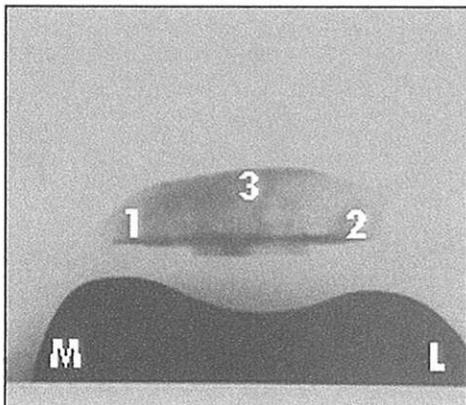
Topographie des liserés



← Genou de profil



Genou de face →



← Incidence fémoro-patellaire

7.8.5.4 - Liserés et douleurs

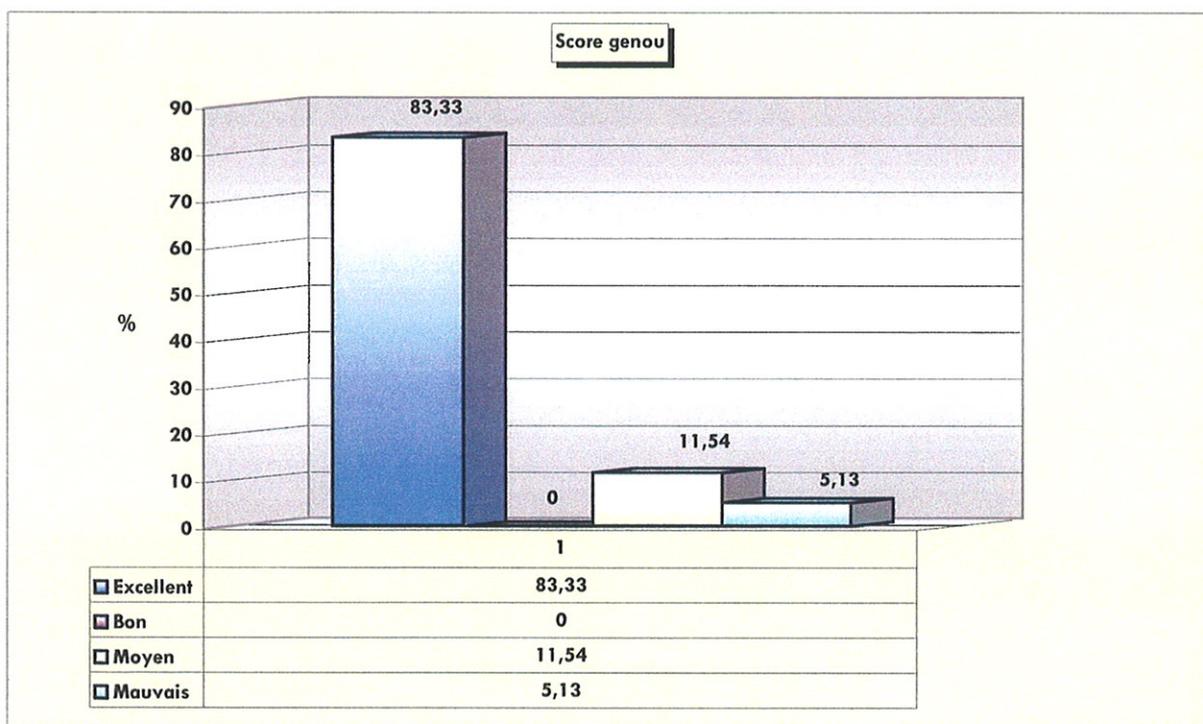
Parmi les genoux qui présentent des liserés stade 2 au niveau des zones 1 et 4 sur l'incidence de face, et de la zone 1 sur l'incidence de profil du tibia, nous avons noté des douleurs modérées et continues dans 50 % des cas, et une absence totale de douleurs dans les autres 50 % restants.

7.9 - Scores post-opératoires

7.9.1 - Le score genou

Selon la cotation de l'IKS, le score articulaire moyen est de 91,9 (51-100).

83,3 % des genoux ont un score excellent.

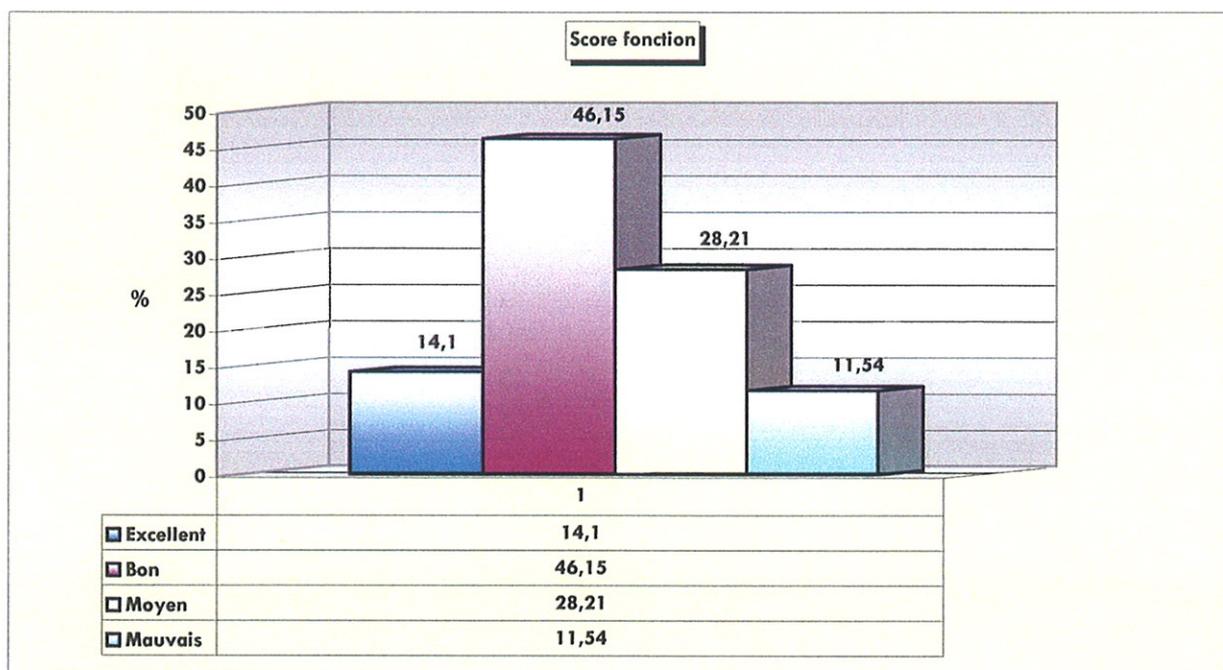


7.9.2 - Le score fonctionnel

Le score fonctionnel moyen est de 77,3 (0-100). Seulement 14,1 % des genoux ont un score fonctionnel excellent et 46,1 % un score considéré comme bon. Cette valeur moyenne peut paraître basse, mais elle dépend d'autres paramètres fonctionnels indé-

pendants du genou opéré ; ainsi, en corrélant ce score fonctionnel à celui de Charnley, nous retrouvons les valeurs moyennes suivantes qui reflète mieux la réalité :

