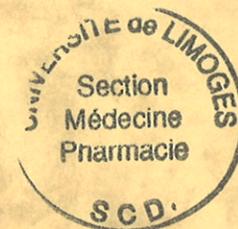


UNIVERSITE DE LIMOGES
FACULTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE



Année 2009

Thèse N° 3136 / 1

**APPORT DE LA NAVIGATION DANS LA MISE EN PLACE DES PROTHESES TOTALES DE
GENOU : COMPARAISON DES DONNEES INFORMATIQUES ET RADIOGRAPHIQUES
DE 2006 A 2009**

**THESE
POUR LE DIPLOME DE DOCTEUR EN MEDECINE**

Présentée et soutenue publiquement le mardi 6 octobre 2009

Par

Pierre-Etienne BENKO
Interne des Hôpitaux
Né le 21 janvier 1978 à PARIS 14e

SCD UNIV.LIMOGES



D 035 195949 9

EXAMINATEURS DE LA THESE

M. le Professeur ARNAUD Jean-Paul
M. le Professeur CHARISSOUX Jean-Louis
M. le Professeur MABIT
M. le Professeur MOULIES Dominique
M. le Docteur FIORENZA Fabrice
M. le Docteur COSTE Cédric

Président et directeur de thèse
Juge
Juge
Juge
Membre invité
Membre invité

**UNIVERSITE DE LIMOGES
FACULTE DE MEDECINE**

DOYEN DE LA FACULTE: Monsieur le Professeur VALLEIX Denis

ASSESEURS: Monsieur le Professeur LASKAR Marc

Monsieur le Professeur MOREAU Jean-Jacques

Monsieur le Professeur PREUX Pierre-Marie

PROFESSEURS DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS:

C.S = Chef de Service

ACHARD Jean-Michel

ADENIS Jean-Paul * (C.S)

ALAIN Sophie

ALDIGIER Jean-Claude (C.S)

ARCHAMBEAUD-MOUVEROUX Françoise (C.S)

ARNAUD Jean-Paul (C.S)

AUBARD Yves (C.S)

BEDANE Christophe (C.S)

BERTIN Philippe (C.S)

BESSEDE Jean-Pierre (C.S)

BONNAUD François (C.S)

BONNETBLANC Jean-Marie

BORDESSOULE Dominique (C.S)

CHARISSOUX Jean-Louis

CLAVERE Pierre (C.S)

CLEMENT Jean-Pierre (C.S)

COGNE Michel (C.S) I

COLOMBEAU Pierre

CORNU Elisabeth

COURATIER Philippe

DANTOINE Thierry

DARDE Marie-Laure (C.S)

DAVIET Jean-Christophe

DE LUMLEY WOODYEAR Lionel

DENIS François (Sur 31/08/2011)

DESCOTTES Bernard (C.S)

DESPOIT Jean-Claude

DUDOIGNON Pierre

DUMAS Jean-Philippe (C.S)

DUMONT Daniel (C.S)

ESSIG Marie

FEISS Pierre (C.S)

FEUILLARD Jean (C.S)

GAINANT Alain (C.S)

GAROUX Roger (C.S)

JACCARD Arnaud

GASTINNE Hervé (C.S)

JAUBERTEAU-MARCHAN Marie-Odile

LABROUSSE François (C.S)

LACROIX Philippe

LASKAR Marc (C.S)

LIENHARDT-ROUSSIE Anne (CS)

MABIT Christian

MAGY Laurent

MARQUET Pierre

MATHONNET Muriel

MAUBON Antoine (C.S)

MELLONI Boris

MERLE Louis (C.S)

MONTEIL Jacques

MOREAU Jean-Jacques (C.S)

MOULIES Dominique (C.S)

MOUNAYER Charbel

NATHAN-DENIZOT Nathalie

PARAF François

PLOY Marie-Cécile

PREUX Pierre-Marie

RIGAUD Micoche

ROBERT Pierre-Yves

SALLE Jean-Yves (C.S)

SAUTEREAU Denis (C.S)

SAUVAGE Jean-Pierre (Sur 31/08/2011)

STURTZ Franck

TEISSIER-CLEMENT Marie-Pierre

PHYSIOLOGIE

OPHTALMOLOGIE

BACTERIOLOGIE, VIROLOGIE

NEPHROLOGIE

MEDECINE INTERNE

CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE ET TRAUMATOLOGIQUE

GYNECOLOGIE-OBSTETRIQUE

DERMATOLOGIE-VENEREOLOGIE

THERAPEUTIQUE

OTO-RHINO-LARYNGOLOGIE

PNEUMOLOGIE

DERMATOLOGIE-VENEREOLOGIE

HEMATOLOGIE ; TRANSFUSION

CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE ET TRAUMATOLOGIQUE

RADIOTHERAPIE

PSYCHIATRIE ADULTES

MMUNOLOGIE

UROLOGIE

CHIRURGIE THORACIQUE ET CARDIO-VASCULAIRE

NEUROLOGIE

GERIATRIE ET BIOLOGIE DU VIEILLISSEMENT

PARASITOLOGIE ET MYCOLOGIE

MEDECINE PHYSIQUE ET DE READAPTATION

PEDIATRIE

BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE

CHIRURGIE DIGESTIVE

NUTRITION

MEDECINE PHYSIQUE ET DE READAPTATION

UROLOGIE

MEDECINE ET SANTE AU TRAVAIL

NEPHROLOGIE

ANESTHESIOLOGIE ET REANIMATION CHIRURGICALE

HEMATOLOGIE

CHIRURGIE DIGESTIVE

PEDOPSYCHIATRIE

HEMATOLOGIE ; TRANSFUSION

REANIMATION MEDICALE

IMMUNOLOGIE

ANATOMIE ET CYTOLOGIE PATHOLOGIQUE

MEDECINE VASCULAIRE

CHIRURGIE THORACIQUE ET CARDIO-VASCULAIRE

PEDIATRIE

ANATOMIE

NEUROLOGIE

PHARMACOLOGIE FONDAMENTALE

CHIRURGIE DIGESTIVE

RADIOLOGIE ET IMAGERIE MEDICALE

PNEUMOLOGIE

PHARMACOLOGIE CLINIQUE

BIOPHYSIQUE ET MEDECINE NUCLEAIRE

NEUROCHIRURGIE

CHIRURGIE INFANTILE

RADIOLOGIE ET IMAGERIE MEDICALE

ANESTHESIOLOGIE ET REANIMATION CHIRURGICALE

ANATOMIE ET CYTOLOGIE PATHOLOGIQUE

BACTERIOLOGIE-VIROLOGIE

EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE DE LA SANTE ET PREVENTION

BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLECULAIRE

OPHTALMOLOGIE

MEDECINE PHYSIQUE ET READAPTATION

GASTRO-ENTEROLOGIE, HEPATOLOGIE

OTO-RHINO-LARYNGOLOGIE

BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLECULAIRE

ENDOCRINOLOGIE, DIABETE ET MALADIES METABOLIQUES

TREVES Richard
TUBIANA-MATHIEU Nicole (C.S)
VALLAT Jean-Michel (C.S)
VALLEIX Denis
VANDROUX Jean-Claude
VERGNENEGRE Alain (C.S)
VIDAL Elisabeth (C.S)
VIGNON Philippe
VIROT Patrice (C.S)
WEINBRECK Pierre (C.S)
YARDIN Catherine (C.S)

RHUMATOLOGIE
CANCEROLOGIE
NEUROLOGIE
ANATOMIE -- CHIRURGIE GENERALE
BIOPHYSIQUE ET MEDECINE NUCLEAIRE
EPIDEMIOLOGIE-ECONOMIE DE LA SANTE-PREVENTION
MEDECINE INTERNE
REANIMATION MEDICALE
CARDIOLOGIE
MALADIES INFECTIEUSES
CYTOLOGIE ET HISTOLOGIE

MAITRE DE CONFERENCES DES UNIVERSITES-PRATICIENS HOSPITALIERS

AJZENBERG Daniel
ANTONINI Marie-Thérèse (CS)
BOURTHOMIEU Sylvie
BOUTEILLE Bernard
CHABLE Héléne
DRUET-CABANAC Michel
DURAND-FONTANIER Sylvain
ESCLAIRE Françoise
FUNALOT Benoit
LE GUYADER Alexandre
MOUNIER Marcelle
PICARD Nicolas
QUELVEN-BERTIN Isabelle
TERRO Faraj
VERGNE-SALLE
VINCENT François

Parasitologie et Mycologie
Physiologie
Cytologie et Histologie
Parasitologie - Mycologie
Biochimie et Biologie Moléculaire
Médecine et Santé au Travail
Anatomic -- Chirurgie Digestive
Biologie Cellulaire
Biochimie et Biologie Moléculaire
Chirurgie Thoracique et Cardio-Vasculaire
Bactériologie -- Virologie -- Hygiène Hospitalière
Pharmacologie Fondamentale
Biophysique et Médecine Nucléaire
Biologie Cellulaire
Pascale Thérapeutique
Physiologie

PRATICIEN HOSPITALIER UNIVERSITAIRE

CAIRE François

Physiologie

P.R.A.G.

GAUTIER Sylvie

Anglais

PROFESSEURS ASSOCIES A MI-TEMPS

BUCHON Daniel
BUISSON Jean-Gabriel

Médecine générale
Médecine générale

MAITRE DE CONFERENCES ASSOCIE A MI-TEMPS

DUMOITIER Nathalie
PREVOST Martine

Médecine Générale
Médecine Générale

A Aurélie
A mes parents et à ma sœur
Leur soutien a été indispensable

A notre Maître, Président et directeur de thèse,

Monsieur le Professeur Arnaud.

Professeur des Universités de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique.

Chirurgien des Hôpitaux.

Chef de Service.

Vous nous faites l'honneur de présider cette thèse, vous nous avez confié ce travail et nous vous en remercions.

Votre habileté chirurgicale et vos connaissances du membre supérieur sont pour nous un exemple.

Veillez trouver ici le témoignage de notre reconnaissance et de notre profond respect.

A notre Maître et Juge,

Monsieur le Professeur Charissoux.

Professeur des Universités de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique.

Chirurgien des Hôpitaux.

Vos connaissances et votre rigueur forcent l'admiration.

Votre disponibilité tant auprès de vos étudiants que de vos patients est pour nous un exemple.

Votre habileté chirurgicale suscite le respect.

Nous vous remercions d'avoir répondu avec gentillesse à nos attentes.

Veillez trouver ici le témoignage de notre reconnaissance et de notre profond respect.

A notre Maître et Juge,

Monsieur le Professeur Mabit.
Professeur des Universités d'Anatomie.
Chirurgien des Hôpitaux.

Vos connaissances anatomiques forcent l'admiration.

Votre rigueur est pour nous un exemple.

Vos facultés pédagogiques tant en cours magistral que lors des présentations en congrès sont pour nous une référence.

Veillez trouver ici le témoignage de notre reconnaissance et de notre profond respect.

A notre Maître et Juge,

Monsieur le Professeur Mouliès,
Professeur des Universités de Chirurgie Infantile.
Chirurgien des Hôpitaux.
Chef de Service.

Votre présence dans notre jury est un honneur.

Notre passage dans votre Service fut une véritable révélation.

Votre passion pour l'orthopédie pédiatrique, votre grande disponibilité pour l'enseignement et votre accompagnement dans les actes chirurgicaux laissent un souvenir impérissable.

Votre humour et votre finesse fait de chacun des staffs un moment privilégié.

Veillez trouver ici le témoignage de notre reconnaissance et de notre profond respect.

A Monsieur le Docteur Fabrice FIORENZA,
Chirurgien des Hôpitaux.

Ton pragmatisme face aux situations difficiles force le respect.

Ces journées passées à tes côtés nous ont permis de découvrir d'autres facettes de la chirurgie orthopédique.

Tu resteras toujours le numéro un.

Trouve ici le témoignage de ma reconnaissance et de mon profond respect.

A Monsieur le Docteur Cédric Coste.
Chirurgien des Hôpitaux.

Tes talents de chirurgien, ton exigence dans ta pratique professionnelle, n'ont d'égal que tes qualités humaines et ta disponibilité auprès des patients.

Tout ce temps passé en ta compagnie, que ce soit à l'hôpital ou ailleurs, restera un souvenir essentiel de mon internat.

Trouve ici le témoignage de ma reconnaissance et de mon amitié.

A ceux qui ont participé à ma formation chirurgicale.

Monsieur le professeur Masquelet, Monsieur le Professeur Bégué et Madame le Professeur Thoreux qui ont su me communiquer leur passion pour l'Orthopédie, dès mon externat à Avicenne.

Madame le Professeur Mathonnet, Monsieur le Professeur Gainant, chez qui j'ai effectué mon premier stage d'interne.

Mesdames et Messieurs les Docteurs Bouvier, Fred, Ehrard, Orsoni, Galissier, Oksman, Dotzis, Pandeirada (mon « coach de thèse »), Marcheix (mon copain de Starbuck's), Vacquerie (ma copine de sushis), Cordier, Leurs, Gérin, Abisafi, Maiez, Sportouch, Longis, Fourcade, Peyrou et Grimaudo, qui ont su m'accompagner pendant cet internat.

Messieurs les Docteurs Gougam et Dmytruk chez qui j'ai effectué mon ultime stage à Saint-Junien, vous avez su me préparer pour le clinicat.

Messieurs les Docteurs Grousseau et Kalfon, merci pour votre accueil.

A mes co-internes : Julien le Marseillais, Bertrand, Guillaume, Marion, Pierre-Alain, Thomas, Youssef, Maxime, Younès, Anne-Laure, Fred, Nicolas, et Sina.

A tout le personnel des services d'orthopédie de Limoges et de Saint Junien, de chirurgie pédiatrique et de l'Internat.

A Monsieur Christian Vézine.

A Monsieur Henri Bonnabau, du département d'Epidémiologie, de Biostatistique et de Méthodologie de la Recherche de la Faculté de Médecine de Limoges.

A mes Amis de Musique : Fred, Guillaume, Julian, Julien et Xavier.

A Fix, Marc, Caro Et j'en oublie forcément !

A mes chers Voisins, à bientôt dans les Corbières !

Table des matières

| | |
|--|----|
| Table des matières | 12 |
| ABREVIATIONS | 15 |
| INTRODUCTION..... | 17 |
| HISTORIQUE DE LA CHIRURGIE ASSISTEE PAR ORDINATEUR..... | 20 |
| 1. Classification des différents systèmes de CAO : | 22 |
| 2. Naissance de la navigation des prothèses totales de genou : | 22 |
| 3. Anatomie d'un système de navigation :..... | 26 |
| 4. Description des différents systèmes passifs : | 28 |
| 4.1 Système avec imagerie préopératoire : | 28 |
| 4.2 Système sans imagerie : | 29 |
| 4.3 Système avec imagerie per-opératoire: | 32 |
| PRESENTATION DU NAVIGATEUR AMPLIVISION™..... | 33 |
| 1. Généralités :..... | 34 |
| 2. Description de la station de navigation :..... | 35 |
| 3. Mise en route du navigateur : | 37 |
| 4. Présentation de l'ancillaire :..... | 39 |
| TECHNIQUE CHIRURGICALE DE POSE DE LA PTG SCORE™ NAVIGUEE | 40 |
| 1. Installation :..... | 41 |
| 1.1 Installation du patient : | 41 |
| 1.2 Installation du navigateur :..... | 41 |
| 2. Voie d'abord : | 42 |
| 3. Fixation des corps rigides :..... | 42 |
| 4. Acquisition des centres de la cheville, de la hanche et du genou :..... | 43 |
| 4.1 Centre de la cheville :..... | 43 |
| 4.2 Centre de la hanche : | 44 |
| 4.3 Centre du genou : | 44 |
| 5. Acquisition tibiale : | 45 |
| 6. Acquisition fémorale :..... | 46 |
| 7. Mesure de l'angle HKA : | 47 |
| 8. Planning tibial : | 48 |
| 9. Coupe tibiale :..... | 49 |
| 10. Equilibrage ligamentaire :..... | 51 |
| 11. Coupe fémorale : | 52 |
| 12. Implants d'essai :..... | 53 |
| 13. Implantation définitive : | 55 |

| | |
|---|----|
| MATERIEL ET METHODE | 56 |
| 1. Matériel :..... | 57 |
| 1.1 Présentation de la PTG SCORE™ : | 57 |
| 1.2 Population étudiée : | 59 |
| 2. Méthode : | 59 |
| 2.1 Constitution de la série : | 59 |
| 2.2 Données radiologiques : | 59 |
| 2.3 Données informatiques : | 60 |
| 2.4 Méthodes statistiques et logiciels utilisés : | 60 |
| FICHE D'INFORMATION | 62 |
| RESULTATS | 63 |
| 1. Analyse descriptive : | 64 |
| 1.1 Données épidémiologiques générales : | 64 |
| 1.2 Données radiologiques préopératoires : | 66 |
| 1.3 Données chirurgicales : | 67 |
| 1.4 Données Informatiques : | 72 |
| 1.5 Données radiologiques postopératoires : | 78 |
| 1.6 Données cliniques : | 82 |
| 2. Analyse comparative : | 83 |
| 2.1 Comparaison entre l'angle HKA préopératoire et l'angle HKA évalué par le navigateur avant la réalisation des coupes : | 83 |
| 2.2 Comparaison entre l'angle HKA évalué par le navigateur en fin d'intervention, et l'angle HKA mesuré sur le pangonogramme postopératoire : | 85 |
| 2.3 Comparaison entre l'angle bêta évalué par le navigateur en fin d'intervention et l'angle bêta mesuré en postopératoire : | 88 |
| 2.4 Comparaison entre la pente tibiale évaluée par le navigateur et la pente tibiale mesurée sur les radiographies postopératoires : | 89 |
| 2.5 Comparaison entre la position de l'implant fémoral dans le plan frontal évaluée par le navigateur, et sa position radiologique postopératoire : | 90 |
| 2.6 Comparaison entre la position de l'implant fémoral dans le plan sagittal évaluée par le navigateur, et sa position radiologique postopératoire : | 91 |
| 3. Complications postopératoires : | 92 |
| 3.1 Complications à court terme : | 92 |
| 3.2 Complication à moyen terme : | 92 |
| 3.3 Complication à long terme : | 92 |
| DISCUSSION | 93 |
| 1. Critique de la méthodologie : | 94 |
| 2. Données épidémiologiques générales : | 94 |
| 3. Comparaison entre l'angle HKA préopératoire et l'angle HKA évalué par le navigateur avant la réalisation des coupes : | 96 |

| | |
|---|------------|
| 4. Construction du modèle statistique déformable : aspects géométriques et morphologiques : | 97 |
| 4.1 Aspects géométriques : | 97 |
| 4.2 Aspects morphologiques : | 98 |
| 4.3 Corrélation entre le nombre de points détectés et l'angle HKA : | 99 |
| 5. Comparaison entre l'angle HKA évalué par le navigateur en fin d'intervention, et l'angle HKA mesuré sur le pangonogramme postopératoire : | 100 |
| 5.1 Position du patient et laxité ligamentaires : | 100 |
| 5.2 Qualité du pangonogramme : | 102 |
| 5.3 Facteurs chirurgicaux : | 103 |
| 5.4 Précision du navigateur : | 107 |
| 6. Comparaison de notre série avec les données de la littérature : | 108 |
| CONCLUSION | 110 |
| BIBLIOGRAPHIE | 112 |
| Serment d'Hippocrate | 118 |

ABREVIATIONS



".....La langue des matelots n'est pas la langue ordinaire : c'est une langue telle que la parlent l'océan et le ciel, le calme et la tempête.

Vous habitez un univers d'eau parmi des créatures dont le vêtement, les goûts, les manières, le visage, ne ressemblent point aux peuples autochtones : elles ont la rudesse du loup marin et la légèreté de l'oiseau; on ne voit point sur leur front les soucis de la société; les rides qui les traversent ressemblent aux plissures de la voile diminuée et sont moins creusées par l'âge que par la bise, ainsi que dans les flots. La peau de ces créatures, imprégnée de sel est rouge et rigide, comme la surface de l'écueil battu de la lame....."