- Catégorie A : 84
- Catégorie B : 79,3
- Catégorie C : 74,6



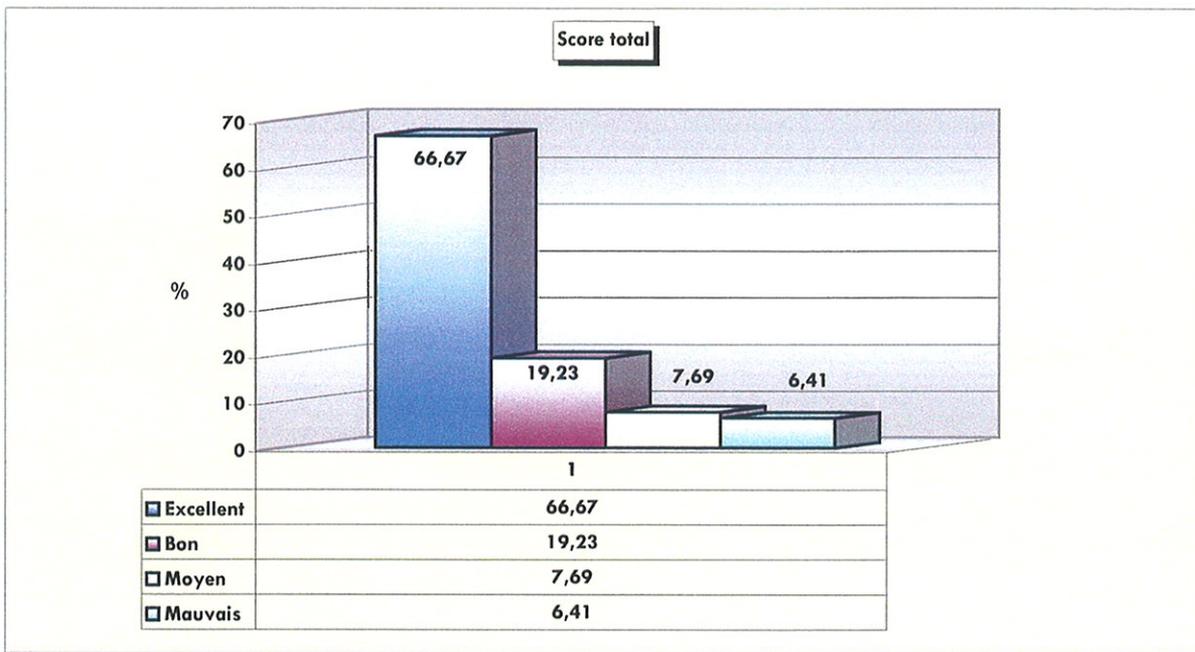
7.9.3 - Le score global

La valeur moyenne est de 170,3 (53-200). 66,7 % des genoux ont un score excellent et 19,2 % un score considéré comme bon. En corrélant ce score à celui de Charnley, nous retrouvons les valeurs moyennes suivantes :

- Catégorie A : 173,8
- Catégorie B : 172,6
- Catégorie C : 164,4

Comme pour le score fonctionnel, la valeur du score global subit une inflexion parallèle aux classes de Charnley.

D'autre part, il n'existe pas de relation entre la présence de liseré et le score global : nous n'avons pas observé de liserés supérieurs à 1 mm chez les patients ayant des scores globaux médiocres et mauvais.



7.9.4 - Scores et ostéotomie tibiale de valgisation

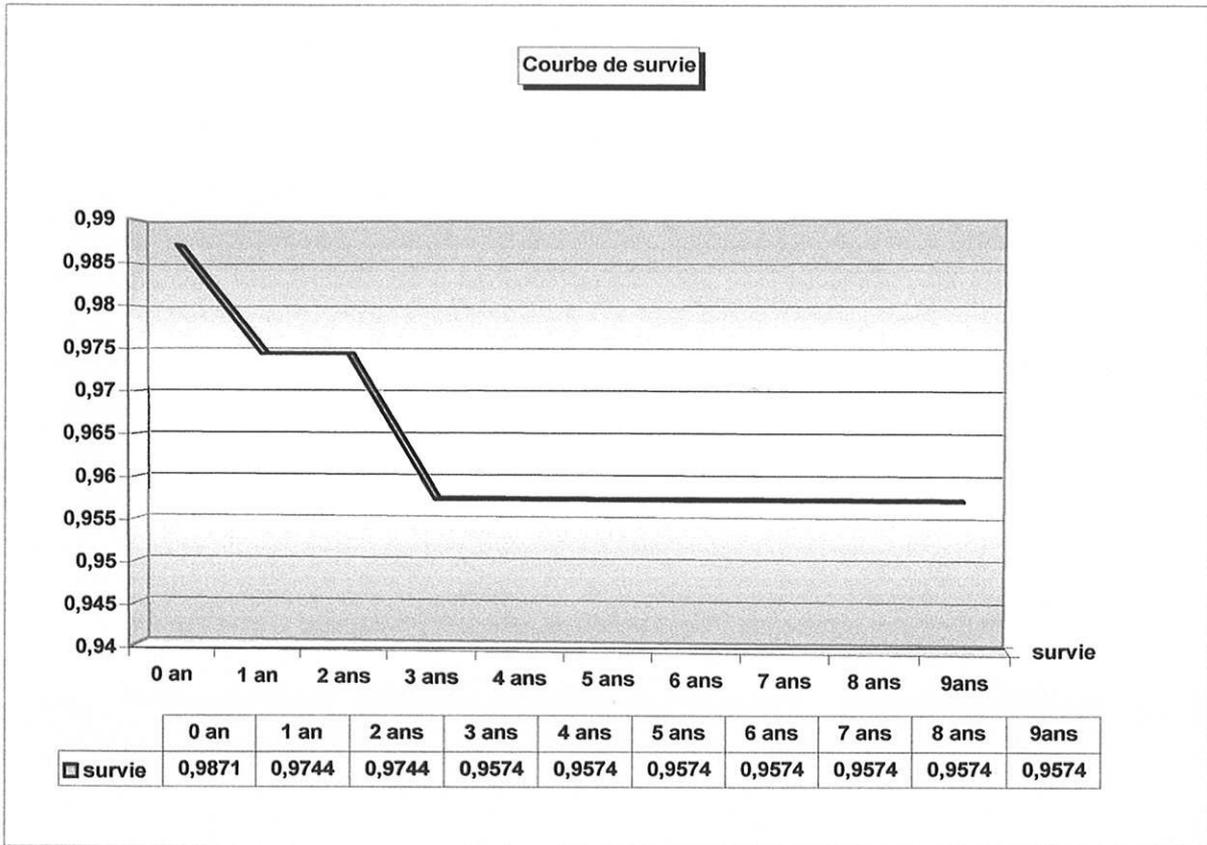
Il n'y a aucune différence statistique pour le score articulaire entre les genoux opérés (92,7) et non opérés

(92,11) d'une ostéotomie de valgisation. Par contre, le score global est légèrement plus élevé chez les genoux vierges (171,6), que chez les genoux opérés (166,5).

7.10 - Courbe de survie

Le taux de survie selon Kaplan-Meier (fréquence de succès cumulé en

%/années) de notre série est de 95,7 à 9 ans de recul.



7.11 - Les complications et les échecs

décès per et post-opératoire et aucune complication infectieuse.

7.11.1 - Les complications

Il existe 14,6% de complications précoces, comprenant :

- 9 phlébites surales non compliquées,
- 2 embolies pulmonaires d'évolution favorable,
- 1 malaise cardiaque en rapport à un trouble du rythme,
- des dysesthésies péri-cicatricielles chez 3 patients en relation avec une lésion du rameau infra-patellaire du nerf saphène,
- 1 hémarthrose de faible abondance et résolutive spontanément chez un patient sous anti-vitamines k.

Nous n'avons observé aucun

7.11.2 - Les échecs

Ils sont au nombre de deux :

- Une patiente opérée en 1992 et reprise chirurgicalement en 1996 dans un autre établissement pour descellement de l'implant fémoral. Après étude de son dossier, il s'est avéré que l'implant initial a été le seul de notre série à être implanté sans ciment.
- Le deuxième patient, opéré en 1998, a présenté progressivement des douleurs globales et invalidantes de son genou en rapport à un affaissement progressif du plateau tibial médial provoquant une déviation axiale en varus de l'implant tibial. Ce patient ne désire pas être réopéré dans l'immédiat.

Discussion



1 - L'intervention

Certains points importants sont développés dans ce chapitre, car ils sont spécifiques à la prothèse Ostéonics 7000 et à la technique. Nous apporterons donc des éléments de réflexion sur :

- la section systématique du retinaculum patellaire latéral ;
- la conservation du ligament croisé postérieur ;
- la résection osseuse patellaire à main levée ;
- la visée extra-médullaire ;
- les implants et leurs modes de fixation.

1.1 - La résection du Retinaculum Patellaire Latéral (RPL)

La section systématique du RPL comporte plusieurs avantages :

- une luxation patellaire per-opératoire facilitée et par conséquent une diminution de risque d'arrachement du tendon patellaire à son insertion tibiale ;
- un meilleur recentrage de la patella ;
- une diminution des contraintes entre le médaillon patellaire et la trochlée prothétique.

Dans la littérature, cette technique n'est pas systématique, si l'on en juge le tableau ci-dessous sur la fréquence des résections du RPL relevée dans différentes séries :

SERIE	PROTHESES	SECTION DU RPL (%)
Aglietti (38)	85 Total Condylar	48
Besson (18)	137 Ostéonics 3000	31,9
Kobs (39)	41 Miller-Galante	49
Malkani (40)	119 Kinématique	38
Rorabeck (41)	392 Miller-Galante	42
Vinciguerra (42)	48 Genesis	45

Pour certains auteurs, cette section du RPL peut entraîner un risque de nécrose patellaire (0 à 2 % selon les séries) d'origine ischémique, voire une fracture, et une augmentation significative des

hématomes post-opératoires.

Dans notre série, nous avons observé une seule hémarthrose post-opératoire et aucune complication à type de nécrose patellaire.

Pour éviter ce risque théorique de nécrose avasculaire, certains éléments d'anatomie chirurgicale sont nécessaires afin de pratiquer une section du RPL dans de bonnes conditions.

La vascularisation de la patella provient d'un réseau artériel péri-patellaire formé par quatre artères géniculées, deux proximales et deux distales, renforcées par les artères récurrentes tibiales et fibulaires.

La vascularisation propre de la patella se fait à partir de sa face ventrale et au niveau de sa partie centrale.

Lorsque le genou est abordé par une voie antéro-médiale, il est donc impératif de préserver le tissu sous-cutané en regard de la partie ventrale de la patella, pour éviter de supprimer l'apport vasculaire central. La section du retinaculum patellaire latéral doit se faire préférentiellement à 1 cm du bord latéral de l'os, afin de conserver l'artère récurrente tibiale qui vascularise la patella par l'intermédiaire du corps adipeux infra-patellaire.

Kayler et Lyttle (43) ont réalisé une étude anatomique sur cadavres humains par injection des vaisseaux péri-patellaires ; ils ont observé que le respect d'une seule artériole entrant dans le cercle péri-patellaire suffit à assurer la vascularisation patellaire, et si la section du RPL se fait à plus de 1,5 cm de la patella, la majorité des anastomoses vasculaires est respectée.

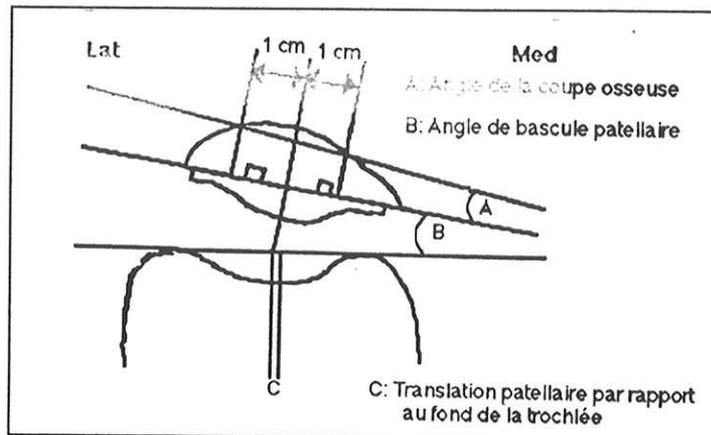
Malgré ces travaux expérimentaux convaincants, les avis divergent selon les auteurs :

Cameron (44,45) retrouve 8 nécroses (!) sur 160 arthroplasties avec section systématique du RPL et Scott observe 6 fractures sur 119 genoux. Pour Ritter (46), il n'y a aucune différence significative qu'il y ait eu section du RPL (84 genoux) ou pas (471 genoux). Même si cette section peut influencer la survenue d'une nécrose, d'autres facteurs favorisants doivent être pris en considération comme le respect ou non du corps adipeux infra-patellaire, l'importance du débridement péri-patellaire, l'épaisseur de la coupe osseuse et le type d'implant (simple resurfaçage ou médaillon encastré).

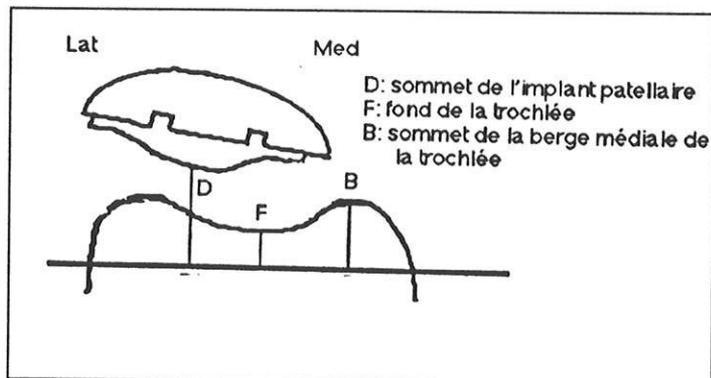
Seule une étude prospective sur une grande série pourrait permettre d'apporter des éléments de réponse sur le rôle éventuel de la dévascularisation patellaire lors de la section du RPL.

L'intérêt essentiel de cette technique est de permettre un recentrage patellaire automatique et sans tension. Notre revue casuistique conforte cette attitude de section systématique du RPL ; en effet, contrairement à certaines séries où l'on retrouve jusqu'à 20 % de luxation patellaire (Mochizuki), nous n'avons observé aucune translation latérale de la patella par rapport au fond de la trochlée d'après la méthode de Varma (47), ni de bascule patellaire « tilt patellaire » recherchée selon la méthode de Gomes et ni de dégradation secondaire de la congruance trochléo-patellaire par usure du polyéthylène.

Etude radiologique de l'articulation trochléo-patellaire



Etude de la bascule patellaire et de l'angle de la coupe osseuse selon la méthode de Gomes



Etude de la congruence patellaire par rapport au fond de la trochlée selon la méthode de Varma

1.2 - La conservation du croisé postérieur

La morbidité de l'arthroplastie du genou a considérablement diminué grâce à une amélioration de la technique chirurgicale et de la qualité des implants permettant d'obtenir des résultats homogènes et prévisibles.

Cependant, deux problèmes persistent : la qualité du résultat fonctionnel et le devenir à long terme de la fixation des implants et de l'usure des matériaux. C'est dans cette double optique que se place la discussion de l'intérêt de la conservation du ligament croisé postérieur (LCP). En effet, la longévité des prothèses totales à glissement passe essentiellement par une sollicitation physiologique des surfaces d'ancrage et par l'amélioration de la cinétique articulaire pour diminuer les contraintes sur les surfaces de glissement tout en conservant leur qualité mécanique.

Il existe encore une grande divergence d'avis sur la nécessité de conserver ou non le ligament croisé postérieur, ainsi :

Rand (48), dans une étude, a montré que les prothèses conservant le ligament croisé postérieur ont une meilleure survie que les prothèses postéro-stabilisées.

Insall (49), obtient, avec les prothèses postéro-stabilisées, une moyenne de 115° de flexion, plus élevée qu'avec les prothèses conservant le LCP.

Pourtant, dans notre série, la flexion dépasse aussi 115°.

Freeman (50, 51) insiste sur la grande facilité technique et l'excellente survie des implants des prothèses postéro-stabilisées et pense que le fait d'enlever le ligament croisé antérieur et de retenir seulement le ligament croisé postérieur pendant la réalisation d'une arthroplastie, détruit le fonctionnement normal du « roll-back ».

D'autres chirurgiens ne notent aucune différence clinique avec des prothèses comportant des changements au niveau du pivot central ; ainsi Dorr (52), en étudiant 11 prothèses totales bilatérales, ne trouve aucune différence clinique entre, d'un côté les prothèses conservant le LCP et de l'autre, sacrifiant le LCP. Becker (53) obtient la même conclusion sur les résultats fonctionnels entre les prothèses postéro-stabilisées et celles conservant le LCP, sur trente prothèses de genou bilatérales.