*Chateaubriand
Mémoires d'outre-tombe*

AG : Anesthésie Générale

CASPAR : Computer Assisted Surgical Planning And Robotics

CAO : Chirurgie Assistée par Ordinateur

GMCAO : Gestes Médicaux Chirurgicaux Assistés par Ordinateur

HKA : Hip Knee Ankle

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique

OTV : Ostéotomie Tibiale de Valgisation

PTG : Prothèse Totale de Genou

PUC : Prothèse Uni Compartimentale

TDM : Tomodensitométrie

INTRODUCTION



« Je me souviens de nos cinq caravelles à l'ancre contre la jetée de Sanlúcar. Le jour n'était pas encore levé. J'étais seul. Tout dormait alentour. Je suis monté à bord du navire amiral. Il grinçait, il remuait un peu, comme un berceau. Dans l'ombre j'ai erré jusqu'à trouver la proue, je me suis planté droit face aux lueurs dorées sur la crête des vagues et, tandis que s'éveillait le ciel où dérivait des oiseaux blancs, je me suis longuement empli de ce magnifique et terrible infini que j'allais devoir affronter. C'était en l'an 1527, le dix-septième jour de juin. J'avais vingt-sept ans d'âge et je n'avais jamais navigué. L'océan ne m'effrayait pas, il m'exaltait au point que tout mon être, tandis que je goûtais le vent, n'était qu'un ample chant. Derrière moi, proche et pourtant déjà presque oubliés étaient mon Espagne familière, les ruelles du port, le sommeil des tavernes. J'étais comme un enfant sorti pour la première fois sur le seuil de sa maison, et découvrant la démesure du monde. »

*Henri GOUGAUD
L'homme qui voulait voir Mahona*

La chirurgie assistée par ordinateur (CAO) trouve peu à peu sa place au bloc opératoire. Elle s'intègre au domaine plus large que sont les gestes médicaux chirurgicaux assistés par ordinateur (GMCAO). Les applications se multiplient en orthopédie, et tout particulièrement dans la chirurgie prothétique du genou où le nombre de patients ayant bénéficié de ces techniques ne cesse de croître.

Notre but ici sera de rapporter l'expérience du service d'orthopédie de Limoges dans le domaine de la chirurgie prothétique du genou assistée par ordinateur : la navigation.

Le résultat à long terme des prothèses totales du genou (PTG) est étroitement corrélé à la qualité de l'implantation[1],[2]. Pour atteindre ses objectifs, une PTG doit obéir à un certain nombre de principes mécaniques : l'axe mécanique frontal du membre inférieur (traduit par l'angle HKA) doit être normo-axé, l'interligne articulaire prothétique doit respecter la hauteur patellaire, le genou prothétique doit avoir une parfaite stabilité en flexion-extension et l'appareil extenseur doit être centré.

Il est clairement établi que le taux de descellement augmente dès que l'axe du membre inférieur n'est pas restitué[3]. Habituellement, le positionnement des implants dépend d'ancillaires qui permettent une visée intra ou extra-médullaire. Ces deux méthodes présentent des limites et des imprécisions liées à l'opérateur, aux déformations anatomiques inhérentes à la gonarthrose, voire à des interventions antérieures[4]. Malgré les ancillaires intra ou extra-médullaires, il est classique de rencontrer des malpositions tant dans le plan frontal que dans le plan sagittal ou coronal[4]. La coupe fémorale inférieure orthogonale nécessite une approximation. Elle est réalisée après repérage de l'axe anatomique matérialisé par la tige intra médullaire. Un angle de 4 à 7° mesuré sur le pangonogramme est donné à celle-ci pour être perpendiculaire à l'axe mécanique. Cette mesure peut être responsable d'imprécisions. Pour le tibia, les axes anatomiques et mécaniques se superposent sur la face[5], mais la restitution de la pente anatomique sur le profil reste approximative. Ainsi, bien que l'arthroplastie du genou donne de bons résultats, il existe selon les séries 5 à 8% de complications (faillite des implants, instabilité, etc.)[6].

C'est dans ce contexte que sont apparus les systèmes de navigation dont le but est de permettre une pose plus précise et reproductible des implants[7, 8], qu'avec des ancillaires mécaniques manuels. Cela se traduit par une survie plus longue des implants [9],[10].

La Chirurgie Assistée par Ordinateur (CAO) au niveau du genou est capable de fournir au chirurgien une meilleure précision dans son geste[10], car ce type de système donne une mesure objective de l'angle fémoro-tibial, quelle que soit la déformation osseuse, et limite les erreurs de visée opérateur-dépendant.

La mise en place de prothèse totale de genou de type SCORE™ assistée par le système de navigation Amplivision™ a débuté en juin 2006 au CHU de Limoges. Préalablement, les opérateurs s'étaient familiarisés avec la gamme SCORE, en réalisant des arthroplasties de genou à l'aide de l'ancillaire traditionnel non navigué.

L'objectif principal de notre étude est de vérifier la concordance des données per-opératoires fournies par le navigateur avec les données radiographiques postopératoires dans les arthroplasties totales du genou.

Nous nous efforcerons d'évaluer la fiabilité de l'outil informatique et de rapporter l'expérience de notre service dans la chirurgie prothétique du genou assistée par ordinateur.

HISTORIQUE DE LA CHIRURGIE ASSISTEE PAR ORDINATEUR



« A partir du XV^e siècle, les marins, poussés par l'attrait des découvertes et de l'aventure — sans doute aussi par l'or et les épices du Nouveau Monde — se sont lancés vaillamment sur la « Mer Océane » -, où la Terre se dérobe à la vue pendant des semaines. Errant entre deux infinis, celui de l'eau et celui du ciel, le pilote d'un navire se fit alors astronome et, à ses connaissances pratiques, a peu à peu adossé un savoir théorique, basé sur le mouvement des astres et la trigonométrie. L'art de naviguer est alors devenu une véritable science. »

Elisabeth HEBERT

Le traité de navigation de Jean-Baptiste Denonville (1760)

Au début des années 1980, les neurochirurgiens ont été les pionniers dans le domaine de la chirurgie assistée par ordinateur (CAO) et tout particulièrement en ce qui concerne la chirurgie stéréotaxique. Le principe était basé sur l'utilisation d'une imagerie pré ou per-opératoire (scanner ou IRM) et sur l'utilisation d'un robot, c'est à dire d'un système de navigation actif, piloté par un ordinateur.

En 1985, le doyen de la faculté de Médecine de Grenoble, Roger Sarrazin comprend très vite l'intérêt que présentent les images numériques pour guider le positionnement d'outils chirurgicaux. Dans sa réflexion il est aidé par trois chercheurs en Mathématiques, Informatique, et Robotique, Jacques Demongeot, Philippe Cinquin et Jocelyne Troccaz. Ces trois scientifiques - dont deux sont aussi médecins – travaillent au sein du CHU de Grenoble et dépendent en plus de l'Institut de Mathématiques Appliquées de Grenoble (IMAG) appartenant à l'université Joseph Fourier. Les premières applications cliniques en neurochirurgie en 1988-1989 dans le service d'A.L Benabid, à Grenoble. Pour la première fois, il était possible, grâce à un système de navigation et un bras robotisé porte-outil, de définir le concept de « frameless stereotaxis », c'est-à-dire sans cadre de contention. Les premières applications cliniques en orthopédie se sont focalisées sur la visée du pédicule vertébral dès 1991. Conçu à l'université Joseph Fourier, le système de navigation utilisé bénéficiait d'une base TDM [11].

Trois centres à travers le monde ont participé au développement de l'arthroplastie totale du genou assistée par ordinateur. Ils ont démarré à peu près en même temps leurs premiers essais cliniques : Antony D Gioia à Pittsburgh avec le système KneeNav™, Dominique Saragaglia à Grenoble, puis David Stulberg à Chicago avec le système Orthopilot™. La première implantation sur l'être vivant date du 21 janvier 1997[12].

En orthopédie, à travers le monde, différents systèmes de CAO ont été développés pour des interventions telles que la prothèse totale de hanche [13], la ligamentoplastie du ligament croisé antérieur [14], l'ostéotomie tibiale [15] et la reprise de prothèse totale de genou[16].

En France, Dominique Saragaglia[17],[12],[4] a ouvert une voie pionnière dans le domaine de l'arthroplastie totale du genou assistée par ordinateur. Rémi Julliard[18] a été à l'origine du concept de chirurgie anatomométrique du remplacement du ligament croisé antérieur, et ceci dès les années 1996/1998. L'école Brestoise et Eric Stindel[19] ont grandement participé à la mise au point du logiciel de navigation des ostéotomies hautes du tibia. Des auteurs comme Jean Yves Jenny[20], Andrew Quoc Dutton[21], et Norberto Confalonieri[22] ont rapidement démontré que les systèmes de navigation associés aux techniques de chirurgie minimale invasive étaient intéressants : l'informatique permet de redonner aux chirurgiens l'information qu'il perd lorsqu'il travaille en mini abord.

1. Classification des différents systèmes de CAO :

Bon nombre de classifications ont été proposées pour décrire les différents systèmes de CAO. La plus récente, distingue trois catégories :

Les systèmes actifs robotisés, les systèmes semi-actifs robotisés et les systèmes passifs. Chez ces derniers, on compte les systèmes avec imagerie préopératoire (TDM), les systèmes sans imagerie préopératoire et les systèmes avec imagerie per-opératoire (fluoroscopie).

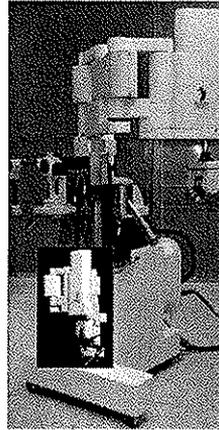
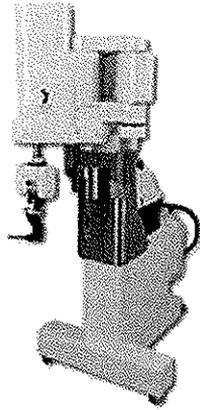
| Système actif Robotisé | Système semi-actif Robotisé | Système passif | | |
|------------------------|-----------------------------|--------------------------------|-----------------------------|--------------------------------|
| Robodoc™ CASPAR™ | Unimation Puma 260™ | <u>Imagerie pré-opératoire</u> | <u>Sans imagerie</u> | <u>Imagerie per-opératoire</u> |
| | | Navitrack™ VectorVision™ | Orthopilot™ Amplivision™ | Viking™ FluoroKnee™ |

Classification des différents systèmes de CAO

2. Naissance de la navigation des prothèses totales de genou :

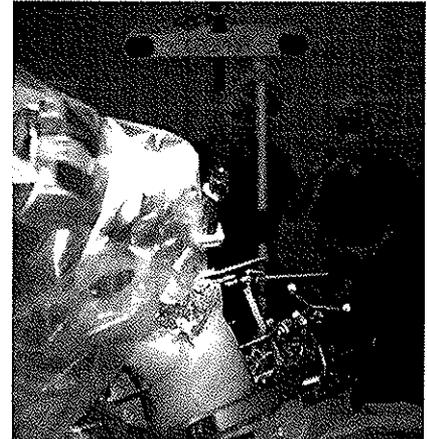
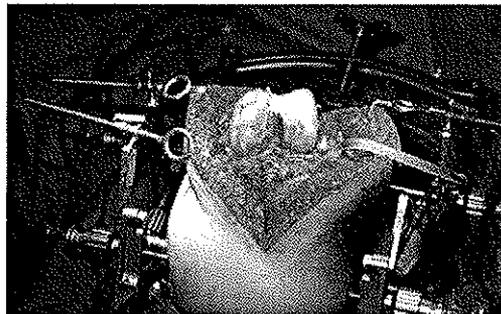
Au début des années 1990, en chirurgie orthopédique, la tendance était à l'utilisation d'une imagerie préopératoire (scanner) et comme en neurochirurgie, à l'utilisation de robots actifs, dérivés des robots industriels. C'est ainsi qu'en 1992, naquit Robodoc™ (société Integrated Surgical System inc., Sacramento, CA, U.S.A), élaborer pour améliorer le fraisage et l'implantation des prothèses sans ciment dans le canal centromédullaire.

Fadda et al. en 1997, Van Ham et al. en 1998 (ayant élaboré le premier système robotisé actif Européen de pose de PTG, le robot CASPAR™ pour Computer Assisted Surgical Planning And Robotics, de la société Allemande Ortho-Maquet, Rastatt) et d'autres auteurs, publièrent sur différents systèmes dont le dénominateur commun était que le geste chirurgical se déroulait sans l'intervention directe du chirurgien. Ces systèmes permettaient la réalisation d'un geste ou d'une tâche par un robot à partir de données d'imagerie.



Robodoc™

Le principe repose sur l'acquisition préopératoire du modèle osseux du genou du patient, par rapport à un repère fixé à l'os, dont les coordonnées spatiales sont parfaitement identifiées sur un scanner. Ceci nécessite l'implantation chirurgicale intra-osseuse préalable d'un repère fixe par rapport auquel le modèle osseux du patient pourra être reconstruit en 3D. Un logiciel permet alors le transfert des informations acquises par le scanner à l'unité centrale du système robotisé, qui situe ainsi parfaitement les structures osseuses par rapport à ce repère.

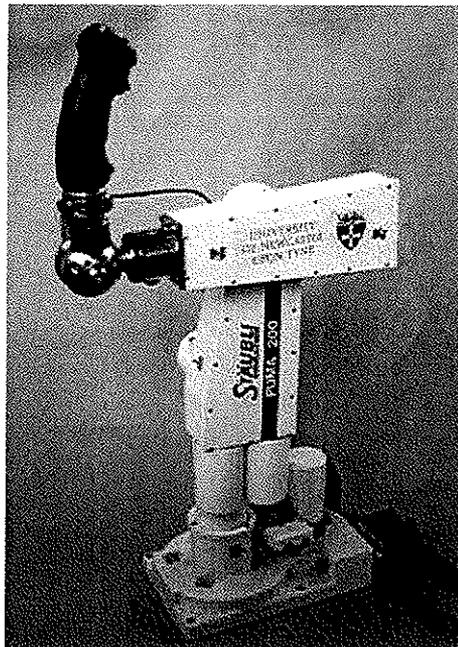


Caspar™

Le robot est dès lors capable, à partir de la programmation faite par le chirurgien sur les images scanner, de réaliser des coupes osseuses avec une précision accrue. Ces systèmes qui nécessitent une étape chirurgicale préalable et une programmation pré opératoire lourde par le chirurgien qui reste passif lors de l'intervention semblent, après une période d'engouement, être en perte de vitesse.

Ainsi, ce type de système est actuellement très peu utilisé du fait de sa complexité, de son coût, de sa difficulté à être installé dans une salle d'opération et de son caractère invasif[23, 24]. Cependant, après la disparition des robots de première génération, sont apparus de nouveaux systèmes robotisés (2007,2008). Ils sont miniaturisés, et travaillent selon deux concepts : la sécurité passive (guidage de la main du chirurgien, pour un fraisage par exemple, selon un programme prédéfini à l'avance sur une base TDM) et les robots dits « bone mounted », qui fixés sur l'os à proximité de la zone de travail, sont capables d'effectuer une tâche automatique sans aide extérieure (Praxiteles™).

En 1993, Matsen et al.[25] décrivent un robot semi actif (Unimation Puma 260™) pour la mise en place des prothèses de genou. Il permettait d'orienter les guides de coupe alors que le chirurgien faisait lui-même les coupes osseuses. Ce prototype était resté au stade expérimental et n'a jamais été utilisé en clinique humaine. Il faut préciser que pour ces différents systèmes, on n'emploie pas le terme de navigation.



Unimation Puma 260™

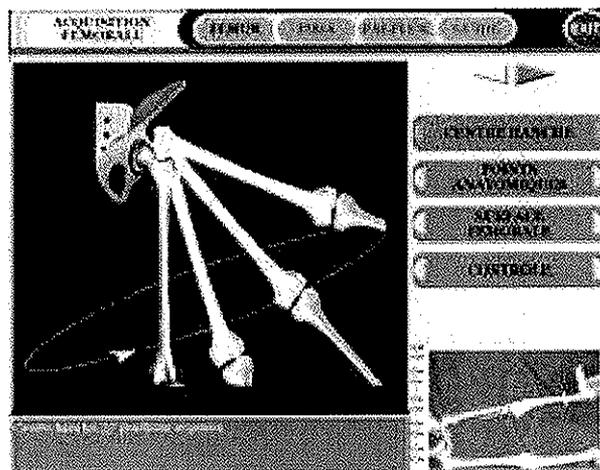
Kienzle et al. décrivent en 1996 un robot basé sur l'utilisation d'un scanner préopératoire. Ils avaient développé une idée particulièrement originale concernant le repérage per-opératoire du centre de la tête fémorale par un mouvement de rotation axiale du fémur équipé d'un marqueur (rigid body).

La même année, Leitner et al. développaient un modèle cinématique dans lequel le repérage du centre de la tête fémorale était réalisé selon le concept de Kienzel. Le milieu du genou était déterminé par des mouvements de flexion-extension et de rotation axiale, et le milieu de la cheville était déterminé par des mouvements de flexion-extension et d'inversion-éversion du pied. Peu après ce modèle évolua avec un système de palpation de points anatomiques remarquables, au niveau de la cheville et du genou.

Tous les systèmes actuels (dont le système Amplivision™), sans imagerie préopératoire, sont basés sur ce principe d'acquisition cinématique du centre de la hanche.

Au tout début des années 2000, le concept du « Bone Morphing »[14],[26], technologie purement française, a été rajouté aux logiciels uniquement cinématiques. Il permettait d'avoir un marquage de surface à partir d'un modèle statistique déformable et donc d'approcher le plus possible la réalité anatomique (ce que ne pouvait pas faire un système à base cinématique). Il faut rendre hommage à l'équipe du laboratoire TIMC (Université Joseph Fourier, Grenoble) pour avoir su s'entourer des ingénieurs (principalement Markus Fleute) qui ont mis au point le premier système de marquage de surface.

La navigation était née. Il s'agissait d'un système permettant d'allier l'intégration de données géométriques (soit par le traitement de données d'imagerie, soit par l'acquisition per-opératoire des centres cinématiques articulaires), et de données morphologiques (par le système du bone morphing).

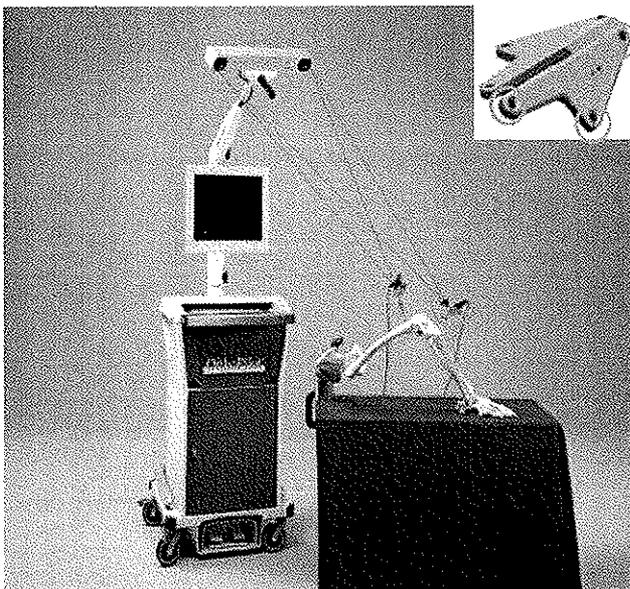


*Acquisition cinématique du centre de la hanche (Praxim-Surgetics™)
Il est donné par des mouvements de circumduction de la hanche après avoir stabilisé le bassin. La position du centre hanche par la méthode cinématique est fiable[27].*

A partir de la fin des années 1990 et au début des années 2000, les différents systèmes passifs de navigation se développèrent : certains avec TDM préopératoire (Kienzle et al. en 1995), d'autres sans imagerie, et enfin ceux avec imagerie per-opératoire (la fluoroscopie[15], ou l'échographie testée par J Tonetti dès 2000) .