Enfin, Bourne (54) conclut que l'influence spécifique et la signification de la rétention du LCP dans les prothèses du genou sont inconnues !

Une des solutions idéales serait de conserver les deux ligaments croisés comme la prothèse de Cloutier (15) qui donne de très bons résultats, mais la préservation des deux ligaments croisés n'est possible que dans 50 % des genoux pour lesquels une arthroplastie totale est indiquée.

Ainsi, les résultats présentés par chaque auteur sont en général très satisfaisants et encourageants que le ligament croisé postérieur soit conservé ou pas, mais les données statistiques sont difficiles à comparer entre chaque série en raison d'une non uniformité des critères retenus pour l'appréciation des résultats, de la diversité des implants proposés et des techniques chirurgicales.

Pour ces différentes raisons, l'essentiel de notre discussion sur l'opportunité de la conservation du ligament croisé postérieur doit plus se faire sur des bases anatomiques, biomécaniques et expérimentales.

Le ligament croisé postérieur est le ligament le plus volumineux et le plus résistant du genou (force de rupture : 1073 N). Selon les séries, il est présent et fonctionnel dans 95 % des cas (Caton) à 100 % des cas (Hungerford), même chez les patients rhumatismaux (55). Dans notre série, nous l'avons toujours retrouvé fonctionnel, même si le ligament croisé antérieur avait un aspect macroscopique altéré.

Anatomiquement, son insertion tibiale s'effectue sur la partie la plus reculée de la surface rétrospinale, la débordant même sur le pourtour postérieur du plateau tibial (56). Cette disposition très postérieure permet de le préserver lors de la résection du plateau tibial en délimitant préalablement un espace osseux autour de son insertion.

C'est un élément stabilisateur du genou dans les trois plans de l'espace :

- il stabilise le genou dans le plan frontal entre 2° et 8° en varus et valgus (57) et limite la subluxation latérale du plateau tibial ;
- il permet un contrôle des mouvements de rotation horizontale par la stabilité qu'il procure au genou et le dessin non contraint alors possible des pièces fémoro-tibiales.

En préservant la rotation externe automatique du tibia en extension, il favorise l'alignement permanent de la patella dans la gorge trochléenne sans tendance à la subluxation patellaire, ce qui est un facteur supplémentaire de stabilisation du genou et de meilleure répartition des contraintes sur les ancrages prothétiques ;

- il contrôle enfin les déplacements dans le plan sagittal, très utiles dans les mouvements de flexion (pratique des escaliers, relèvement d'une position assise) (58), mais sans avoir d'effet nocif sur l'implant tibial en terme de contraintes et sans subluxation postérieure du tibia.

Le ligament croisé postérieur autorise un fonctionnement normal du genou au roulement-glissement du fémur au cours de la flexion avec pour corollaire une augmentation de la flexion (le plateau tibial étant moins contraint à l'arrière que les prothèses postéro-stabilisées) et de la force du quadriceps en augmentant le bras de levier (59).

Il absorbe l'essentiel des contraintes, qui seraient en son absence, transmises aux implants notamment à l'interface os-implants, et lutte contre l'effort de soulèvement du plateau tibial latéral lorsque le genou est en charge.

Lors de l'arthroplastie, le ligament croisé postérieur permet de maintenir le niveau de l'interligne articulaire et supprime ainsi le risque de patella basse (60).

La conservation des mécanorécepteurs du ligament croisé postérieur améliore la stabilité fonctionnelle du genou (61) grâce à la proprioceptivité qui entretient un état de rigidité des muscles péri-articulaires ; cet état de rigidité relève d'une composante intrinsèque (propriété visco-élastique du tissu musculaire) et de deux composantes extrinsèques de nature réflexe, la boucle alpha, qui assure en permanence un état de contraction tonique des muscles striés squelettiques, et la boucle gamma, associant les récepteurs ligamentaires et les fuseaux neuromusculaires, qui permet de moduler la rigidité musculaire et par conséquent la stabilité articulaire (62).

Le ligament croisé postérieur a donc un rôle d'hauban passif par ses propriétés mécaniques, et grâce à ses récepteurs, les muscles péri-articulaires deviennent des haubans actifs.

Cet argument théorique, difficilement prouvable expérimentalement semble trouver sa confirmation dans l'expérience clinique : les patients ont

une excellente stabilité et une utilisation harmonieuse de leur genou avec la sensation d'avoir oubliée leur prothèse.

Il existe des problèmes techniques liés à la conservation du ligament croisé postérieur :

- il faut respecter l'insertion du LCP tout au long de l'intervention. L'expérience prouve qu'avec un minimum d'attention et de précautions techniques, cela ne pose pas de problèmes particuliers. Dans notre série, aucun incident de fragilisation osseuse de l'insertion tibiale du LCP n'a été observée ;
- nécessité d'un positionnement très précis des implants prothétiques pour éviter au maximum de perturber la cinétique du genou : la pente tibiale postérieure doit être respectée et une attention toute particulière doit être portée pour le réglage des rotations des composants fémoral et tibial ;
- Le réglage de la tension du LCP est difficile, mais ajustable grâce à la capacité d'allongement du LCP (pourcentage d'élongation d'environ 28,3% et de 24% pour les deux faisceaux).

1.3 - La résection osseuse patellaire à main levée

Le matériel ancillaire pour préparer la patella est souvent encombrant. Son ajustement sur la patella est difficile et le contrôle de la coupe osseuse est donc rendu délicat.

Pour ces raisons, la technique de resurfaçage de la patella à main levée est intéressante ; La patella étant exposée et maintenue grâce à deux daviers, ceci permet d'avoir une meilleure vision tridimensionnelle de celle-ci et de repérer plus précisément les limites de la coupe osseuse.

Adolph et Lombardi ont constaté sur une série de 55 arthroplasties de genoux avec un resurfaçage de la patella à main levée une grande précision des coupes osseuses : l'épaisseur globale de la patella a été respectée au millimètre près par rapport aux calculs pré-opératoires dans 91% des cas et n'était pas en dessous de 17,9 mm, bien supérieure à la valeur critique de 15 mm rapportée dans la littérature. L'inclinaison de la coupe osseuse était inférieure à 4° dans 89% des cas (63).

1.4 – La visée extra-médullaire

La visée tibiale de la prothèse Ostéonics 7000 satisfait à toutes les exigences puisqu'elle peut être soit extra-médullaire ou intra-médullaire.

Toutefois, nous avons opté pour la visée extra-médullaire pour les raisons suivantes (72) :

- il existe un risque d'embolie graisseuse augmenté si une visée intra-médullaire fémorale est associée.
- Le trou créé peut compromettre la qualité de l'empreinte de la quille.
- Des troubles de positionnement de l'implant tibial peuvent être induits en cas de troubles de

rotation, de courbure ou de cals vicieux.

Simmons (87) a étudié radiologiquement l'exactitude de positionnement de la visée intra-médullaire sur 30 genoux en varus et 30 genoux en valgus. L'alignement a été correct dans 83% des genoux en varus et seulement 37% pour les genoux en valgus avec une erreur d'alignement de 5°. Des troubles de courbure du tibia étaient présents dans 66% des genoux valgum.

1.5 - Les implants et leur mode de fixation

Les matériaux utilisés pour les implants de la prothèse Ostéonics 7000 sont d'une part, le chrome cobalt pour l'implant fémoral, et d'autre part, le titane pour les vis de fixation.

L'utilisation des vis en Titane avec le metal-back en chrome cobalt pourrait entraîner en théorie des phénomènes d'électrolyse et d'ostéolyse, mais à l'étude de nos dossiers, nous n'avons jamais constaté de tels phénomènes autour des vis.

Le mode de fixation des implants est aussi controversé. D'après Insall et Kelly (64), la fixation par ciment reste le « state of the art » pour les prothèses de genou. L'avantage du scellement au ciment est d'assurer une congruence parfaite entre les différentes pièces prothétiques et l'os, et d'obtenir ainsi une stabilité immédiate et durable (65). Pour obtenir une fixation optimale, il est important que le ciment

pénètre l'os de 2 à 4mm et qu'il soit de basse viscosité. Pour faciliter cette pénétration de ciment, nous procédons actuellement à un lavage sous pression des surfaces osseuses qui permet d'augmenter la vacuité des pores osseux.

Dans notre série, l'implant fémoral et le médaillon patellaire sont scellés au ciment et le plateau tibial est fixé sans ciment, mais il est mis en compression grâce à quatre vis. Cette technique de fixation n'est pas habituelle par rapport à la littérature, où certains auteurs qui utilisent des prothèses hybrides, préfèrent cimenter l'implant tibial et l'implant fémoral (66,67). Pourtant, Volz et Lee (68,69) pensent que la meilleure stabilité mécanique tibiale est obtenue par les implants fixés par quatre vis périphériques, qui augmenteraient la repousse osseuse grâce à l'effet de compression.

Whiteside (70) pense que la fixation par vis améliore l'interface métal-os, mais réserve les vis pour les fixations difficiles des os porotiques.

Peters (71) met en doute ce type de fixation qui serait à l'origine, au niveau du plateau tibial, de micro-mouvements à l'interface vis-plateau et au niveau de la partie distale des vis d'une zone d'ostéolyse, les vis servant de fil conducteur pour la migration de particules vers la métaphyse tibiale.

Dans notre série, nous avons effectivement plus de liserés au niveau de l'interface implant tibial-os, situés toujours à la périphérie de l'implant, mais stable dans le temps et sans signe d'ostéolyse, en particulier autour des vis.

Le dernier problème concerne les implants et leur usure ; le concept du rayon de courbure médio-latéral unique dans le plan frontal est déterminant pour diminuer l'usure du poly-éthylène. Wright a démontré *in vivo* que l'usure du poly-éthylène, à poids et durée d'implantation égale, est essentiellement fonction de la congruence entre les implants.

Enfin, l'utilisation d'une embase métallique tibiale permet de diminuer les déformations du poly-éthylène.

2 - Les résultats comparatifs

Nous avons sélectionné exclusivement des séries utilisant la cotation IKS pour comparer nos résultats.

2.1 - La douleur

Les douleurs globales sont absentes dans 83,3 %, modérées et occasionnelles dans 12,8 % des genoux opérés.

Avec ces 96 % de résultats satisfaisants, notre série est en accord avec la littérature.

Nous présentons dans le tableau suivant quelques résultats d'autres séries :

Séries	Prothèses	Absence de douleurs %
Notre série	78 Ostéonics 7000	96
Besson (18)	137 Ostéonics 3000	97,4
Said (72)	150 Kali	96
Whiteside (73)	424 Ortholoc II	82
Carlier (74)	156 Miller Galante	85
Kobs (75)	41 Miller Galante Hybrides	88

Les douleurs patellaires sont absentes dans 87,1 % des genoux et modérées dans 10,2 % des cas. Ces résultats permettent d'avancer que l'arthroplastie totale du genou est très

efficace sur la douleur.

Ceci a été déjà souligné par de nombreux auteurs comme Rand (20), Kraay (66) et Gleize (76).

2.2 - La mobilité

Nous obtenons une valeur moyenne de flexion avec 115° au der-

Séries	Prothèses	Flexion	Recul
Notre série	Ostéonics 7000	115°	4 ans
Besson (18)	Ostéonics 3000	106°	5 ans
Seeneevassen (17)	THEMIS PC	105°	4,5 ans
Bergmann (77)	Kinematic Condylar	106°	4 ans
Maudhuit (78)	PCA	106°	5 ans

Nous n'avons pas observé de diminution de la flexion post-opératoire par rapport à la flexion pré-opératoire comme certains auteurs le soulignent (Harvey, Malkani et zambelli), sauf pour les flexions pré-opératoires

nier recul, dépassant les valeurs d'autres séries, comme le montre le tableau suivant :

dépassant 130°.

Dans notre série, aucune mobilisation du genou sous anesthésie générale n'a été nécessaire, contrairement aux séries américaines :

Séries	Prothèses	Mobilisation sous AG %
Notre série	78 Ostéonics 7000	0
Insall (64)	220 Total Condylar	35
Teeny (79)	156 PCA	18,5
Malkani (80)	119 Kinematic Condylar	10,9

Cette différence peut s'expliquer par le fait que les équipes américaines mobilisent leurs genoux opérés que plusieurs jours après l'intervention, comme le préconise Insall (64).

L'extension active, reflétant le verrouillage quadricipital est normale dans 94,9 % des cas, et le flessum, symptomatique qu'au-delà de 5°, est absent dans 96,3 % des cas.

La plupart des séries montrent une nette amélioration concernant le flessum (81).

2.3 - Les résultats fonctionnels

Les paramètres fonctionnels sont plus difficiles à comparer aux autres séries.

Toutefois, le résultat sur la pratique des escaliers est intéressante, car la conservation ou non du ligament Croisé postérieur peut l'influencer.

Dans notre série, 96 % des patients pratiquent les escaliers normalement ou à l'aide d'une rampe.

Pour Lerat (82), 87 % des patients utilisent les escaliers normalement ou avec une rampe.

Migaud (83) a montré, dans une étude cinématique sur 4 prothèses de genoux (Hermès, Miller-Galante, Insall-burnstein et Ostéonics), que lors de la montée des escaliers, les prothèses Ostéonics et Hermès présentent les plus grandes amplitudes de flexion et

les rotations axiales les plus importantes.

Besson (18), sur sa série de 137 Ostéonics 3000, a observé chez 15 patients possédant une Ostéonics d'un côté et une prothèse d'un autre modèle différent de l'autre côté (dont le résultat est également satisfaisant) que 11 patients sur 15 utilisent la prothèse Ostéonics en premier pour monter l'escalier marche par marche.

2.4 - Les scores post-opératoires

Le tableau suivant permet de comparer les résultats de notre série en matière de scores articulaire et fonctionnel selon la cotation IKS par rapport aux autres séries :

Séries	Prothèses	Score genou	Score fonction
notre série	78 Ostéonics 7000	83,3	77,3
Besson (18)	113 Ostéonics 3000	83,8	66,8
Rand (20)	59 PFC non cimentée	89	87
Malkani (80)	119 Kinématic	79	64
Bergmann (78)	38 Kinématic Condylar	83	72
Krackow (84)	99 PCA	87,6	52,2
Back (85)	369 Kinemax	89	79

Nos scores sont tout à fait satisfaisants et comparables à ceux de la littérature.

D'autre part, nous n'avons pas retrouvé de différence au niveau des scores articulaires entre les genoux opérés initialement d'une ostéotomie de valgisation et les genoux vierges. Nos résultats sont comparables à ceux

de Haddad (86) qui retrouve des résultats globaux très satisfaisants et équivalents sur une étude de 50 genoux vierges et 50 autres genoux opérés d'une ostéotomie. Il a simplement observé une légère diminution de la flexion des genoux opérés d'une ostéotomie par rapport aux autres, sans modification des scores globaux.

Conclusion

Au terme de cette étude, il semble que les patients ayant été opérés d'une prothèse totale Ostéonics 7000, avec conservation du ligament croisé postérieur, aient obtenu une amélioration de leur qualité de vie.

Leurs douleurs ont disparu dans plus de 85 % des cas, leur genou est stable et fléchit à plus de 115° et leur score global selon la cotation KS est excellent ou bon dans 85,9 % des cas.

Radiologiquement, des liserés ne dépassant pas 2mm sont visibles au niveau de l'interface os-implant tibial, mais ne sont pas évolutifs dans le temps et ne génèrent pas de douleurs.

L'utilisation de ce type de prothèse permettant de conserver le ligament croisé postérieur nécessite une grande minutie chirurgicale, mais les résultats fonctionnels indiquent que cette conservation du ligament croisé postérieur donne au genou opéré une excellente sensation de stabilité.