3. Anatomie d'un système de navigation :

Il existe un matériel commun aux différents systèmes de navigation. Pour pouvoir naviguer, il faut un localisateur, qui va repérer les signaux émis par des marqueurs, fixés sur les segments de membre, dont la position dans l'espace pourra donc être déterminée. Le système le plus couramment utilisé est le système opto-électronique, dont les marqueurs possèdent des diodes infrarouges et dont le localisateur comporte deux ou trois caméras CCD uni ou bidimensionnelles.



Système Orthopilot™



Système Amplivision™

On distingue deux types de marqueurs, les marqueurs actifs, et les marqueurs passifs.

Les marqueurs actifs, produisent eux même le signal capté par le navigateur. Ils peuvent être reliés au navigateur par des câbles (par exemple dans le système Orthopilot™), ou sans fils et munis de piles.

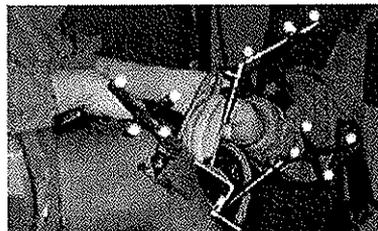
Les marqueurs passifs, les plus couramment utilisés, réfléchissent par l'intermédiaire de petites sphères, la lumière émise par une source située sur la caméra (par exemple dans le système Amplivision™). L'avantage d'un tel système est de ne plus avoir de fils dans le champ opératoire.

L'inconvénient est le risque de perdre de la précision en cas de salissure (sang) sur une ou plusieurs billes. Dans les deux cas, le signal lumineux émis (ou réfléchi) est un signal infrarouge qui doit être de longueur d'onde de 800 nm, différentes des 400 à 500 nm du signal lumineux émis par les scialytiques des blocs opératoires.

Il existe également des systèmes à détection électromagnétique (par exemple le Système Navitrack™ de Zimmer), mais ceux-ci sont victimes d'interférences possibles avec les objets métalliques ou électroniques, largement présents au bloc opératoire.

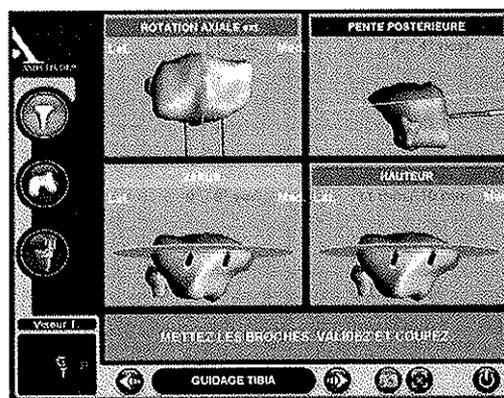


Marqueurs actifs à fils



Marqueurs passifs réfléchissant

Il faut également un ordinateur qui va intégrer, transformer, et transposer les signaux donnés par les marqueurs sur une interface graphique sous forme de schémas et de chiffres (position dans les différents plans des implants prothétiques et angles HKA). Il va permettre de commander les différentes étapes de l'acte opératoire et contrôler en temps réel, l'axe mécanique du membre inférieur, avant la mise en place de la prothèse, en cours et à la fin de l'intervention. Il permet également d'évaluer la balance ligamentaire, et d'enregistrer les données essentielles de l'intervention.



Interface graphique du système Amplivision™

Il faut enfin, un système de commande, qui peut être, soit un écran tactile (habillé ou non par un film transparent stérile) soit, ce qui engendre moins de risque septique, une pédale et/ou un palpeur de commande, actionnés par l'opérateur lui-même. Cela présente le double avantage de prendre les références anatomiques, et de piloter à distance les étapes à l'écran.



Palpeur pointeur Amplivision™

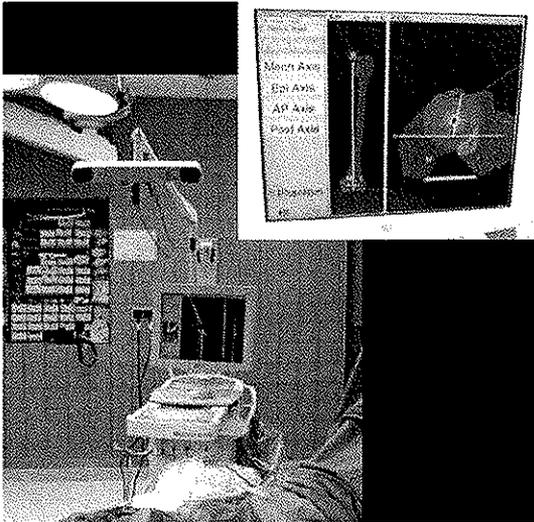
4. Description des différents systèmes passifs :

4.1 Système avec imagerie préopératoire :

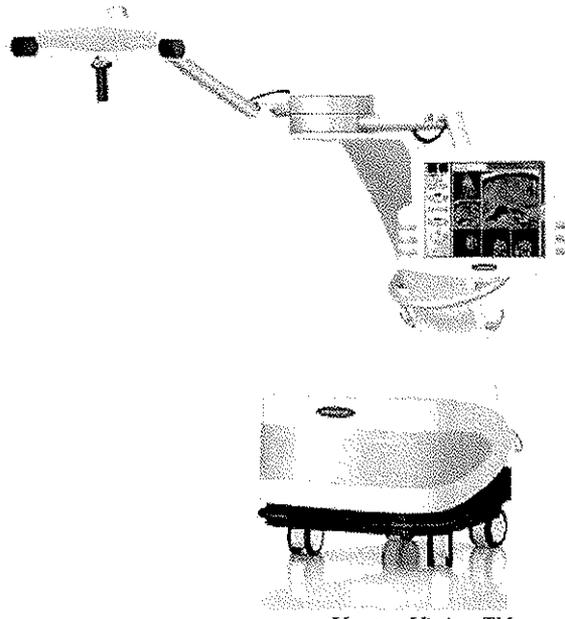
Parmi les systèmes avec imagerie préopératoire, on peut citer le système Navitrack™ de ORTHOsoft inc. (Zimmer), et le système VectorVision™ de BrainLAB. Tous deux nécessitent la réalisation d'un scanner ou d'une IRM, la veille ou quelques jours avant l'intervention, qui permettent une reconstruction 3D de tout le membre inférieur. En pratique, il faut faire des coupes étagées de tout le membre, depuis la hanche jusqu'à la cheville, de 1 mm au niveau du genou, de 3 mm au niveau de la hanche et de la cheville, et de 1 cm au niveau des diaphyses, ce qui prend une vingtaine de minutes. Les données sont enregistrées sur un CD-ROM ou tout autre moyen de stockage, puis transférées sur la console de navigation. Avant l'intervention, le chirurgien fait sa planification, sur la console, ce qui prend 30 à 45 minutes. La navigation s'effectue, comme pour tous les autres systèmes, après fixation des marqueurs sur le fémur et le tibia, ainsi que sur les guides de coupe.

Les avantages de l'utilisation du scanner sont la reconstruction tridimensionnelle de tout le membre inférieur et la possibilité de mesurer la torsion fémorale distale à condition que cette mesure soit fiable et reproductible tout au moins dans le repérage de l'axe bi-épicondylien.

Les inconvénients sont représentés par l'utilisation d'un examen relativement onéreux, irradiant, ne faisant pas partie du bilan préopératoire habituel des prothèses totales du genou, et exigeant une planification préopératoire relativement longue et fastidieuse.



Navitrack™



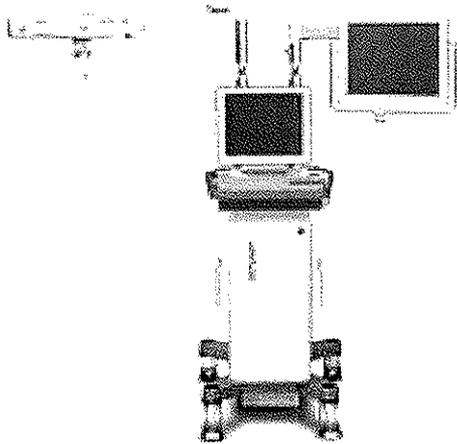
VectorVision™

4.2 Système sans imagerie :

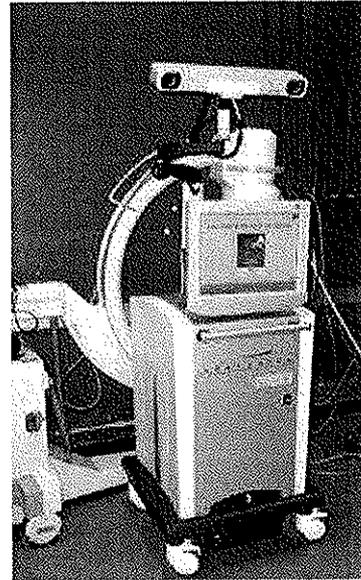
Les systèmes sans imagerie utilisent quand à eux des données per-opératoires qui sont transmises au navigateur par l'intermédiaire de marqueurs. Ils sont assez voisins les uns des autres, mais certaines caractéristiques permettent de les distinguer.

Le plus ancien est le modèle cinématique et palpatoire appelé actuellement Orthopilot™ (B-Braun-Aesculap, Tuttlingen, Allemagne). Il est utilisé depuis plus de dix ans par l'équipe de Saragaglia.

Parmi les systèmes sans imagerie, on peut aussi citer les systèmes Knee Trac™ de Stryker, et CT-free VectorVision™ de BrainLab. Ils se différencient du système précédent par l'absence d'acquisition cinématique du centre du genou et de la cheville et une palpation plus étendue des condyles et du plateau tibial (nuage de points).

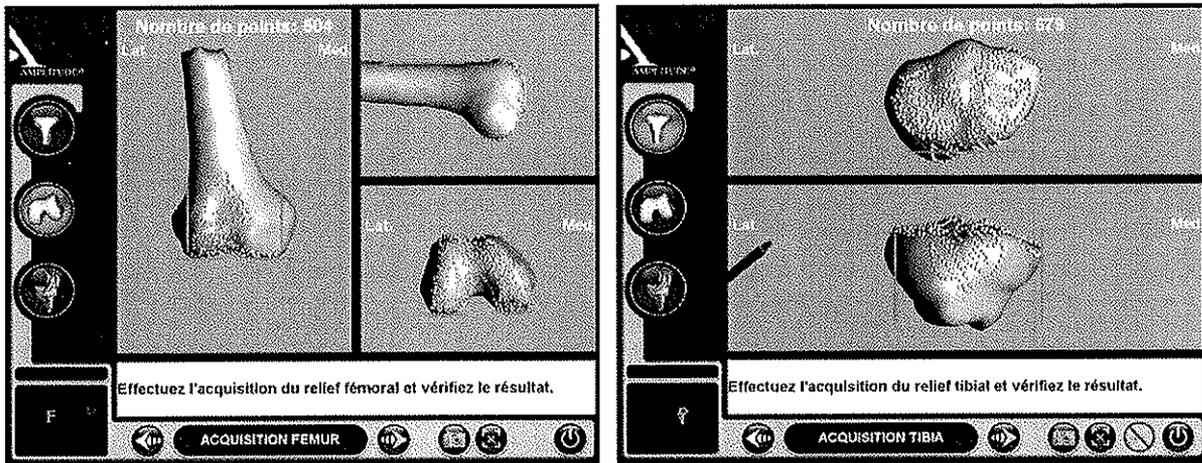


Knee Trac™

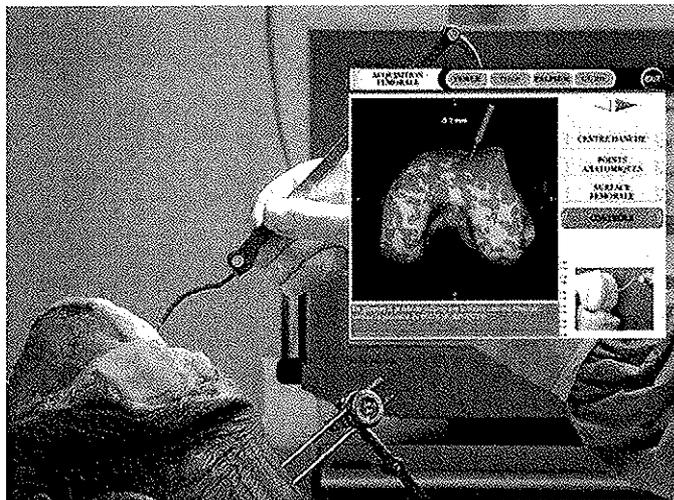


Surgetics™

Les systèmes Surgetics™ (Praxim SA, Grenoble), et Amplivision™ (Amplitude), sont basés sur le principe du bone morphing. Ce système permet l'acquisition d'un nuage de points à la surface de l'os du patient à l'aide d'un localisateur 3D qui détermine, en temps, réel la position d'un palpeur préalablement calibré par rapport à 2 points fixes attachés à l'os. Les informations acquises sur le patient sont fusionnées à un modèle statistique déformable du tibia et du fémur acquis à partir d'une banque de donnée d'os secs. La fusion des 2 systèmes permet d'obtenir une représentation graphique tridimensionnelle associant par définition des zones osseuses palpées et des zones reconstruites à partir du modèle statistique. Ainsi, en per-opératoire, l'opérateur doit «crayonner» les surfaces articulaires et épiphysaires avec un palpeur équipé d'un marqueur, de manière à reconstituer virtuellement dans l'ordinateur le genou pathologique.



Bone morphing (Amplivision™)



Bone morphing (Surgetics™)

4.3 Système avec imagerie per-opératoire:

Les systèmes avec imagerie per-opératoire sont pour l'instant relativement confidentiels, compte tenu de l'encombrement dans la salle d'opération, du risque théorique d'augmentation des complications infectieuses, et de l'habitude des chirurgiens à ne pas utiliser d'amplificateur de brillance (fluoroscope) en chirurgie prothétique.

Parmi ces systèmes on peut citer le Viking System™ de Medtronic, et le FluoroKnee System™ de Smith and Nephew et Medtronic (Victor et Hoste), dont les fonctionnements sont très voisins.



FluoroKnee™

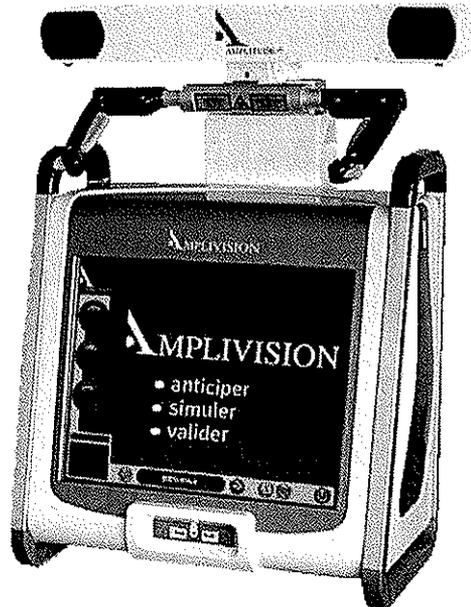
PRESENTATION DU NAVIGATEUR AMPLIVISION™



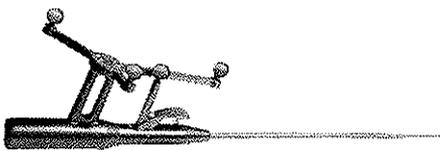
« Dans le port étroit et long comme une chaussée d'eau entre ses quais peu élevés où brillent les lumières du soir, les passants s'arrêtaient pour regarder, comme de nobles étrangers arrivés de la veille et prêts à repartir, les navires qui y étaient assemblés. Indifférents à la curiosité qu'ils excitaient chez une foule dont ils paraissaient dédaigner la bassesse ou seulement ne pas parler la langue, ils gardaient dans l'auberge humide où ils s'étaient arrêtés une nuit, leur élan silencieux et immobile. La solidité de l'étrave ne parlait pas moins des longs voyages qui leur restaient à faire que ses avaries des fatigues qu'ils avaient déjà supportées sur ces routes glissantes, antiques comme le monde et nouvelles comme le passage qui les creuse et auquel elles ne survivent pas. Frêles et résistants, ils étaient tournés avec une fierté triste vers l'Océan qu'ils dominent et où ils sont comme perdus. La complication merveilleuse et savante des cordages se reflétait dans l'eau comme une intelligence précise et prévoyante plonge dans la destinée incertaine qui tôt ou tard la brisera. Si récemment retirés de la vie terrible et belle dans laquelle ils allaient se retremper demain, leurs voiles étaient molles encore au vent qui les avait gonflées, leur beaupré s'inclinait obliquement sur l'eau comme hier encore leur démarche, et, de la proue à la poupe, la courbure de leur coque semblait garder la grâce mystérieuse et flexible de leur sillage ...»

*Marcel PROUST
Voiles au port
Les plaisirs et les jours*

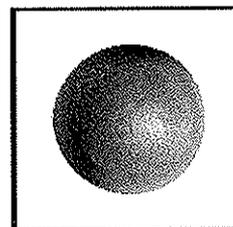
1. Généralités :



Le navigateur Amplivision™ (société Amplitude), fait parti des systèmes passifs, sans imagerie pré ou per-opératoire. Il est muni d'une tête optique (équipée de deux caméras infrarouges), intégrée au système sur un bras télescopique, et d'un guidage laser qui facilite ainsi une visée précise sur la zone d'intérêt. Le navigateur est équipé d'un écran tactile de dix-sept pouces affichant l'interface graphique qui guide étape par étape le chirurgien au cours de l'intervention. Deux ports USB, situés sous l'écran, permettent de récupérer les données cliniques informatisées, en fin d'intervention. Une pédale munie de deux boutons, reliée à la colonne, commande à l'écran les différents paramètres proposés étape par étape par le logiciel de navigation. Un palpeur/pointeur, faisant partie de l'ancillaire stérile, sans fil ni pile, permet au chirurgien de prendre les références anatomiques (bone morphing, malléoles), mais aussi de piloter le logiciel de navigation, à l'aide de sa gâchette. Il est, tout comme le guide de coupe, équipé de marqueurs sphériques permettant un large spectre de visibilité des corps rigides aux caméras infrarouges.