Ce type d'arthroplastie se rapprochant au mieux de la cinétique normale du genou semble une garantie de longévité par une répartition harmonieuse de contraintes modérées au niveau des implants prothétiques.

Par rapport à l'arthroplastie de la hanche qui est stable dans son évolution, l'arthroplastie totale de genou continue à évoluer et à s'améliorer. Ainsi, la prothèse Ostéonics 7000 s'inscrit dans une étape évolutive : depuis 1998, la prothèse Ostéonics Scorpio est apparue, optimisant encore la flexion et diminuant les contraintes trochléo-patellaires grâce à son rayon unique de courbure, et permettant une meilleure ostéo-induction grâce à son revêtement en hydroxy-apatite.

Nous assistons probablement à l'avènement des prothèses totales de genou de quatrième génération.



Bibliographie



1. **HUTEN D., DUPARC J., CAVAGNA R. :**
*Les indications des prothèses du genou vues par le chirurgien.
Prothèses de hanche et de genou, actualités et perspectives.
Paris, éditions MASSON, 1988.*
2. **BURNY F., BURNY-MAGERAT. :**
*Aperçu historique des arthroplasties.
Acta Orthopaedica Belgica, Tome 40, Fasc 5-6, 1974.*
3. **WAGNER J., MASSE Y. :**
*Historique de l'arthroplastie du genou par implants partiels ou totaux.
Acta Orthopaedica Belgica, 1973, 39, 11-39.*
4. **MILEY L.H., :**
*The evolution of the total knee arthroplasty.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1976, 120, 7-9.*
5. **DUQUENNOY A., DELCOUX J., EPINETTE J.A., LETENDART J. :**
*Les prothèses à charnière du genou. 185 cas.
Revue de Chirurgie Orthopédique, 1983, 69, 465-474.*
6. **MAZAS F. et le groupe GUEPAR :**
*Symposium sur les prothèses totales du genou à plus de 5 ans.
Revue de Chirurgie Orthopédique, 1984, 70, 165-205.*
7. **LONGIS B. :**
*La prothèse de genou G.S.B.
Thèse Médecine, Limoges, 1984.*
8. **GSCHWEND N., MULLER H. :**
*Arthroplastie du genou G.S.B. à plus de 5 ans.
Revue de Chirurgie Orthopédique, 1984, 70, 182-185.*
9. **HUC H., PECOUT C., ARNAUD JP., MABIT C., CHARISSOUX JL., SETTON D. :**
*Résultats à long terme des prothèses totales de genou de Gschwend-Scheier-Bahler.
Annales Orthopédiques de l'Ouest, 1994, 26, 127-133.*

- 10. GUNSTON F.H. :**
Polycentric knee arthroplasty : prosthetic simulation of normal knee movement.
The Journal of Bone and Joint of Surgery, 1971, 53A, 272-277.
- 11. GUNSTON F.H. :**
Ten years results of polycentric arthroplasty.
The Journal of Bone and Joint of Surgery, 1980, 62B, 128-133.
- 12. BOURNE M.H., ILSTRUP D.M. :**
Posterior cruciate Condylar total knee arthroplasty.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1988, 234, 129-136.
- 13. AUBRIOT J. :**
Historique et évolution des prothèses totales du genou .
Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, 35, 1-5.
- 14. GOUTALLIER D. :**
Historique des prothèses du genou.
La revue du praticien, 1991, 16, 1431-1435.
- 15. CLOUTIER J.M :**
Résultats de la prothèse Hermès avec un recul de 5 ans.
Annales Orthopédiques de l'Ouest, 1993, 5, 57-60.
- 16. LIQUOIS F :**
Evolution et résultats d'une prothèse totale non contrainte : de la prothèse Cloutier à la Prothèse Hermès.
Thèse Médecine, Bordeaux, 1992.
- 17. SEENEEVASSEN M.**
Etude préliminaire sur 41 prothèses totales du genou non cimentées type Themis avec conservation du ligament croisé postérieur.
Mémoire pour le DESC d'orthopédie et de traumatologie, UER Bordeaux II, 1995.
- 18. BESSON A.**
Résultats de 137 prothèses totales du genou de type OSTEONICS au recul moyen de 5 ans (3-7ans).
Thèse Médecine, Lille, 1997.

- 19. ANDRIACCHI TP., GALANTE JO., FERMIER RW.**
The influence of total knee replacement design on walking an stair climbing.
The Journal of Bone and Joint of Surgery, 1982, 64A, 1328-1335.
- 20. RAND JA.**
Cement or cementless fixation in total knee arthroplasty.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1991, 273, 52-62.
- 21. SHOJI H., WOLF A., PACKARDS S., YOSHINO S.**
Cruciate retained and excised total knee arthroplasty.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1994, 305, 218-222.
- 22. PILLIAR RM ., LEE JM., MANIATOPOULOS C.**
Observations on the effect of movement on bone ingrowth into Porous-Surfaced Implants.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1986, 208, 108-112.
- 23. LEWIS JL., ASKEW MJ., JAYCOX DP.**
A comparative evaluation of tibial components designs of total knee prostheses.
The Journal of Bone and Joint of Surgery, 1982, 64A, 129-134.
- 24. WALKER PS., GREENE D., REILLY D., THATCHER J., BEN-DOV M., EWALD FC.**
Fixation of tibial components of knee prosthesis.
The journal of Bone and Joint of Surgery, 1981, 63A, 258-263.
- 25. WINDSOR RE., SCUDERI GR., MORAN MC., INSALL JN.**
Mechanisms of failure of the femoral and tibial components in total knee arthroplasty.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1988, 248, 15-19.
- 26. REILLY D., WALKER PS., BEN-DOV M., EWALD FC.**
Effects of tibial components on load transfer inthe upper tibia.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1982, 274, 165-170.
- 27. MORELAN JN.**
Mechanism of failure in total knee arthroplasty.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1988, 226, 49-64.
- 28. KENNETH A.**
Intraoperative alignment and instrumentation.
The technique of the total knee arthroplasty.

29. HAURIOT JH.

*Evaluation fonctionnelle des résultats de la chirurgie du genou.
Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, 1987, 217-232.*

30. KETTELKAMP DB., NASCA R.

*Biomechanics and knee replacement arthroplasty.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1973, 94, 10.*

31. INSALL JN., DORR LD., SCOTT RD., SCOTT WN.

*Rationale of the Knee Society clinical rating system.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1989, 248, 13-14.*

32. OLIVIER H.

*Cotation des résultats fonctionnels des prothèses totales de genou.
Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, 1989, 35, 59-62.*

34. ZAMBELLI PY., LEIVRAZ PF.

*Evaluation clinique des prothèses totales du genou: analyse comparative des scores.
Revue de chirurgie orthopédique, 1995, vol 95, 51-58.*

35. EPINETTE JA.

*Suivi clinique des arthroplasties.
Manuel Orthowave, 1997.*

36. EWALD FC.

*The knee society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1989, 248, 9-12.*

37. LECERF G., VATTIER P., MEDJANI Y.

*Syndrome douloureux postérieur du genou après prothèse totale du genou à ligament croisé postérieur conservé.
Annales Orthopédiques de l'Ouest, 1995, VOL 27, 109-113.*

38. AGLIETTI P., BUZZI R.

*Posteriorly stabilized total condylar knee replacement.
The Journal of Bone and Joint of Surgery, 1988, 70 B, 211-216.*

39. KOBBS JK., LACHIEWICZ PF.

*Hybrid total knee arthroplasty.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1993, 286, 78-87.*

- 40. MALKANI AL., RAND JA., BRYAN RS., WALLRICHS SL.**
Total knee arthroplasty with the kinematic condylar prosthesis.
The Journal of Bone and Joint of Surgery, 1995, A 3, 423-431.
- 41. RORABECK CH., BOURNE RB., NOTT L.**
The Miller- Galante knee prosthesis for the treatment of osteoarthritis.
The Journal of Bone and Joint of Surgery, 1988, 75 A, 402-408.
- 42. VINCIGUERRA B., PASCAREL X., HONTON JL.**
*Résultats des prothèses totales de genou en fonction ou non de la conservation
ou du sacrifice du ligament croisé postérieur.*
Revue de chirurgie orthopédique, 1994, vol 80, 620-625.
- 43. KAYLER DE., LYTTLE D.**
Surgical interruption of patellar blood supply by total knee arthroplasty.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1987, 215, 148-152.
- 44. CAMERON HU., FEDORKOW DM.**
The patella in total knee arthroplasty.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1982, 170, 152-155.
- 45. CAMERON HU., HUFFER B.**
Avascular necrosis of the patella following total knee replacement.
Acta Orthopaedica Belgica, Tome 51, Fasc 5, 1985, 805-810.
- 46. RITTER., CAMPBELL ED.**
*Release Postoperative patellar complications with or without lateral during
total knee arthroplasty.*
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1987, 219, 163-168
- 47. KEBLISH PA., VARMA AK AK., GREENWALD AS.**
Patellar resurfacing or retention in total knee arthroplasty.
The Journal of Bone and Joint of Surgery, 1994, 76 B, 930-937.
- 48. RAND JA., ILSTRUP DM.**
Survivorship analys of total knee arthroplasty.
The Journal of Bone and Joint of Surgery, 1991, 73 A, 397-409.
- 49. INSALL JN., LACHIEWICZ., BURSTEIN AH.**
*The posterior stabilized condylar prosthesis : a modification of the total
condylar design.*
The Journal of Bone and Joint of Surgery, 1982, 64 A, 1317-1323.

- 50. FREEMAN MAR., INSALL JN., BESSER W., WALKER PS.**
Excision of the cruciate ligaments in total knee replacement.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1977, 126, 209-212.
- 51. FREEMAN MAR., RAILTON GT.**
*Should the posterior cruciate ligament be retained or resected
In condylar nonmeniscal knee arthroplasty? The case for the resection.*
Journal of the arthroplasty, 1988, N°3, 3-12.
- 52. DORR LD., OCHSNER JL., GRONLEY J., PERRY J.**
*Functional comparaison of posterior cruciate – retained versus cruciate-
sacrificed total knee arthroplasty.*
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1988, 236, 36-43.
- 53. BECKER MW., INSALL., FARIS P.**
Bilateral total knee arthroplasty.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1991, 271, 122-124.
- 54. BOURNE MH., RAND JA., ILSTRUP DM.**
Posterior cruciate condylar total knee arthroplasty.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1988, 234, 129-136.
- 55. SCOTT RD., VOLATILE TB.**
*Twelve years : experience with posterior cruciate retaining total knee arthro-
plasty*
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1986, 205, 100-107.
- 56. KAPANDJI IA.**
Les ligaments croisés du genou.
Physiologie articulaire, Maloine, 1991.
- 57. NORDIN JY., CHAMBAT P., MEYNET JC.**
Faut-il garder le ligament croisé postérieur dans les P.T.G.
Annales Orthopédiques de L'Ouest, N° 33, 2001.
- 58. SLEDGE CB., EWALD FC.**
Total knee arthroplasty experience at the Robert Breck Brigham Hospital.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1981, 179, 78-84.

- 59. CLOUTIER JM., COLOMBET P.**
Total knee arthroplasty : a method of achieving stability with an unconstrained prosthesis.
The Journal of Bone and Joint of Surgery, 1981, 63 B, 460-465.
- 60. LANGLAIS F.**
Le pivot central dans les prothèses totales de genou.
Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, VOL 35, 1989, 41-44.
- 61. HUTEN D.**
Conception des prothèses uni et tricompartmentales à glissement du genou.
Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, 1993, 95-126.
- 62. MEYRUEIS JP.**
Proprioceptivité ligamentaire et stabilité articulaire.
Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, 1992, Vol 41, 15-20.
- 63. ADOLPH V., LOMBARDI JR., THOMAS H.**
Freehand resection of the patella in total knee arthroplasty referencing the attachments of the quadriceps tendon and patellar tendon.
Journal of arthroplasty, 1998, Vol 13, N°7, 788-792.
- 64. INSALL JN., KELLY M.**
The total condylar prosthesis.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1986, 205, 43-48.
- 65. OLIVIER H.**
La fixation des prothèses totales de genou.
Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, 1989, Vol 35, 45-48.
- 66. KRAAY MJ., MEYERS SA., GOLDBERG VM., FIGGIE HE., CONROY PA.**
"Hybrid" total knee arthroplasty with the Miller-Galante prosthesis.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1991, 273, 32-41.
- 67. WRIGHT RJ., LIMA J., SCOTT rd., THORNHILL TS.**
Two to four years results of posterior cruciate sparing condylar total knee arthroplasty with an uncemented femoral component.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1990, 260.
- 68. VOLZ RG., NISBET JK., LEE RW., MC MURTRY MG.**
The mechanical stability of various noncemented- tibial components.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1988, 226,38-42.

69. LEE RW., VOLZ RG., SHERIDAN DC.

The role of fixation and bone quality on the mechanical stability of tibial knee component.

Clinical Orthopaedics and Related Research, 1991, 273., 177-183.

70. WHITESIDE LA.

For screws for the fixation of the tibial component in cementless total knee arthroplasty.

Clinical Orthopaedics and Related Research, 1994, 299, 72-76.

71. PETERS PC., ENGH GA., DWYER KA., VINTH TN.

Ostéolysis after total knee arthroplasty without cement.

The journal of bone and joint Surgery, 1992, Vol 74 A, 864-876.

72. SAID C.

Bilan de 152 prothèses totales de genou type Kali.

Mémoire DESC, Toulouse, 1991.

73. WHITESIDE LA.

Clinical result of whiteside ortholoc total knee replacement.

Orthopaedic Clinics of North America, 1989, Vol 20, 113-124.

74. CARLIER Y., DUTHOIT E., EPINETTE.

Prothèses totales de genou de Miller Galante.

Notre expérience à 3 ans de recul à propos de 214 cas.

Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, 35 129-138.

75. KOBBS JK., LACHIEWICZ PZ.

Hybrid total knee.

Clinical Orthopaedics and Related Research, 1993, 286, 78-87.

76. GLEIZE B., JACOMY LP., PY G., LERAT JL., MOYEN B.

Prothèses à glissement du genou et ligaments croisés.

Journées lyonnaises de chirurgie du genou, 1989, 107-106.