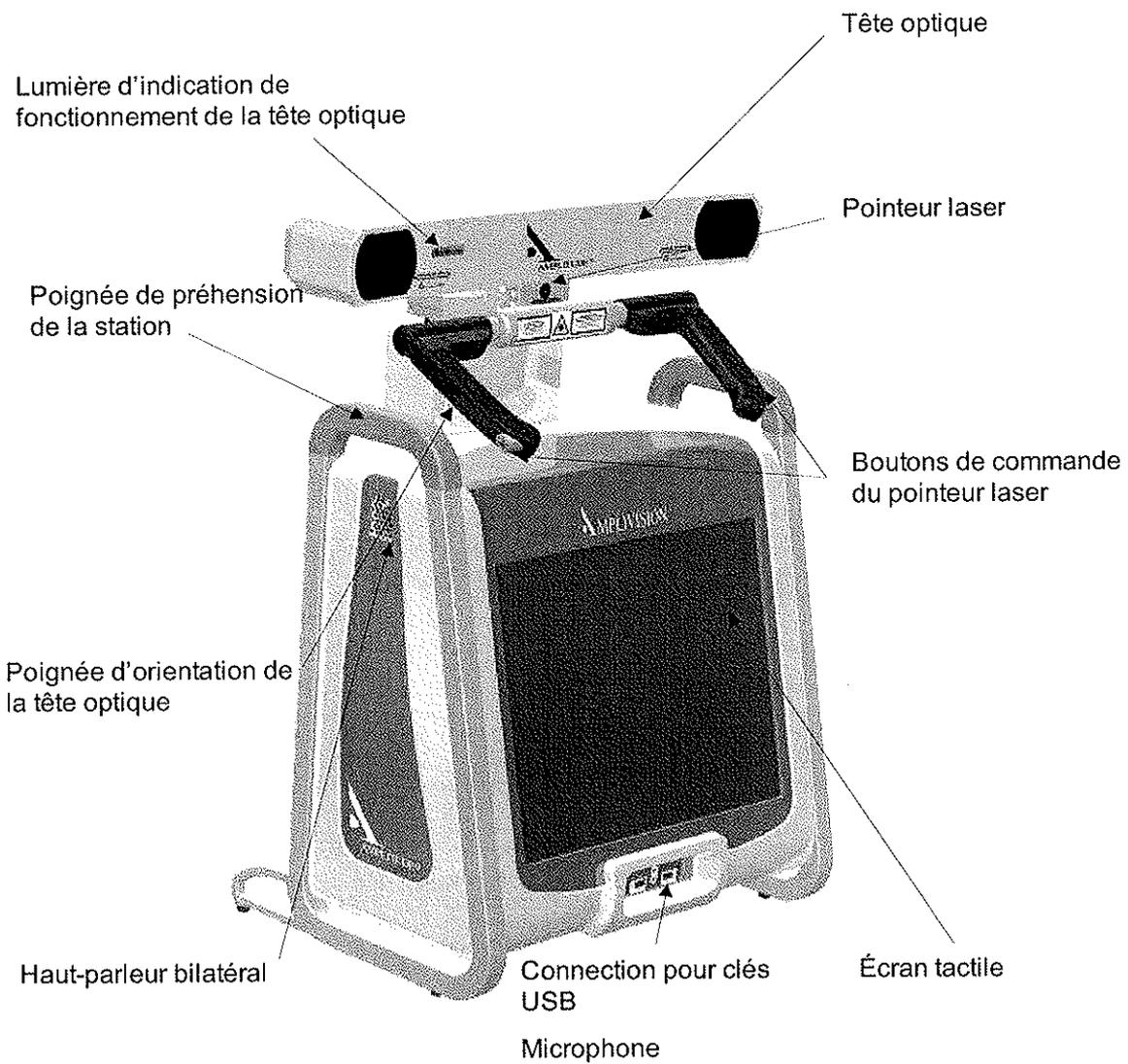
Palpeur/pointeur



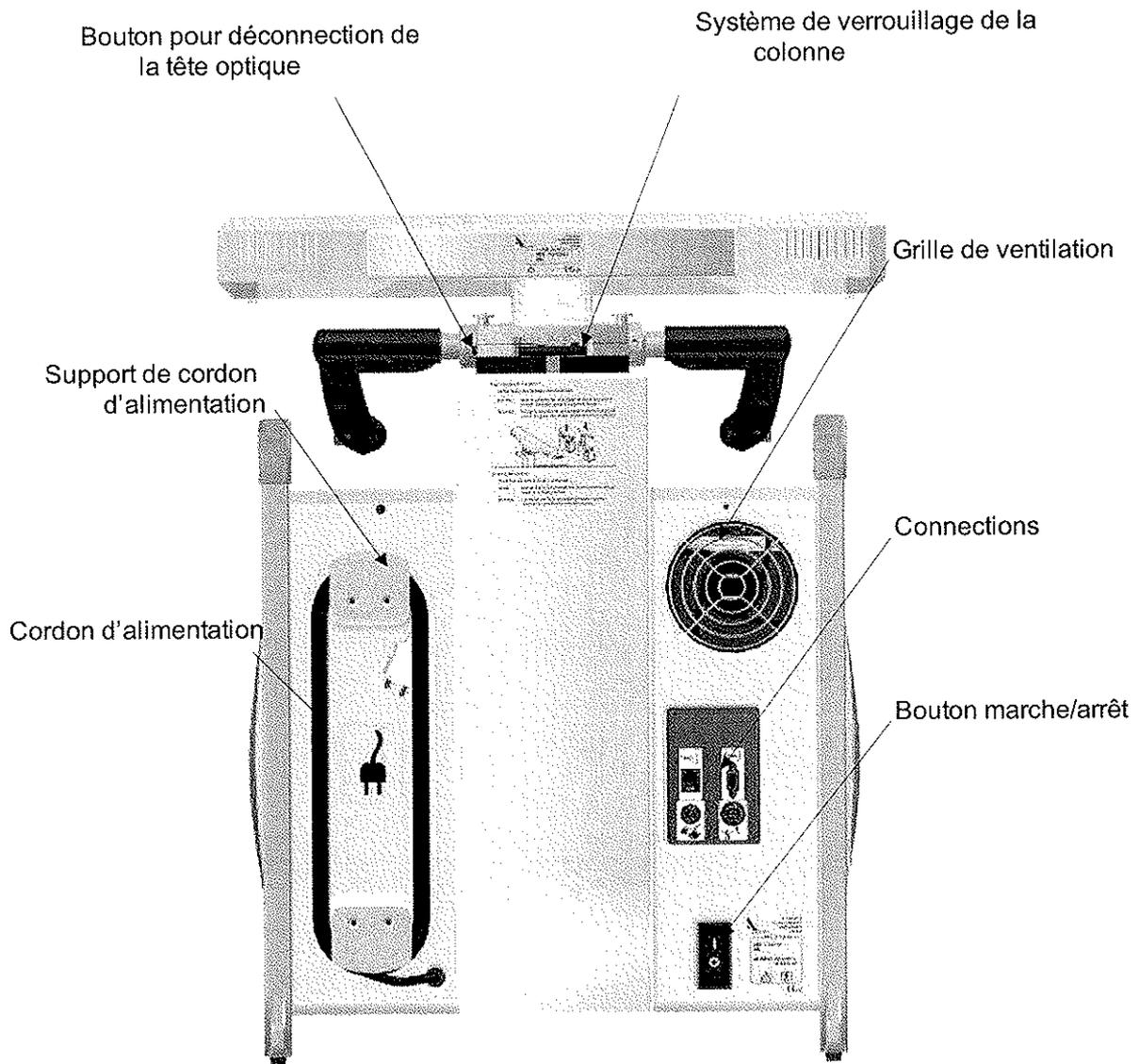
Marqueur sphérique

2. Description de la station de navigation :

Face Avant



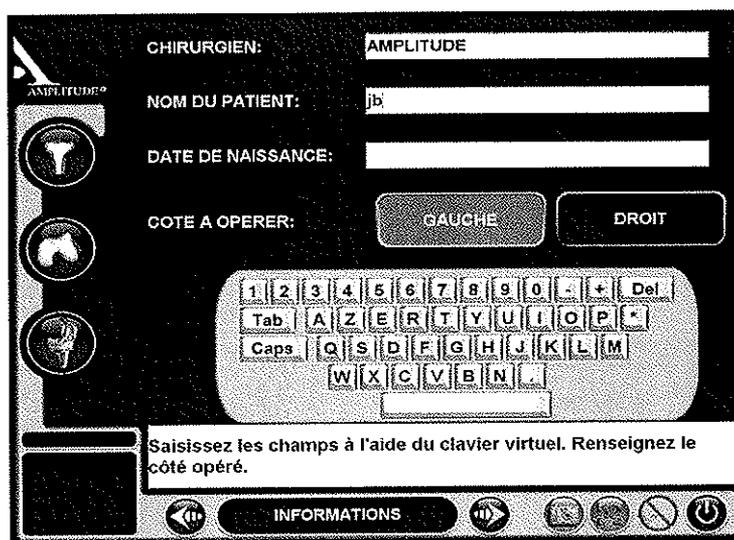
Face Arrière



La colonne est équipée d'un ordinateur de type PC sur lequel est installé de logiciel de navigation.

3. Mise en route du navigateur :

Il est important de positionner la station à une distance minimale de 1,5 m par rapport au patient afin d'assurer une bonne visibilité des marqueurs à la caméra.

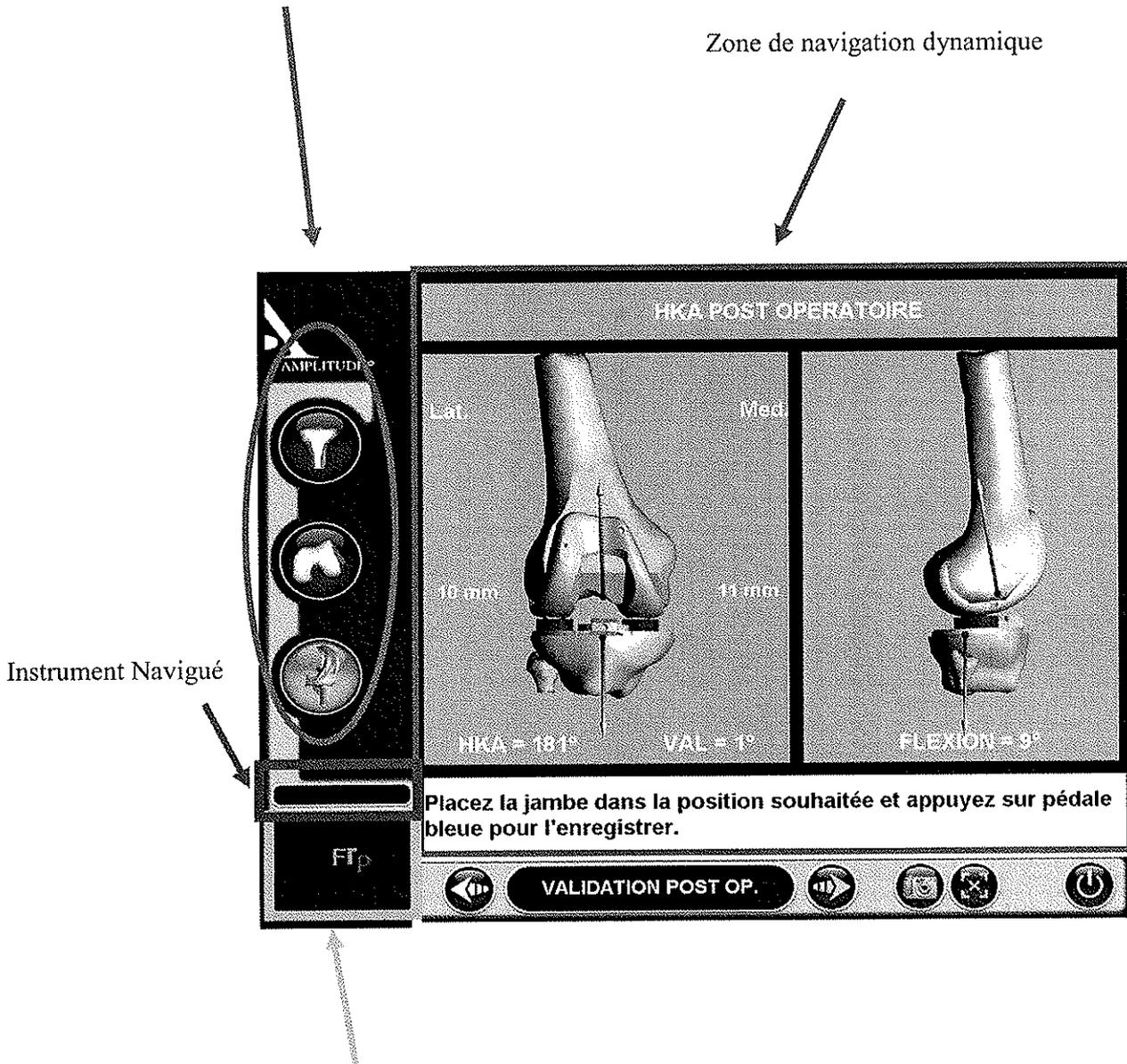


Chacune des étapes de l'intervention sont exposées à l'écran, qui est organisé comme suit :

Temps opératoires :

- Fémur
- Tibia
- Implants d'essais/définitifs

Zone de navigation dynamique



Visibilité et positionnement des corps rigides :

- F : Fémur
- T : Tibia
- P : Palpeur/Pointeur
- G : Guide

Boutons permanents

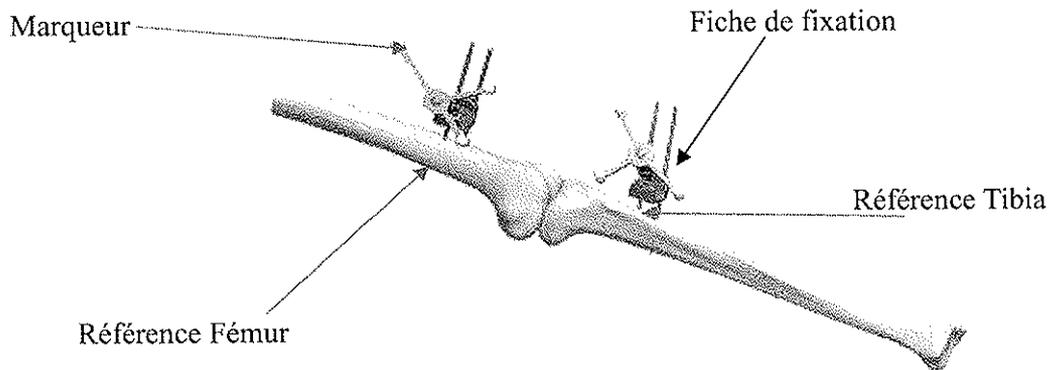
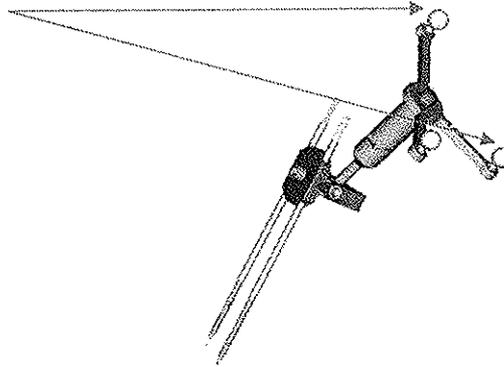
4. Présentation de l'ancillaire :

La PTG SCORE possède un ancillaire mécanique et un ancillaire navigué, et il est possible à tout moment de passer de l'un à l'autre.

L'ancillaire permet une simulation de l'équilibrage ligamentaire en extension et en flexion, avant la réalisation des coupes fémorales. Il permet également de visualiser et déterminer la rotation fémorale en fonction des paramètres osseux et/ou ligamentaires. Il comprend un guide de coupe 5 en 1 muni de marqueurs afin d'être repéré par le navigateur, tout comme le palpeur/pointeur et les corps rigides.

L'ancillaire de rotule permet la préparation de celle-ci soit en coupe, soit en fraisage.

Montage des marqueurs sur les corps rigides



Système de fixation F (fémur) et T (tibia)

TECHNIQUE CHIRURGICALE DE POSE DE LA PTG SCORE™ NAVIGUEE



«C'est Mac Graw, le chirurgien de L'Étoile Matutine qui m'apprit l'art de conter mes souvenirs. Maintenant que je le sais pendu au quai des Exécutions, à Londres, je rends hommage à sa clairvoyante amitié.

Mac Graw disait : "Cherche en toi-même l'absolution de tes crimes et la rédemption de tes péchés."

C'est en écrivant sincèrement ce que l'on pense de sa propre vie que l'on obtient le pardon. En racontant mes aventures, maintenant qu'elles sont écrites et formulées définitivement sur le papier, je pense avoir débarrassé mon âme de tout ce qui pouvait m'inquiéter. Mes crimes et mes fautes, ceux et celles de mes pauvres camarades, les gentilshommes de fortune, sont ici déposés dans ce petit livre fermé comme un coffre dont chacun possède la clef.»

*Pierre MAC ORLAN
A bord de l'étoile Matutine*

1. Installation :

1.1 Installation du patient :

Une bonne installation est essentielle au déroulement de l'intervention, d'autant que le navigateur ajoute un élément supplémentaire autour de la table d'opération.

Le patient est étendu, en décubitus dorsal, le membre inférieur opéré doit être complètement libre et mobilisable jusqu'à la racine de la cuisse. Le genou doit pouvoir passer, sans difficulté, de la flexion complète pour l'exposition et la mise en place des implants prothétiques, à l'extension complète pour bien juger de l'axe fémoro-tibial, et de l'équilibrage ligamentaire. Un support latéral placé à la face latérale de la cuisse, juste en dessous du grand trochanter, va éviter la bascule en rotation externe du membre. On place également une cale sur laquelle le talon du patient va pouvoir se bloquer de façon à ce que le genou puisse rester en flexion complète sans l'assistance de l'aide opératoire.

L'utilisation d'un garrot facilite le geste chirurgical mais n'est pas obligatoire[28].

1.2 Installation du navigateur :

Même si la philosophie de la chirurgie assistée par ordinateur, est que le matériel informatique ou robotique se doit d'être le plus « transparent » possible et ne brider en rien la gestuelle habituelle de l'opérateur et de son équipe, il est vrai néanmoins qu'il faut veiller à l'installer de façon la plus ergonomique. Le navigateur doit être placé à 1,5m du patient, de façon à éviter tout risque septique, et de telle manière que la tête optique détecte en permanence les marqueurs réfléchissants.

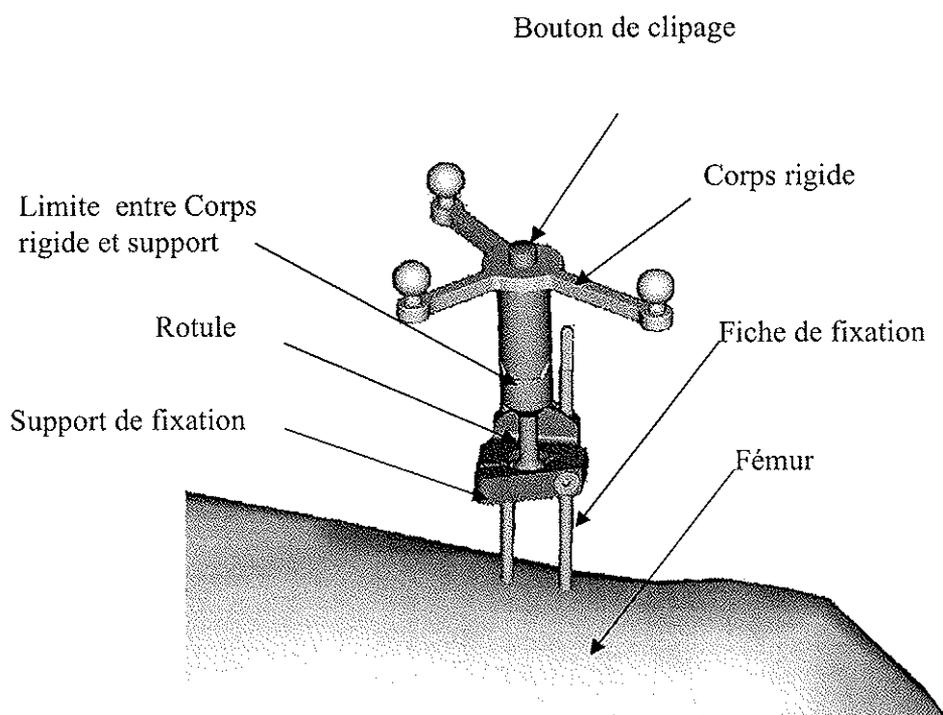
En cas d'interruption de la détection, les lettres majuscules (« F » pour fémur, « T » pour tibia, « P » pour palpeur/pointeur et « G » pour guide), situées dans la fenêtre de visibilité et de détection des corps rigides, placées en bas à gauche de l'écran du navigateur, passent du vert au rouge. Le personnel non stérile présent en salle d'opération doit à tout moment pouvoir modifier la position de la tête optique, voir de la table sur laquelle repose le navigateur, afin de retrouver le signal.

En cours d'intervention il arrive parfois que le navigateur ne détecte plus les marqueurs. Cela peut survenir lorsque l'aide ou l'opérateur masquent le signal en passant devant la tête optique, ou en mobilisant le genou. Il suffit alors simplement de se décaler un peu, ou de modifier l'angulation de la tête optique. Le signal peut également être interrompu lorsque les marqueurs réfléchissant sont souillés par des projections de sang. Le simple nettoyage au sérum de ceux-ci, suivi du séchage,

permet de récupérer le signal. Enfin, des sources infrarouges parasites (lumière du soleil, lampes chaudes), peuvent également interrompre le signal.

2. Voie d'abord :

La technique naviguée s'adapte aux différentes voies d'abord classiques du genou. Les corps rigides tibial et fémoral, peuvent être placés en dehors de la voie d'abord, en réalisant de petites incisions afin de fixer les fiches quasiment en percutané. Il est également possible de les placer dans la voie d'abord, à condition de réaliser une plus grande incision.



3. Fixation des corps rigides :

Il est conseillé de réaliser la voie d'abord avant la fixation des corps rigides, car ceux-ci une fois fixés, peuvent gêner le chirurgien. De plus on adaptera la position des corps rigides en fonction de la taille de la voie d'abord.

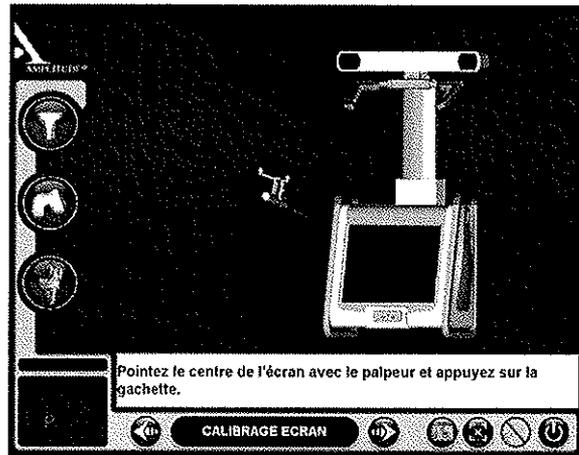
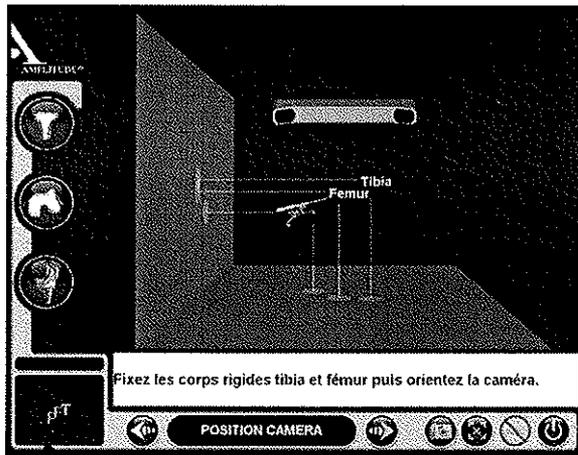
Après abord de l'articulation et exposition du genou, il est important de faire l'exérèse des ostéophytes. Cela permet de retrouver les bonnes surfaces articulaires à palper pour le bone

morphing. Cela évite également le risque de sur ou sous dimensionner la taille de l'implant.

Les fiches de fixation doivent être placées en antéro-interne sur le fémur et le tibia et ne doivent pas gêner la mise en place des tarauds.

Il faut orienter le corps rigide vers la tête optique, puis verrouiller le système de fixation.

Il est important d'orienter et de fixer les corps rigides de façon à ce que, jambe fléchie ou non, ceux-ci soient toujours visibles par la tête optique. Pour se faire, les lettres F, T, G doivent être au centre de la fenêtre de visibilité et de détection des corps rigides, placée en bas à gauche de l'écran du navigateur.



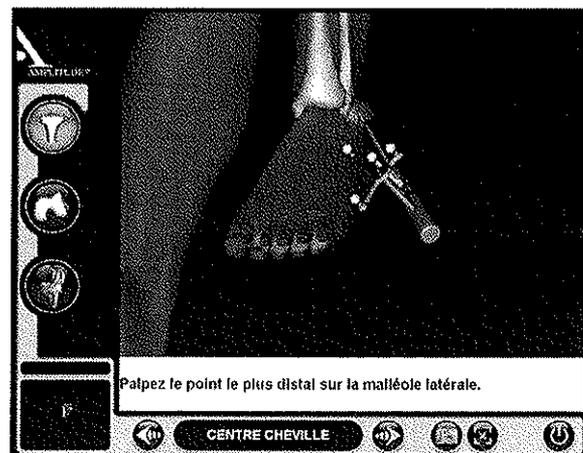
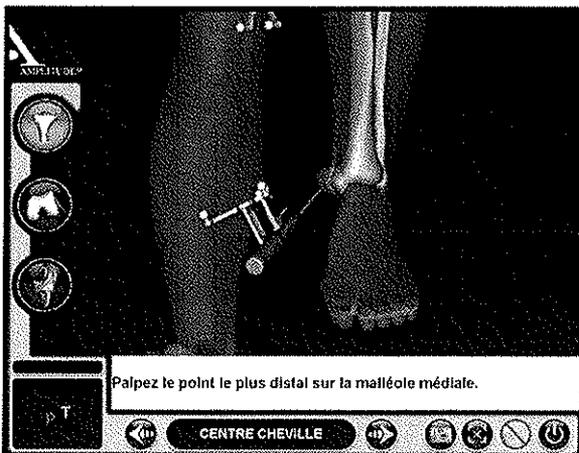
Fenêtre de visibilité et de détection des corps rigides

4. Acquisition des centres de la cheville, de la hanche et du genou :

4.1 Centre de la cheville :

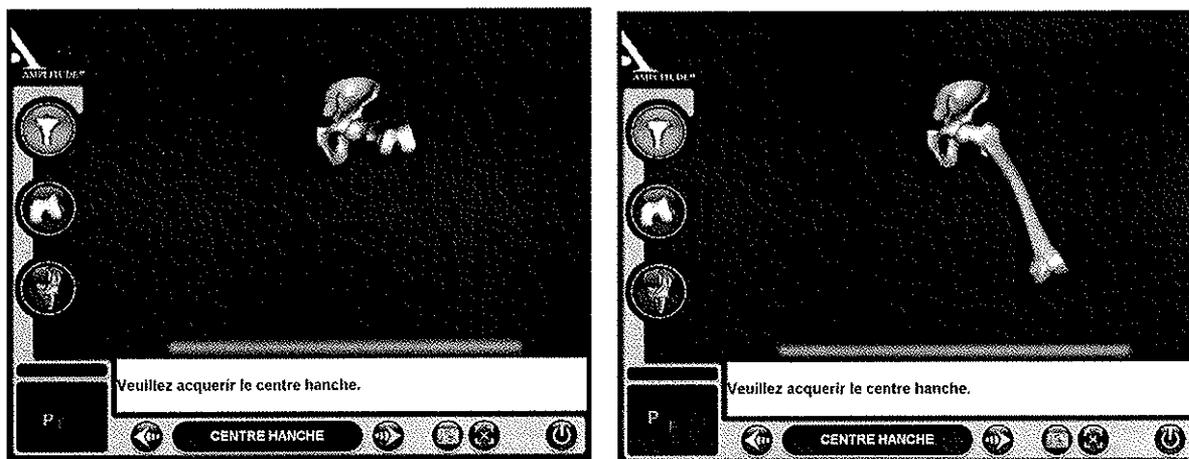
On détermine le centre de la cheville à l'aide du palpeur/pointeur.

Il faut placer successivement la pointe du palpeur/pointeur, sur le point le plus distal des malléoles médiale et latérale en validant à chaque fois leur position à l'aide de la gâchette.



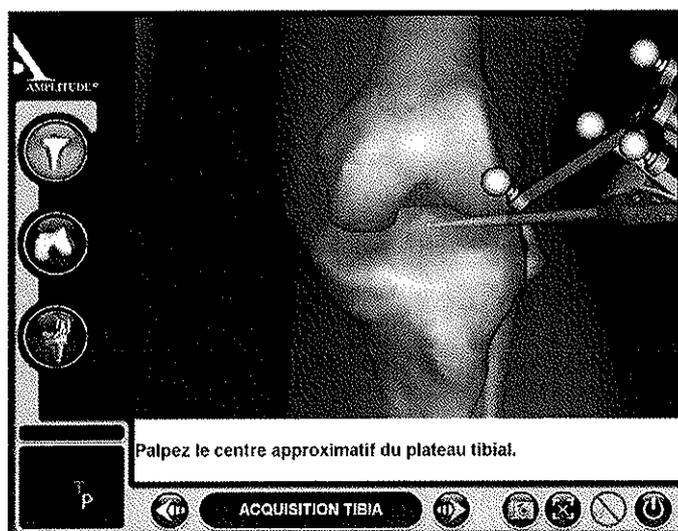
4.2 Centre de la hanche :

Pour déterminer le centre de la hanche il faut effectuer un mouvement circulaire de la hanche, d'un rayon de 15 cm au niveau du genou. Une fois l'acquisition finie, le système calcule le centre cinématique de la hanche. Si le résultat est satisfaisant, le système passe automatiquement à l'étape suivante. Sinon, le système demande de recommencer l'acquisition.



4.3 Centre du genou :

Le centre du genou est déterminé à l'aide du palpeur/pointeur dont la pointe doit être placée au centre des épines tibiales.



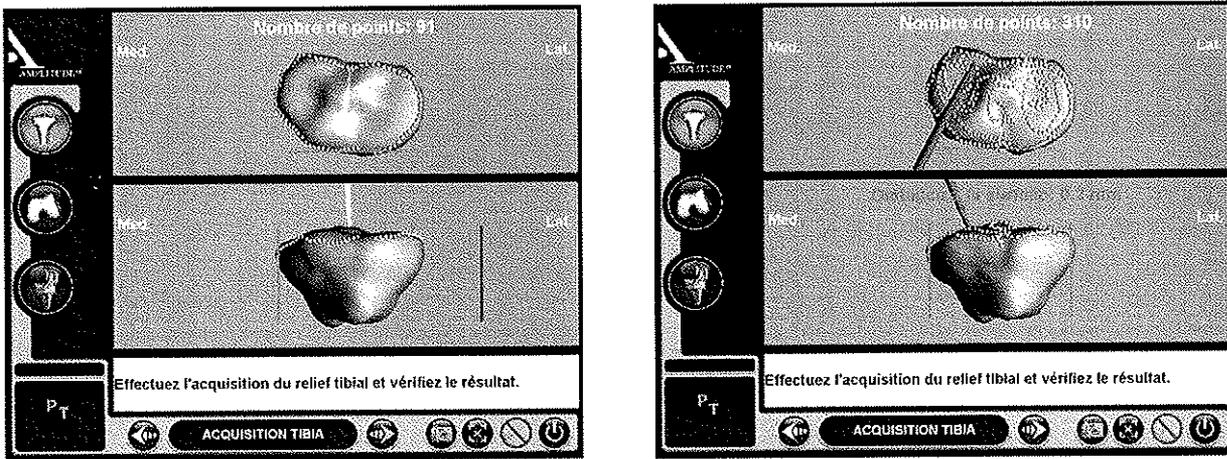
5. Acquisition tibiale :

L'objectif de cette étape est de numériser la surface osseuse tibiale et de contrôler la précision de cette acquisition.

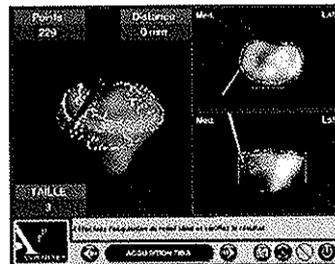
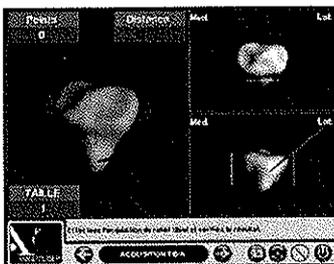
Il est préférable de bien dessiner le contour du plateau tibial (taille du futur implant), et de prendre des points dans la zone où sera réalisée la coupe tibiale.

Lorsque les « zones d'intérêts » indiquées par un trait rouge (zone antérieure, zone latérale, zone médiale) deviennent vertes et ne bougent plus, cela signifie que la quantité minimale de points pour ces zones est obtenue. Elles représentent les zones de référence pour déterminer la taille et positionner l'embase.

Pendant l'acquisition des points, la surface articulaire se déforme en temps réel à l'écran, réalisant ainsi une véritable reproduction tridimensionnelle du plateau tibial.

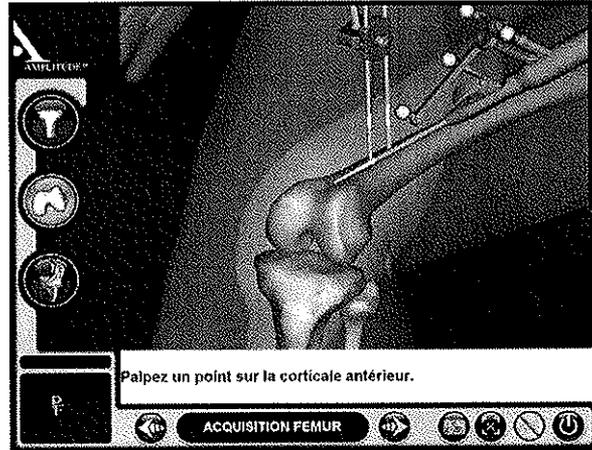
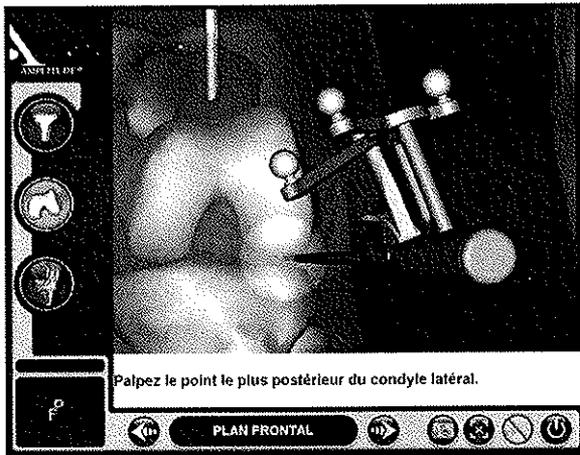


Dans la dernière version du logiciel, trois zones d'intérêts, sont représentées par des cubes rouges. Elles représentent les zones de référence minimum à acquérir pour déterminer la taille et positionner l'embase. Lorsque ces zones deviennent vertes, cela signifie que la quantité minimale de points est obtenue.



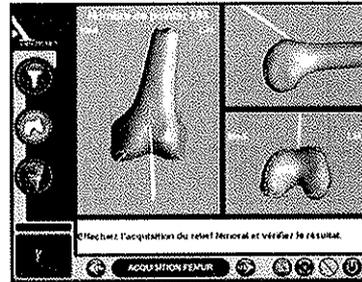
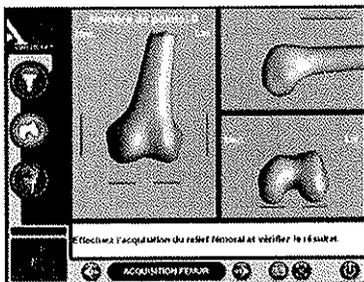
6. Acquisition fémorale :

Le sommet de l'échancrure est palpé, et on valide sa position à l'aide de la gâchette. On détermine l'axe des condyles fémoraux postérieurs en réalisant l'acquisition du point le plus postérieur de chacun des condyles médial et latéral. On détermine également un point sur la corticale antérieure du fémur.

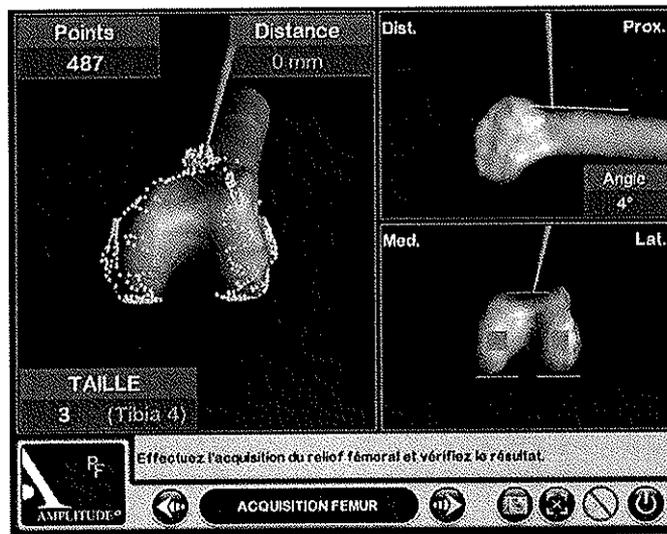


Après l'acquisition des différents points remarquables, on peut réaliser la numérisation de la surface articulaire fémorale et sa vérification.

Lorsque les 7 «zones d'intérêts» indiquées en rouge (médiale, latérale, antérieure, distale médiale, distale latérale, postérieure médiale et postérieure latérale) deviennent vertes et stables cela signifie que la quantité minimale de points pour ces zones est obtenue. Pendant l'acquisition des points, la surface articulaire se déforme en temps réel.



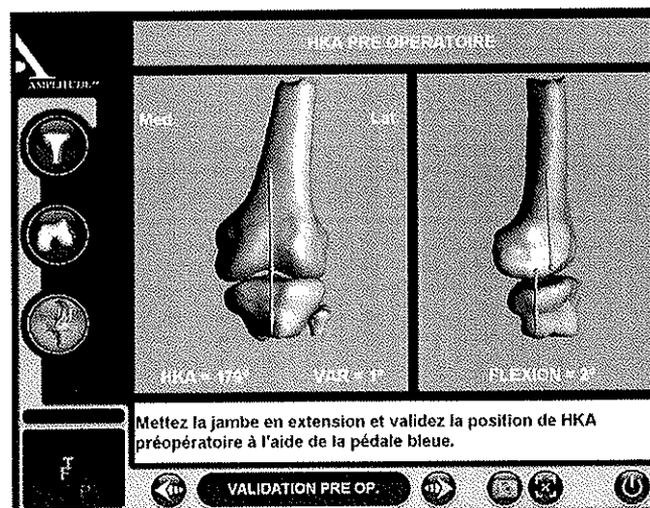
Dans la dernière version du logiciel, comme pour le tibia, les zones d'intérêt sont représentées par cinq cubes.



7. Mesure de l'angle HKA :

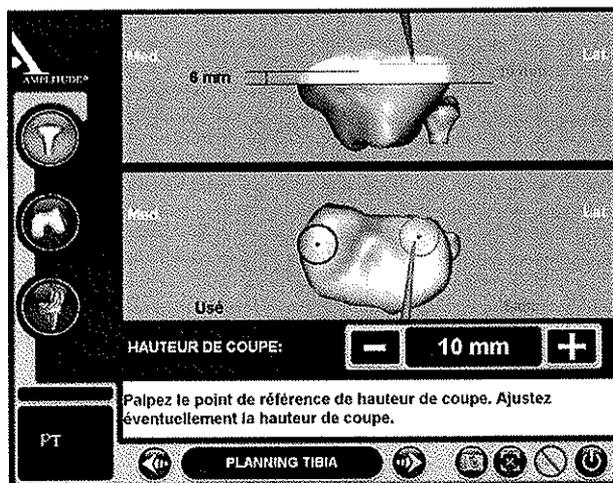
A cette étape, une fois le genou numérisé et les centres de la hanche et de la cheville déterminés, on peut mesurer l'angle HKA. Cet angle est mesuré une fois la voie d'abord réalisée, après l'ablation d'éventuels ostéophytes, et en position couché. Ainsi il peut être différent de l'angle mesuré lors d'un pangonogramme, en charge.

Il faut placer la jambe en extension, sans contrainte. Le navigateur va afficher à l'écran l'angle HKA. On note également à l'écran une mesure du flessum ou du recurvatum.