77. BERGMAN NEIL R., F.R.A.C.S., RAND J.

Total knee arthroplasty in osteonecrosis

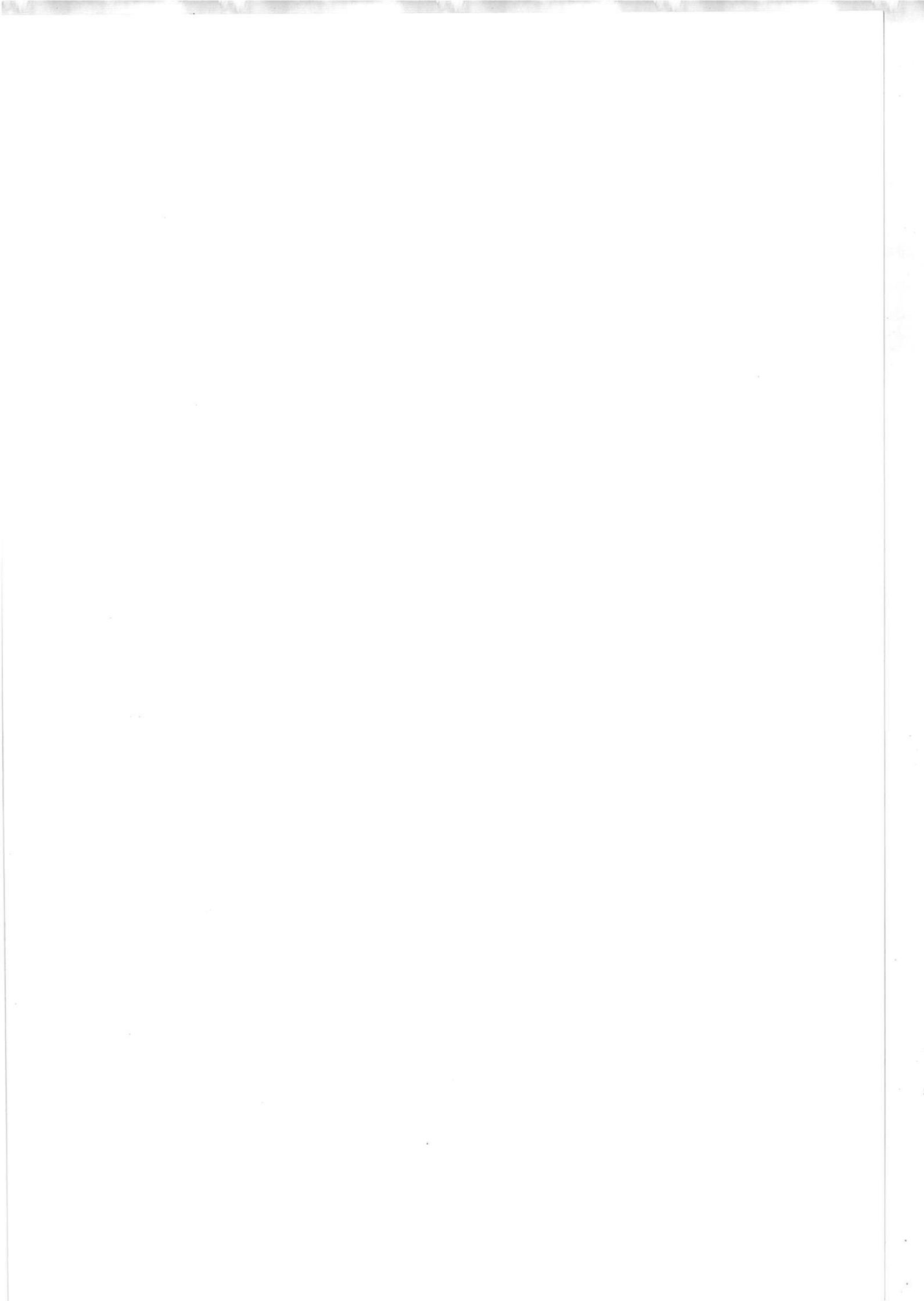
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1991, 273, 77-82.

78. MAUDHUIT.

La prothèse PCA

Cahiers d'enseignement de la SOFCOT, Vol 35, 117-127.

- 79. TEENY., KRACKOW KA., HUNGERFORD DS., JONES M.**
Primary total knee arthroplasty in patients with severe varus deformity.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1991, 273, 19-31.
- 80. MALKANI AL., RAND AJ., BRYAN RS., WALLRICHS SL.**
Total knee arthroplasty with the Condylar Kinematic prosthesis.
The journal of bone and joint Surgery, 1995, Vol 77 A, 423-431.
- 81. BOUBLIK M., TSAHAKIS PJ., SCOTT RD.**
Cementless total knee arthroplasty in Juvenil Onset Rheumatoid arthritis.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1993, 286, 88-93.
- 82. LERAT JL., GOELAND GROUPE.**
La prothèse totale avec deux ligaments croisés.
Rhumatologie, 1984, 46, 67-69.
- 83. MIGAUD H., GOUGEON F., DIOP A., LAVASTE F., DUQUENNOY A.**
Protocole d'analyse in vivo de la cinématique du genou. Application à l'étude comparative de 4 types de prothèses totales du genou.
Revue de Chirurgie Orthopédique, 1995, 81, 198-210.
- 84. KRACKOW KA., JONES MM., TEENY SM., HUNGERFORD DS.**
Primary total knee arthroplasty in patients with fixed valgus deformity.
Clinical Orthopaedics and Related Research, 1991, 273, 9-18.
- 85. BACK DL., CANNON SR., HILTON A.**
The Kinemax total knee arthroplasty. Nine years' experience.
The journal of bone and joint Surgery, 2001, 83 B, 359-363.
- 86. HADDAD FS., BENTLEY G.**
Total knee arthroplasty after high tibial osteotomy : a medium-term review.
The journal of arthroplasty, 2000, Vol 15, N° 5, 597-603.
- 87. SIMMONS ED., SULLIVAN JA.**
The accuracy of tibial intramedullary alignment devices in total knee arthroplasty.
The journal of arthroplasty, 1991, Vol 6, N° 1, 45-50.



Serment d'Hippocrate



En présence des maîtres de cette école, de mes condisciples, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la médecine.

Je dispenserai mes soins sans distinction de race, de religion, d'idéologie ou de situation sociale.

Admis à l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser les crimes.

Je serai reconnaissant envers mes maîtres, et solidaire moralement de mes confrères. Conscient de mes responsabilités envers les patients, je continuerai à perfectionner mon savoir.

Si je remplis ce serment sans l'enfreindre, qu'il me soit donné de jouir de l'estime des hommes et de mes condisciples, si je le viole et que je me parjure, puisse-je avoir un sort contraire.

BON A IMPRIMER N° 159

LE PRÉSIDENT DE LA THÈSE

Vu, le Doyen de la Faculté

VU et PERMIS D'IMPRIMER

LE PRÉSIDENT DE L'UNIVERSITÉ

GOUGAM (Thierry) - Etude de la prothèse totale de genou Ostéonics 7000 avec conservation du ligament croisé postérieur à propos de 89 cas au recul de 4 ans (Thèse : Médecine – Limoges – 2001)

RESUME :

Présentation d'une série de 89 prothèses de genou Ostéonics 7000 avec conservation du ligament croisé postérieur qui ont été posées chez 82 patients de 1992 à 1998, dans le service de chirurgie orthopédique et traumatologique du CHRU de Limoges.

Sur l'ensemble de la série, huit patients sont décédés, deux sont perdus de vue et une prothèse a été explantée pour descellement de l'implant fémoral (unique implant n'ayant pas été cimenté).

Nous avons constaté un échec clinique chez un patient présentant des douleurs globales du genou suite à un affaissement progressif du plateau tibial médial.

71 patients (78 prothèses) ont été revues soit un taux de revue de 87,6%.

Au recul moyen de 4 ans (2 ans - 9 ans), 85,9% des patients présentent un excellent ou bon résultat selon le score de l'International Knee Society. La douleur globale est absente dans 83,3% des cas et la flexion moyenne est de 115,2°.

Radiologiquement, l'axe fémoro-tibial est satisfaisant avec une valeur moyenne de 5,8° et la pente tibiale postérieure a une valeur de 7,2°. Dans 91,8% des cas, il n'existe aucun liseré décelable au niveau de l'implant fémoral et 84% pour la patella. Les liserés tibiaux sont les plus fréquents (absents dans 74,1%), mais ne dépassent jamais 2 mm et n'ont pas d'incidence sur la survenue de douleurs du genou.

Avec un taux de survie selon Kaplan-Meier de 95,7 à 9 ans, la prothèse Ostéonics 7000 permet d'obtenir des résultats très satisfaisants tant sur le plan clinique que radiologique. Cette prothèse n'est qu'une étape dans l'évolution des arthroplasties totales à glissement. En effet, depuis 1998, une nouvelle génération de prothèse, la prothèse Scorpio permet une amélioration de la cinématique du genou prothésé grâce à un rayon de courbure unique de ses condyles, permettant ainsi un gain de flexion et une diminution des contraintes trochléo-patellaires.

MOTS-CLES :

- Arthroplastie totale du genou
- Gonarthrose
- Ligament croisé postérieur

EXAMINATEURS DE LA THESE :

Président	Monsieur le Professeur ARNAUD
Assesseur	Monsieur le Professeur CHARISSOUX
Assesseur	Monsieur le Professeur MABIT
Assesseur	Monsieur le Professeur MOULIES
Assesseur	Monsieur le Professeur VALLEIX
Membre invité	Mademoiselle le Docteur BERTRAND