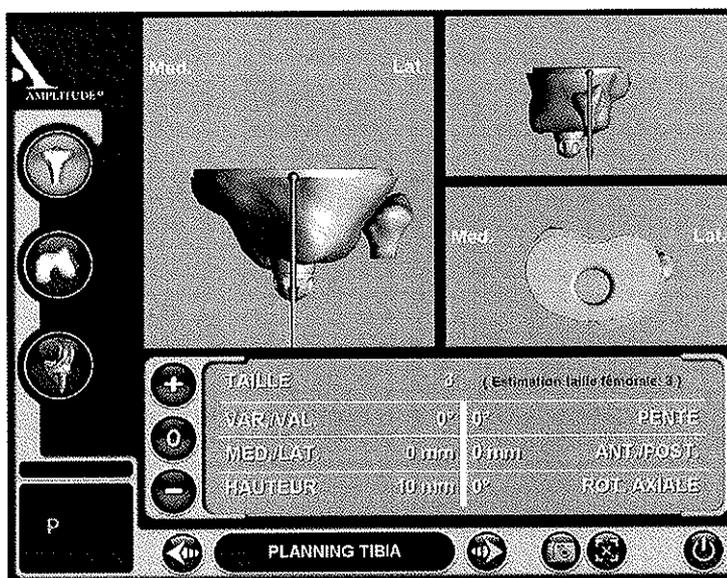


8. Planning tibial :

Lors de cette étape, on va déterminer le point qui servira de référence pour la hauteur de coupe. Le trait vert représente le niveau le plus bas du côté sain, le trait noir représente le niveau le plus bas du côté usé et le trait rouge représente le niveau de la coupe.



Une position et une taille de l'embase tibiale par rapport à la coupe, sont proposées. La taille calculée du fémur est donnée à titre d'information, et on peut ajuster éventuellement la taille ainsi que la position de l'implant à l'aide des touches de l'écran tactile.

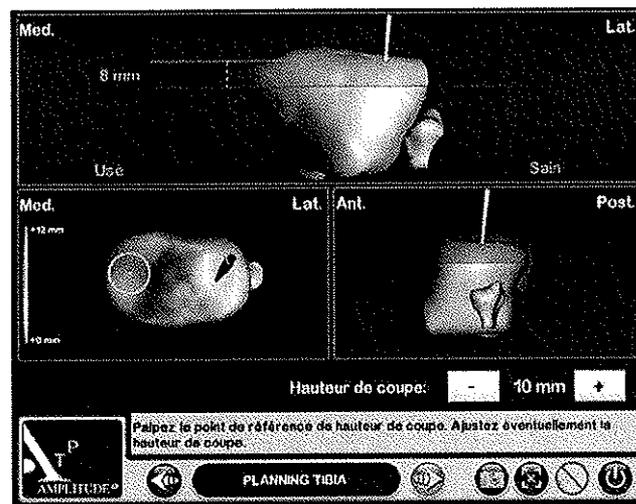


Dans la version la plus récente du logiciel, il faut palper le point qui servira de référence pour la hauteur de coupe. Entre ce point et la ligne rouge qui représente le niveau de coupe, il y aura

l'épaisseur programmée. Par exemple dans le cas représenté ci-contre, la distance entre le point palpé du côté latéral est à 10 mm de la hauteur de coupe. Pour choisir le point de référence, on peut s'aider de la topographie sur le tibia. Le point 0 en rouge étant le point culminant et en bleu les zones les plus basses.

Sur le bord opposé au côté palpé, il est indiqué la distance entre la coupe tibiale (trait rouge) et le point le plus bas du plateau. Dans l'exemple ci-contre la distance entre la coupe tibiale et le point le plus bas du coté usé (en médial) est de 8 mm.

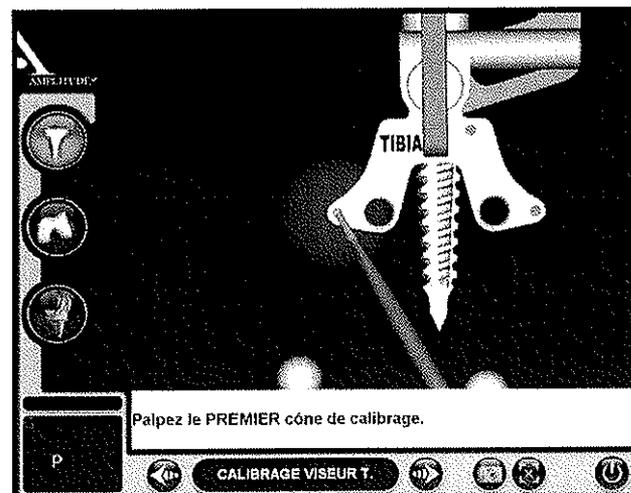
Ainsi l'épaisseur de coupe programmée sera toujours par rapport au point palpé et l'épaisseur réséquée sur le compartiment opposé sera indiquée pour information.



9. Coupe tibiale :

Dans un premier temps, on place le taraud (éventuellement à l'aide du moteur), dans l'axe du tibia. Son point d'entrée est situé au milieu des épines tibiales.

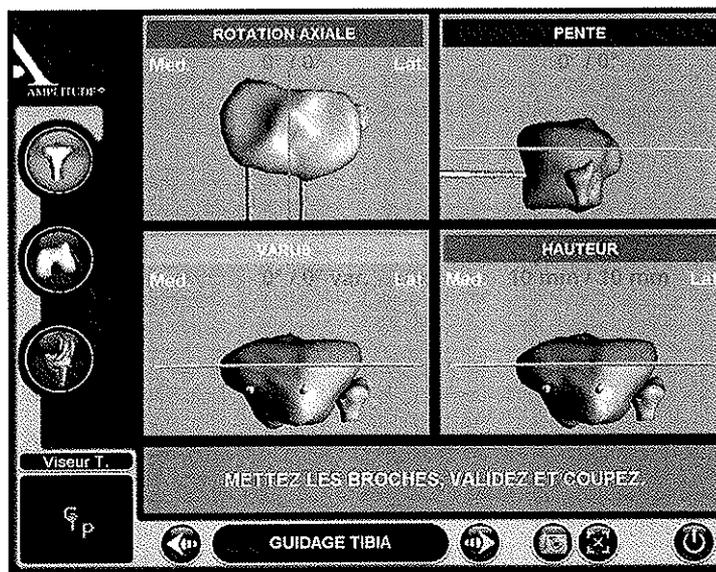
Le viseur, muni de marqueurs, est fixé sur le taraud. La position du guide de coupe va être numérisée, en plaçant le palpeur/pointeur dans ses trois cônes de calibrage, et en validant.



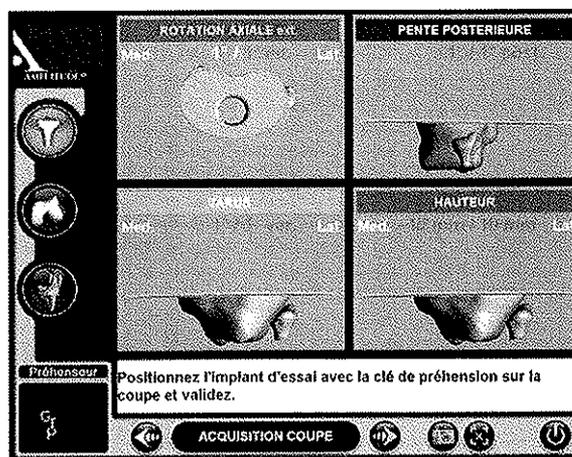
Puis, il va être possible de régler la position du viseur, à l'aide du navigateur, afin de réaliser une coupe optimale.

L'écran représente les différents plans à naviguer, et un code couleur permet d'identifier la partie du viseur à utiliser. La valeur planifiée apparaît en vert sur l'écran.

On effectue la coupe tibiale à l'aide d'une scie oscillante.



Une fois la coupe tibiale réalisée, on peut vérifier et numériser le plan de coupe, en y appliquant une embase tibiale d'essai munie du corps rigide (et donc de marqueurs).

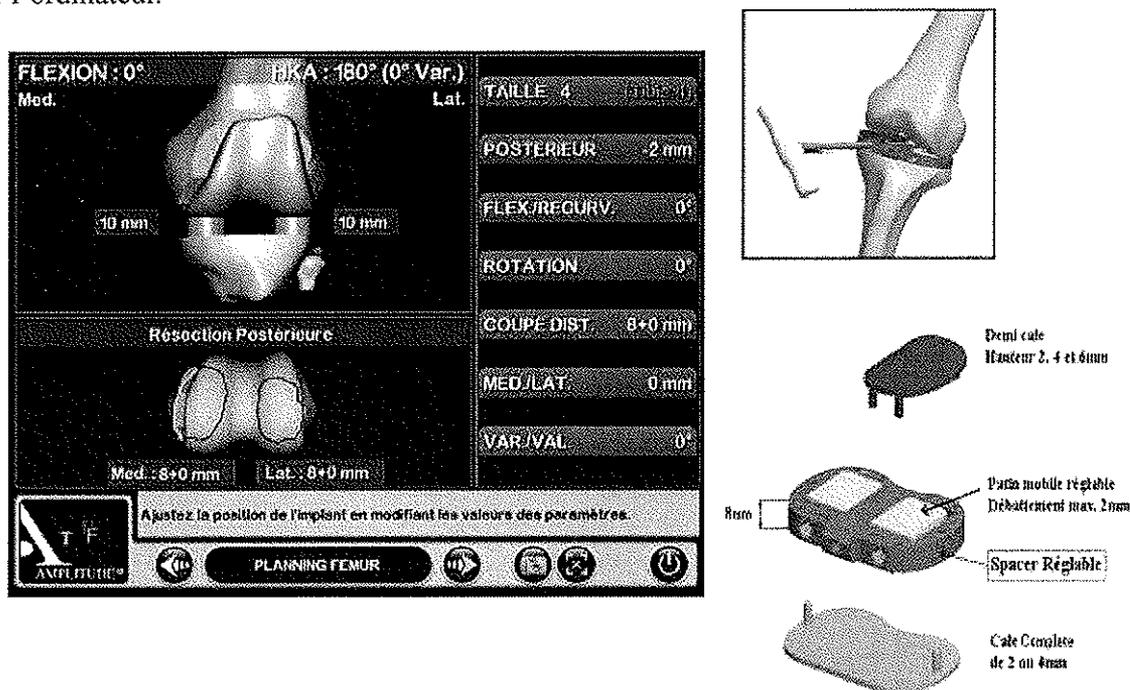


Cette étape permet de vérifier la position de la coupe tibiale. On peut, si nécessaire, affiner cette coupe à l'aide de la scie oscillante.

10. Equilibrage ligamentaire :

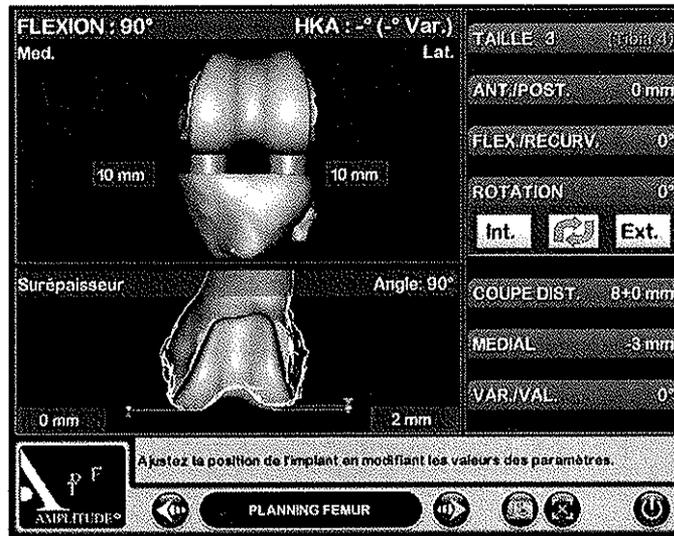
En extension, le spacer réglable vient combler l'espace entre la coupe tibiale et le fémur non préparé. Le spacer réglable est pourvu de deux patins mobiles, réglables par vis micrométriques, qui viennent remplir à la demande l'espace du côté souhaité (après ajout éventuel d'une demi cale mobile de 2, 4 ou 6 mm), jusqu'à obtention de l'affichage à l'écran de l'angle HKA voulu. Si besoin, des cales complètes de 2 ou 4 mm peuvent être ajoutées sous le spacer (côté coupe tibiale).

Une fois l'angle HKA ajusté, on peut tester, visualiser et régler la balance ligamentaire en effectuant un « release » ligamentaire et/ou par une modification du positionnement de l'implant fémoral virtuel à l'aide des touches sur l'écran tactile du navigateur. Les espaces affichés à l'écran, sont ceux entre la coupe tibiale réalisée et la prothèse fémorale virtuelle dont la position est simulée par l'ordinateur.



L'équilibre en extension terminé, il faut fléchir le genou à 90°. A l'aide du spacer réglé pour un encombrement équivalent à la hauteur de l'insert pressenti lors de l'étape précédente (valeur lue à l'écran entre la coupe tibiale et l'implant fémoral virtuel, en extension), on peut contrôler les espaces en flexion ainsi que la balance ligamentaire.

On peut également simuler la rotation externe de l'implant fémoral virtuel pour affiner si besoin l'équilibre des espaces. Là encore, les espaces affichés à l'écran, sont ceux entre la coupe tibiale réalisée et la prothèse fémorale virtuelle dont la position est connue par l'ordinateur.

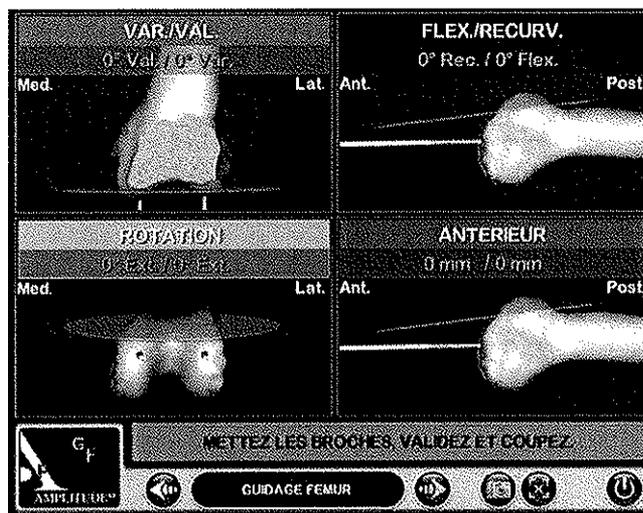


11. Coupe fémorale :

Comme pour le tibia, on commence par mettre en place le taraud muni du viseur, et on calibre sa position grâce au palpeur/pointeur.

Sur la vue en haut à gauche pour le réglage du Varus/Valgus, la coupe osseuse apparaît. Il est donc aisé d'apprécier l'importance de la coupe antérieure par rapport à la corticale antérieure.

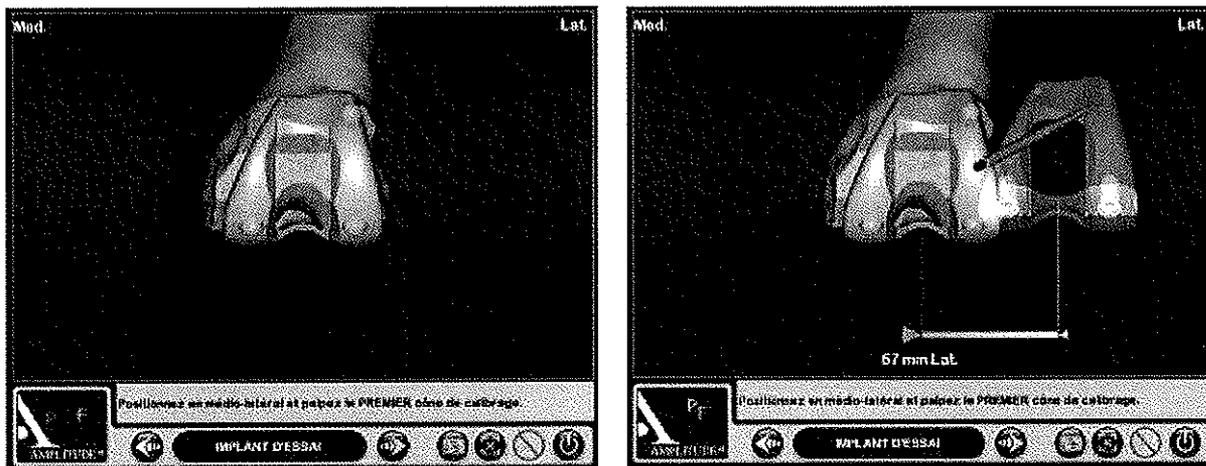
Il faut placer les broches filetées lorsque toutes les valeurs naviguées correspondent aux valeurs planifiées.



12. Implants d'essai :

Dans un premier temps, on effectue le centrage du condyle fémoral. Il faut mettre en place le condyle d'essai à l'aide du préhenseur de condyle, puis placer la pointe du palpeur/pointeur dans le cône situé dans la partie antérieure du condyle d'essai. On peut ainsi connaître la distance médio-latérale entre la position programmée et la position dans laquelle se trouve le condyle d'essai réel. .

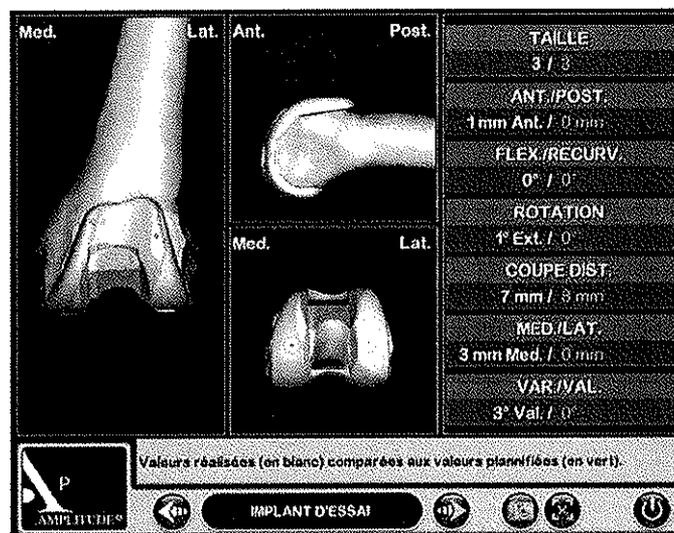
Pour réaliser l'acquisition de la position définitive, il faut placer la pointe du palpeur/pointeur dans chacun des 3 cônes (situés au centre de chaque plot, sur la partie antérieure du condyle fémoral) et valider chacune des positions avec la pédale bleue ou la gâchette.



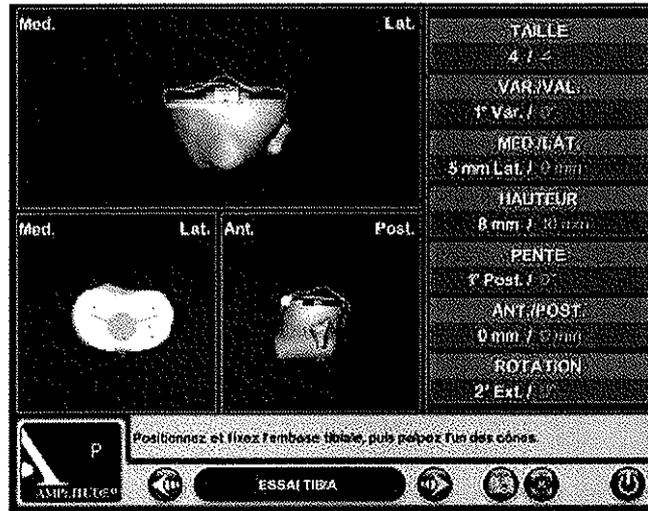
On peut ainsi visualiser à l'écran la position finale de l'implant fémoral d'essai.

L'implant d'essai en gris est superposé à l'implant planifié en vert.

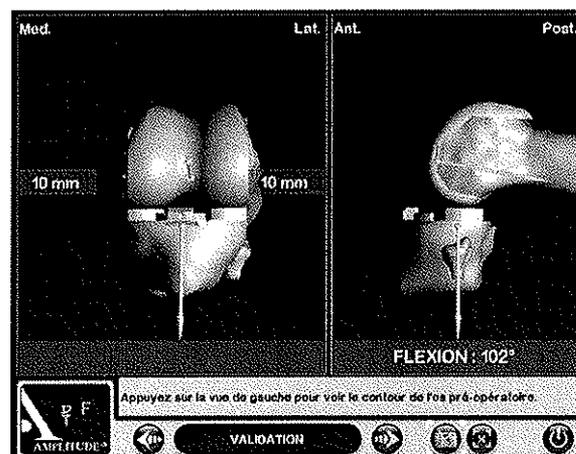
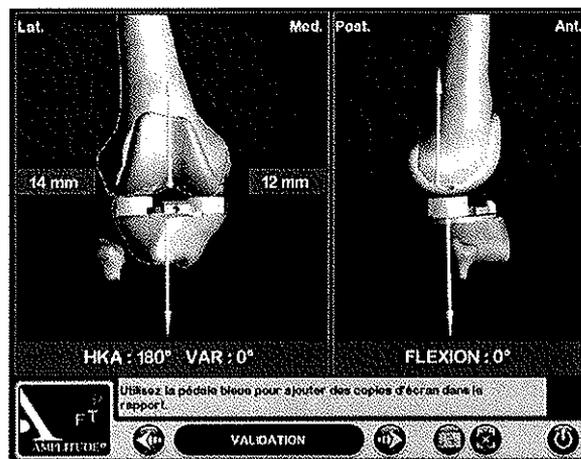
La taille et la position finale de l'implant sont affichées en blanc, et la planification en vert.



En ce qui concerne l'embase tibiale d'essai, celle-ci, munie du corps rigide, doit être placée sur la coupe tibiale, et positionnée en médio-latéral et en antéropostérieure, par rapport à la position planifiée. Une fois sa position satisfaisante, elle est fixée à l'aide de clou, et on valide son positionnement en faisant l'acquisition des trois cônes de calibrage à l'aide du palpeur/pointeur.



Dés lors, après avoir réalisé la coupe rotulienne, on va pouvoir tester les implants d'essai. Le genou est mis en extension, permettant ainsi de mesurer l'angle HKA, et de tester les espaces médial et latéral, par des manœuvres de valgus et de varus forcé.



13. Implantation définitive :

Une fois les essais validés, on peut réaliser l'implantation définitive avec ou sans ciment, en deux ou trois temps.

La suite de l'intervention (nettoyage abondant, fermeture plan par plan sur drainage aspiratif et pansement) doit se faire de façon habituelle.

En fin d'intervention, il est possible de conserver les données informatiques de la navigation sur une clé USB, en branchant celle-ci au port prévu à cet effet situé sur la face avant du navigateur.

MATERIEL ET METHODE



«Pas le moindre souffle, pas une ride à la surface de la mer, pas un nuage au ciel. Les splendides constellations de l'hémisphère austral se dessinent avec une incomparable pureté. Les voiles de la Bounty pendent le long des mâts, le bâtiment est immobile, et la lumière de la lune, pâlisant devant l'aurore qui se lève, éclaire l'espace d'une lueur indéfinissable.»

*Jules VERNES
Les révoltés de la Bounty*

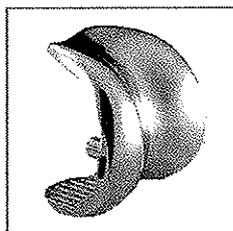
1. Matériel :

1.1 Présentation de la PTG SCORE™ :



La PTG SCORE™ est une prothèse sans conservation des ligaments croisés. Elle est congruente dans le plan frontal et sagittal, et l'insert tibial est mobile en rotation. Elle peut être cimentée, ou non cimentée et est usinée dans un alliage de chrome-cobalt.

1.1.1 L'implant fémoral :



Le condyle fémoral est anatomique.

Son dessin comporte une trochlée, permettant ou non, de prothèser la rotule.

La coupe antérieure est à 6° permettant ainsi de préserver la corticale antérieure du fémur.

Son dessin comporte un centre unique de rotation de 0° d'extension à 100° de flexion et son rayon de courbure diminue au delà de 100° pour augmenter la flexion du genou.

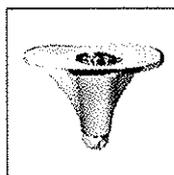
La pièce fémorale est munie d'un double revêtement : spray titane (80µm) et HAp (hydroxyapatite) 80µm, pour la version sans ciment.

1.1.2 L'insert de polyéthylène :



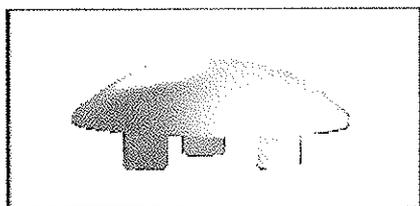
L'insert de polyéthylène est rotatoire, congruent au condyle fémoral, et autorise la combinaison de plusieurs tailles. Il existe 5 épaisseurs possibles : 10, 12, 14, 16, et 20 millimètres.

1.1.3 L'embase tibiale :

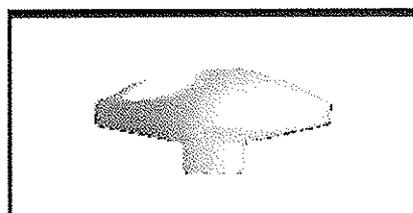


L'empreinte tibiale est conique et en aile delta, il est possible d'y ajouter une quille grâce à son connecteur décalé. Il existe également des demi-cales tibiales.

1.1.4 L'implant rotulien :



Rotule de resurfaçage



Rotule à encastrer

La gamme comprend deux types d'implants rotuliens :

-une rotule de resurfaçage, en dôme, qui est cimenté après la préparation de la patella.

Celle-ci se décline en différents diamètres : 30, 33 et 36 millimètres.

-une rotule à encastrer, à cimenter également, de 23, 26 et 29 millimètres.

1.2 Population étudiée :

Il s'agit d'une série rétrospective de 118 patients opérés entre début juin 2006 et fin mai 2009 par sept opérateurs confirmés du service. Une arthroplastie totale du genou type SCORE™ de première intention a été réalisée à l'aide du système de navigation Amplitude™. C'est le principal critère d'inclusion de l'étude. Le recrutement comprenait des gonarthroses tricompartmentales, des arthrites inflammatoires non infectieuses et des ostéonécroses aseptiques. Les critères d'exclusion étaient les reprises de prothèses et les arthrites septiques.

Le bilan préopératoire comprenait systématiquement des radiographies standards des deux genoux de face et profil, une incidence fémoro-patellaire à 30° et un pangonogramme en charge des deux membres inférieurs.

2. Méthode :

2.1 Constitution de la série :

Cette série a pu être constituée à l'aide du logiciel hospitalier Amelibloc. Chacun des patients était suivi sur le plan clinique et radiologique en postopératoire par son opérateur.

Lors de la revue, un pangonogramme et des clichés radiographiques de face et de profil étaient prescrits dans le cadre du suivi standard des arthroplasties totales de genou. Les patients pour lesquels manquait ce bilan, ont été contacté par téléphone. Une ordonnance de radiographie leur a été adressée par courrier après obtention de leur accord.

Le reste des données était recueilli sur les dossiers d'anesthésie, sur les comptes-rendus de consultation, et sur les comptes-rendus opératoires accessibles via le logiciel hospitalier Crossway. Le dossier de chaque patient était emprunté aux archives et consulté afin de pouvoir y trouver des informations complémentaires.

2.2 Données radiologiques :

Sur le pangonogramme en charge des membres inférieurs préopératoire était mesuré l'angle HKA initial. La présence de matériel (plaque d'ostéotomie, PUC etc.) était également relevée.

L'étude du bilan radiologique postopératoire permettait de mesurer :

- L'angle HKA postopératoire,
- Pour l'implant tibial, l'angle bêta et l'angle sigma,
- Pour l'implant fémoral, son angulation de face et de profil.

2.3 Données informatiques :

Concernant les données informatiques, celles-ci étaient conservées dans la majorité des cas sur clé USB par l'opérateur lui-même. Dans le cas contraire, il était également possible de les récupérer dans les archives du navigateur, par l'intermédiaire de la société Amplitude.

Cependant, certaines données concernant les premiers patients ont été perdues, car les premiers mois, le navigateur n'était pas encore en prêt, et les données non conservées.

Pour chaque patient, les données informatiques per-opératoires sont conservées sous forme d'un dossier contenant un fichier en format html sur lequel figurent les différentes étapes de la navigation chirurgicale. Ces fichiers peuvent être transportés et stockés sur tout type de support informatique (cd rom, clé USB, disque dur externe) et peuvent être consultés sur un ordinateur.

2.4 Méthodes statistiques et logiciels utilisés :

Les données de chaque patient étaient recueillies sur une fiche d'informations, puis compilées dans un tableur de type Excel.

- Analyses descriptives

- Pour les variables continues (ex. âge) : moyenne, Ecart-type, médiane, minimum et maximum, premier et troisième quartile, effectif concerné et nombre de données manquantes par sous groupes et au total sont présentés.

- Pour les variables qualitatives (ex. sexe) : effectif et pourcentage (exprimés avec une décimale) par sous groupes et au total sont présentés.

- Analyses comparatives

- Pour comparer l'évolution de l'angle HKA sur un même groupe de sujet, un test de Student apparié a été réalisé.

- Pour comparer les sous groupes en fonction des variables quantitatives, un test de Student ou une analyse de variance (ANOVA) à un facteur (nombre de groupes supérieur à 2) a été réalisé lorsque

la normalité n'était pas rejetée (test de Shapiro-Wilk), sinon le test non paramétrique de Mann-Whitney ou Kruskal-Wallis (nombre de groupes supérieur à 2) a été préféré.

- Pour étudier le lien entre deux variables quantitatives, un coefficient de Spearman a été réalisé.

Le degré de significativité retenu pour le risque global de première espèce α a été fixé à 5% en situation bilatérale.

L'analyse statistique a été élaborée à l'aide du logiciel SAS, version 9.1.3, délivré par SAS Institute, Cary, Etats-Unis.

FICHE D'INFORMATION

Données épidémiologiques générales :

-Nom et prénom du patient :N°.....
-Date de naissance/date d'intervention / âge à la date d'intervention :/...../.....ans
-Sexe : H – F
-BMI : Genou : G - D

Données radiologiques préopératoires :

-Angle HKA : - ATCD d'ostéotomie de valgisation :
-Varus : Valgus : - nécrose d'un des condyles :

Données chirurgicales :

-Nom de l'opérateur : -Utilisation d'un garrot :
- Voie d'abord utilisée : Gernez – Reignier - Keblich
-AMS plaque OTV :
-Taille de l'implant tibial : – Cimentation de l'implant tibial :
-Utilisation d'une quille tibiale :
-Taille de l'implant fémoral : –Cimentation de l'implant fémoral :
-Epaisseur de l'insert en polyéthylène :
-Taille de l'implant rotulien : – Durée intervention :

Données de la navigation chirurgicale :

Nombre de points tibia : -Nombre de points fémur :
Angle HKA avant les coupes osseuses : – Varus : –Valgus :
Implant tibial : Bêta : Sigma :
Implant fémoral : Face : Profil :
Angle HKA en fin d'interventions : – Varus : - Valgus :
Conversion, raison :

Données radiologiques postopératoires :

-Angle HKA sur pangonogramme :
-Implant tibial : Bêta : Sigma :
-Implant fémoral : face : Profil :
-Notch :

Données cliniques postopératoires :

-Date de la dernière consultation :
-Les mobilités flexion : –Extension :.....
-Complications :
.....

RESULTATS



«Les passions sont les vents qui enflent les voiles du navire ; elles le submergent quelquefois, mais sans elles il ne pourrait voguer. »

Voltaire

1. Analyse descriptive :

1.1 Données épidémiologiques générales :

Cette série de 118 patients retrouvait une classique prédominance féminine avec 75 femmes (63,56%) pour 43 hommes (36,44%), dont l'âge moyen le jour de l'intervention était de 72,83 ans $\pm 8,86$ (extrêmes de 45 à 88 ans).

Concernant les femmes, l'âge moyen était de 72,28 ans, de 46 ans pour la plus jeune, à 88 ans pour la plus âgée.

Pour les hommes l'âge moyen était de 72,63 ans (extrêmes de 45 ans, à 85 ans).

La série comprenait 54 genoux droits (45,76 %), et 64 genoux gauches (54,24%).

Le BMI moyen (Body Mass Index, ou Indice de Masse Corporelle) était de $31,04 \pm 5,24$ (extrêmes de 22,8 à 56,6).

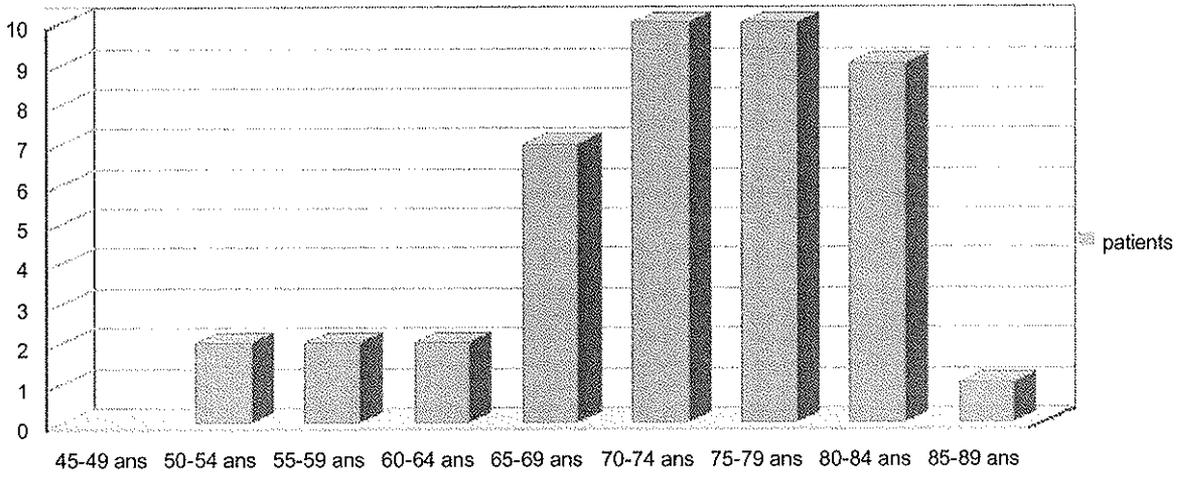
Chez les femmes, le BMI moyen était de 30,54 (extrême de 22,8 à 44,3), chez les hommes, il était de 31,96 (extrêmes de 22,9 à 56,6).

Treize patients ont eu une arthroplastie totale des deux genoux sur la période de l'étude. Sur le plan méthodologique, ces patients étaient comptabilisés comme deux patients distincts.

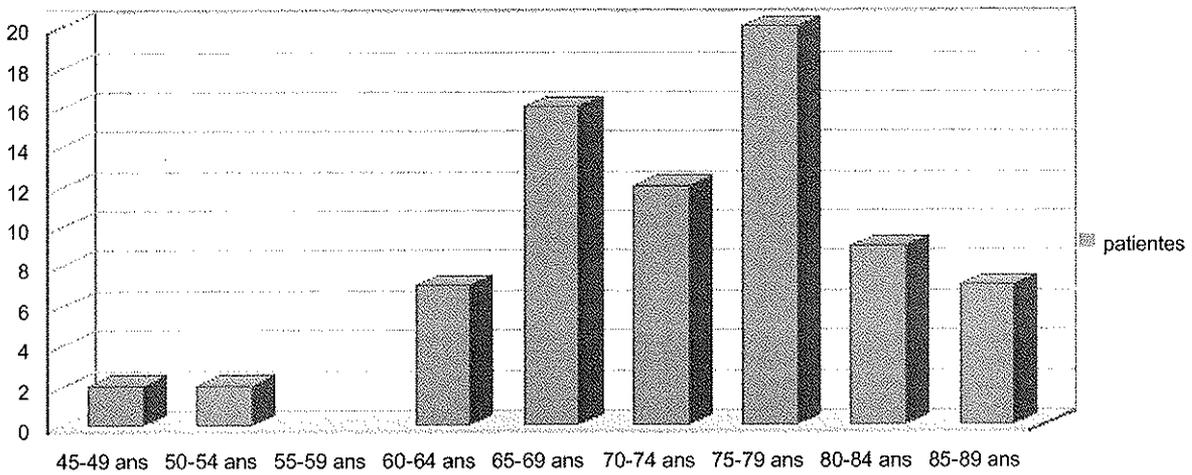
Trois patients sont décédés. Ils ont été inclus dans l'étude car leur décès est survenu indépendamment et à distance du geste chirurgical Ils avaient par ailleurs bénéficié d'une revue clinique dans le cadre du suivi postopératoire.

| | Age moyen | BMI moyen | Genou droit | Genou gauche |
|-----------------------|----------------------|----------------------|-------------|--------------|
| Hommes N=43 | 72,49 ans (52-85) | 29,24 (23,2-34,4) | 17 | 26 |
| Femmes N=75 | 72,36 ans (45-88) | 31,99 (22,8-56,6) | 37 | 38 |
| Total N=118 | 72,41 ans (45-88) | 31,04 (22,8-56,6) | 54 | 64 |

Tableau résumant les données épidémiologiques générales



*Hommes : répartition par classe d'âge
(N=43)*



*Femmes : répartition par classe d'âge
(N=75)*

1.2 Données radiologiques préopératoires :

1.2.1 Etiologies :

L'étiologie principale d'intervention était une gonarthrose tricompartmentale primitive (92,37%).

Pour 4 patients, il s'agissait d'une nécrose du condyle médial, 1 patient présentait une nécrose du condyle latéral, il y avait également 3 cas de polyarthrite rhumatoïde et un cas de spondylarthrite ankylosante.

Dix patients avaient un antécédent d'ostéotomie de valgisation.

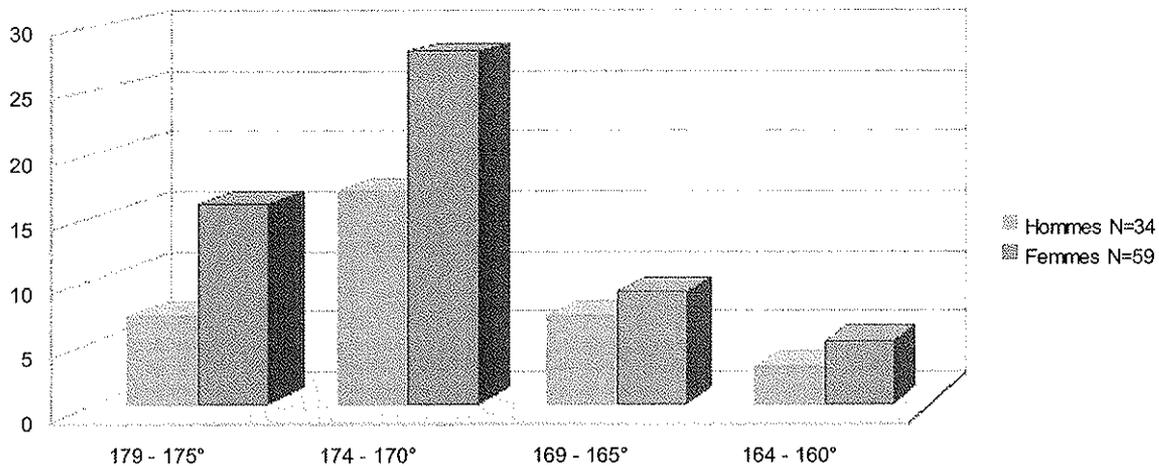
1.2.2 Genu varum :

Le morphotype en genu varum intéressait 93 patients (78,81%) dont 59 femmes, et 34 hommes.

Chez ces patients, l'HKA moyen était de $171,54^{\circ} \pm 4,35$ (extrêmes de 160° à 179°).

Quatre de ces patients avait pour antécédent une ostéotomie de valgisation.

Vingt-quatre des 93 patients (25,8%) étaient porteurs d'une déformation en varus supérieure à 10° .



Répartition de la déformation en varus

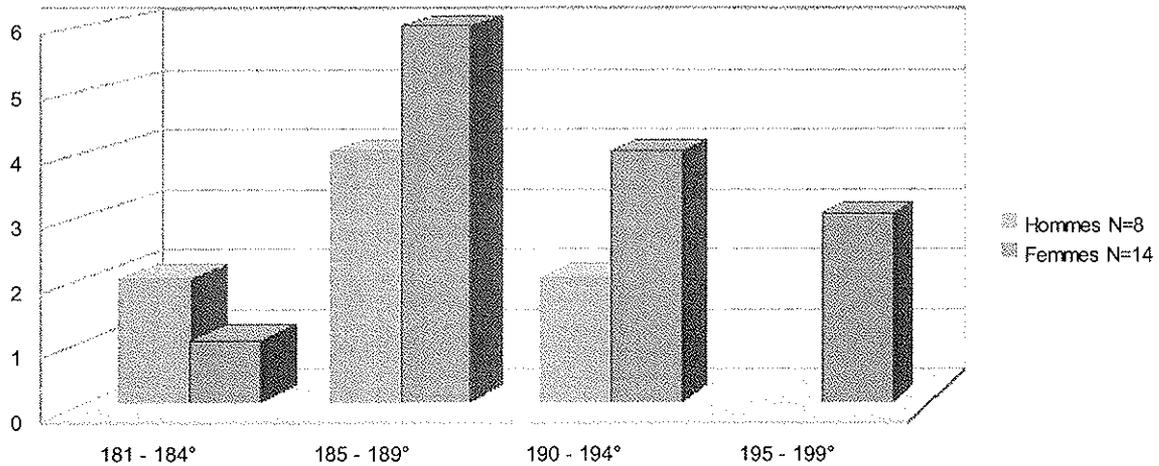
1.2.3 Genu valgum :

Vingt-deux patients (18,64%) étaient porteurs d'un morphotype en genu valgum.

Chez ces patients, L'HKA moyen était de $188,82^{\circ} \pm 4,43$ (extrêmes de 181° à 197°).

Six patients avaient pour antécédent une ostéotomie de valgisation.

Sept de ces 22 patients (31,81%) étaient porteurs d'une déformation en valgus supérieure à 10° .



Répartition de la déformation en varus

Un patient était normo-axé, avec un angle HKA à 180° .

Pour un patient, dont les deux genoux avaient été opérés, les clichés radiologiques initiaux n'ont pas été retrouvés.

1.3 Données chirurgicales :

Tous les patients ont été opérés sous anesthésie générale. L'utilisation du garrot pneumatique était systématique, cependant, dans 9 cas, celui-ci a été dégonflé peu après le début de l'intervention, principalement pour cause de phénomène de garrot veineux.

1.3.1 Voies d'abords :

La voie antéro-interne de type Gernez était principalement utilisée, puisqu'elle a été réalisée dans 106 cas (91,38%). Dans 2 cas, il a été réalisé l'ablation d'une plaque d'ostéotomie de valgisation, et dans 1 cas, l'ablation d'agrafes de Blunt.

L'ablation d'une prothèse uni-compartmentale a été effectuée avant arthroplastie totale dans 1 cas.

La voie de Reigner a été pratiquée dans 9 cas (7,62%), principalement lorsque l'intervention débutait par l'ablation d'une plaque (de type « col de cygne ») d'ostéotomie de valgisation (dans 5 cas). Un patient avait pour antécédent une ostéotomie de varisation.

La voie antérolatérale de Keblish a été pratiquée dans un cas.

Dans deux cas la voie d'abord n'avait pas été précisée.

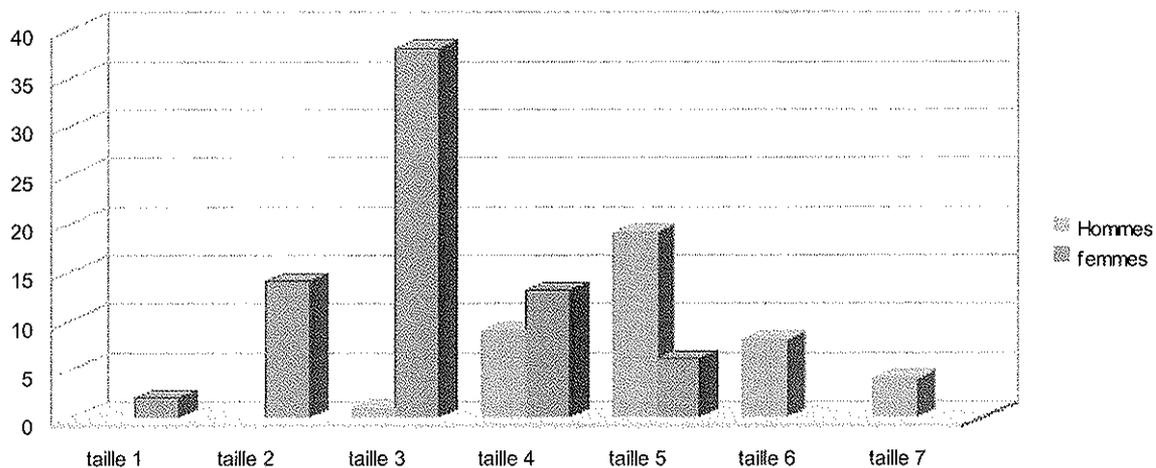
1.3.2 Matériel implanté :

Toutes les PTG implantées étaient de type SCORE, scellées ou non avec du ciment Simplex Tobra™.

Les informations sur les tailles d'implants utilisés étaient recueillies sur les comptes-rendus opératoires, cependant elles étaient absentes dans 4 cas.

- Implant tibial :

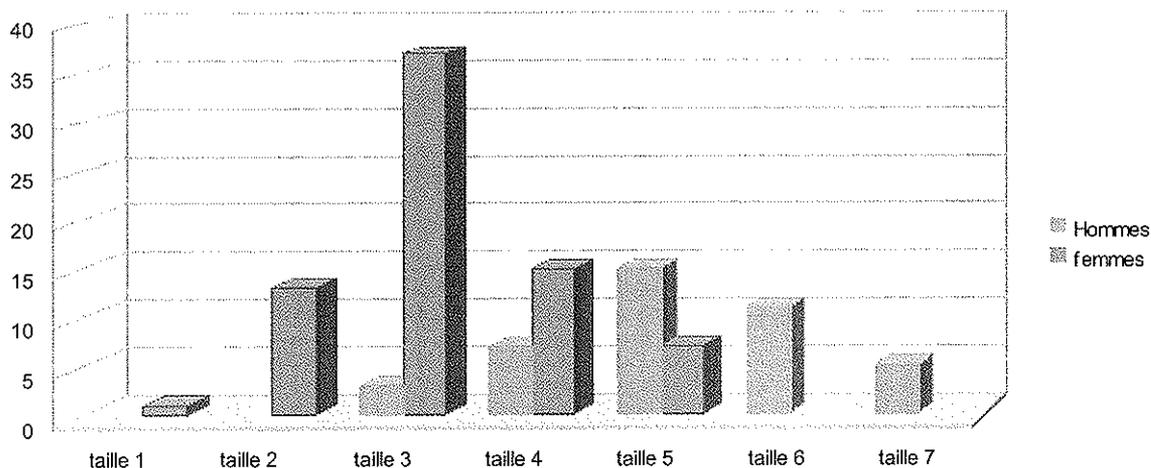
L'implant le plus utilisé était de taille 3, bien que toutes les tailles aient été posées dans cette série. L'implant tibial était majoritairement cimenté (66 cas sur 114 soit dans 57,89%). Une quille tibiale a été rajoutée dans 10 cas.



Répartition des tailles d'implants tibiaux en fonction du sexe

- Implant fémoral :

L'implant le plus utilisé était de taille 3, bien que toutes les tailles aient été posées dans cette série. L'implant fémoral a été cimenté dans 59,64% (68 cas sur 114).



Répartition des tailles d'implants fémoraux en fonction du sexe

- Analyse des associations entre implants tibiaux et fémoraux :

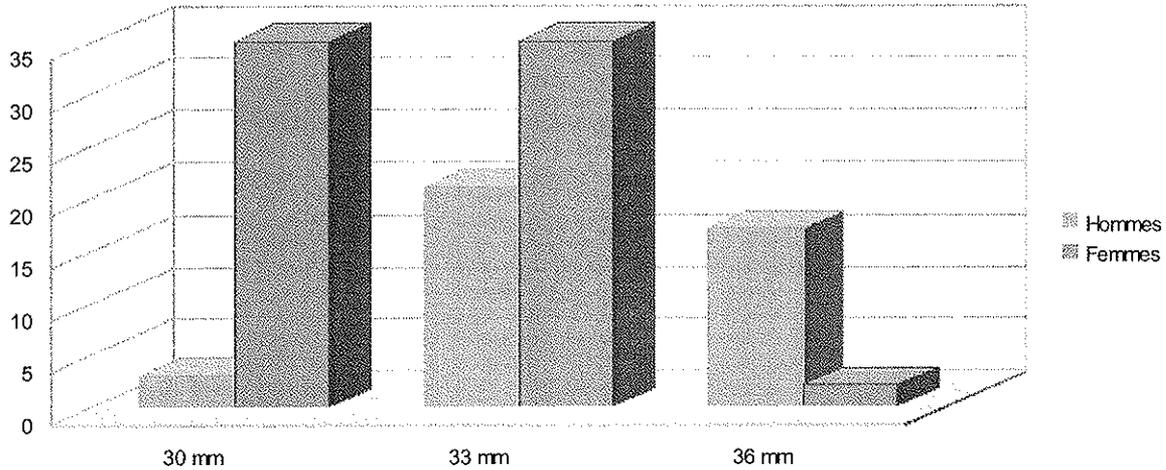
Dans 74,56% des cas (85 arthroplasties), la même taille d'implant fémoral et tibial a été utilisée.

| Fémur \ tibia | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | TOTAL |
|---------------|---|----|----|----|----|----|---|-------|
| 1 | 1 | 1 | | | | | | 2 |
| 2 | | 10 | 4 | | | | | 14 |
| 3 | | 2 | 32 | 5 | | | | 39 |
| 4 | | | 3 | 15 | 14 | | | 22 |
| 5 | | | 1 | 2 | 17 | 5 | | 25 |
| 6 | | | | | 1 | 6 | 1 | 8 |
| 7 | | | | | | | 4 | 4 |
| TOTAL | 1 | 13 | 40 | 22 | 22 | 11 | 5 | 114 |

Implant tibial utilisé en fonction de l'implant fémoral posé

- Implant rotulien :

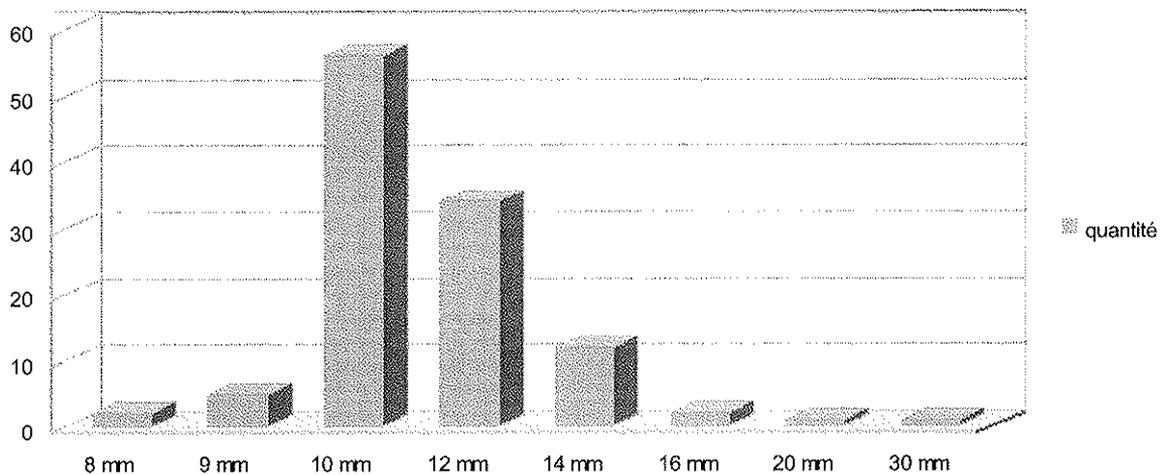
Toutes les rotules ont été prothésées avec le modèle de resurfaçage, qui à été systématiquement cimenté. Il existe 5 cas ou la taille de l'implant rotulien n'a pas été renseignée. L'implant rotulien le plus utilisé est celui de 33 mm (56 cas sur 113 soit 49,55%).



Répartition de la taille des implants rotuliens en fonction du sexe

- Insert de polyéthylène :

L'insert de polyéthylène le plus utilisé était d'épaisseur de 10 mm, soit 56 cas sur 113, ou 49,56%.



Répartition des inserts de polyéthylène

- Cimentation :

La prothèse totale de genou était entièrement cimentée dans 50,84% (60 cas sur 114), et était sans ciment dans 37,28% (44 cas sur 114).

| Tibia et fémur cimentés | Tibia cimenté Fémur non cimenté | Tibia non cimenté Fémur cimenté | PTG sans ciment |
|-------------------------|------------------------------------|------------------------------------|-----------------|
| 60 (50,85%) | 6 (5,09%) | 8 (6,78%) | 44 (37,28%) |

- Temps d'intervention :

Le temps d'intervention moyen est de 131,7 minutes \pm 22,7 (extrêmes de 90 à 250 minutes).
Les données étaient recueillies sur le dossier d'anesthésie.

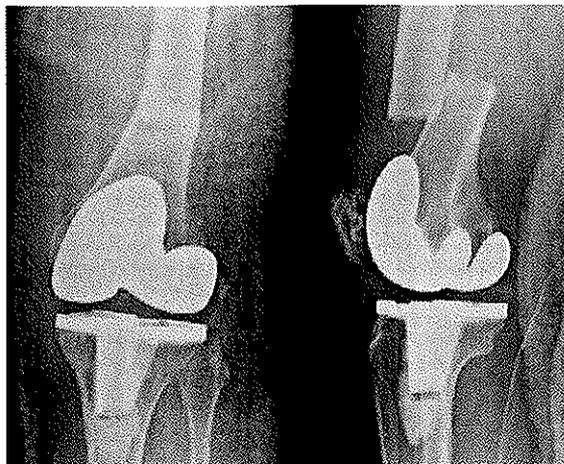
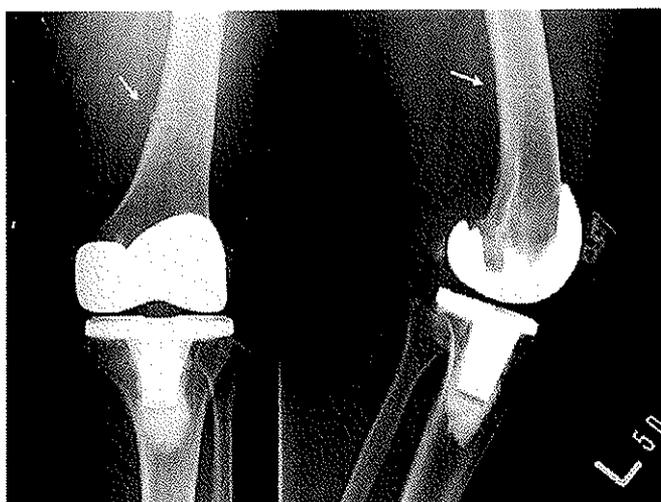
1.3.3 Complications per-opératoires :

Dans 8 cas la navigation à été interrompue pour des raisons techniques, et l'intervention à été poursuivie de façon traditionnelle, sans assistance informatique.

Dans 1 cas la mise en place d'une quille tibiale à entraîné une fracture du plateau tibial médial, ayant nécessité la réalisation d'une ostéosynthèse par vis et rondelle associé à une greffe osseuse.

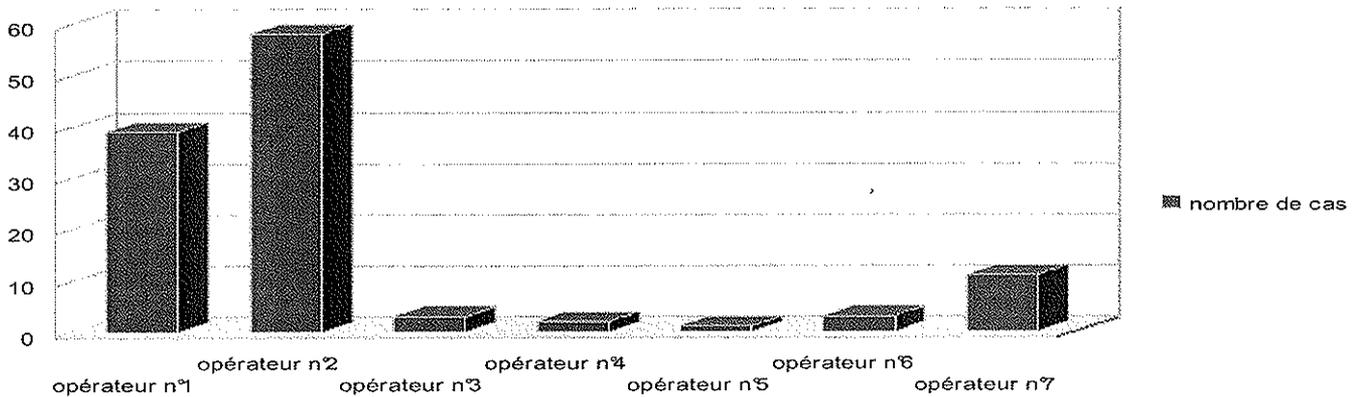
Dans un cas lors des essais, le carter fémoral sans ciment était instable, nécessitant la mise en place d'un carter cimenté.

Nous n'avons pas à déplorer de cas de fracture secondaire à la mise en place des fiches, phénomène cependant rapporté par Li[29], chez une femme de 53 ans, dont le BMI était de 37, est qui a présenté une fracture du quart distal du fémur 15 jours après la mise en charge.



1.3.4 Opérateurs :

Les patients de cette études ont été opérés par sept opérateurs d'expériences différentes soit 2 Agrégés, 1 Praticien Hospitalier, et 4 Chefs de Cliniques.



Répartition des opérateurs

1.4 Données Informatiques :

Sur les 118 patients de la séries, 85 résultats navigués ont pu être récupérées, dont 67 genu varum, 17 genu valgum, et 1 normo-axé. Pour les autres patients, les données n'avaient pas été conservées.

1.4.1 Acquisition tibiale :

Au niveau du tibia, le nombre de points moyen enregistré lors de l'acquisition était de 443 ± 207 (extrêmes de 7 à 1224).

1.4.2 Acquisition fémorale :

Au niveau du fémur, le nombre de points moyen enregistré lors de l'acquisition était de 545 ± 187 (extrêmes de 37 à 1102).

1.4.3 Angle HKA mesuré par le navigateur avant la réalisation des coupes :

Pour les patients ayant un morphotype en varum, l'angle HKA moyen mesuré par le navigateur est de $173,81^\circ$ (extrêmes de 161 à 183°).

Pour les patients ayant un morphotype en valgum, l'angle HKA moyen mesuré par le navigateur est de $186,83^\circ$ (extrêmes de 173 à 197°).

1.4.4 Positionnement prothétique évalué par le navigateur :

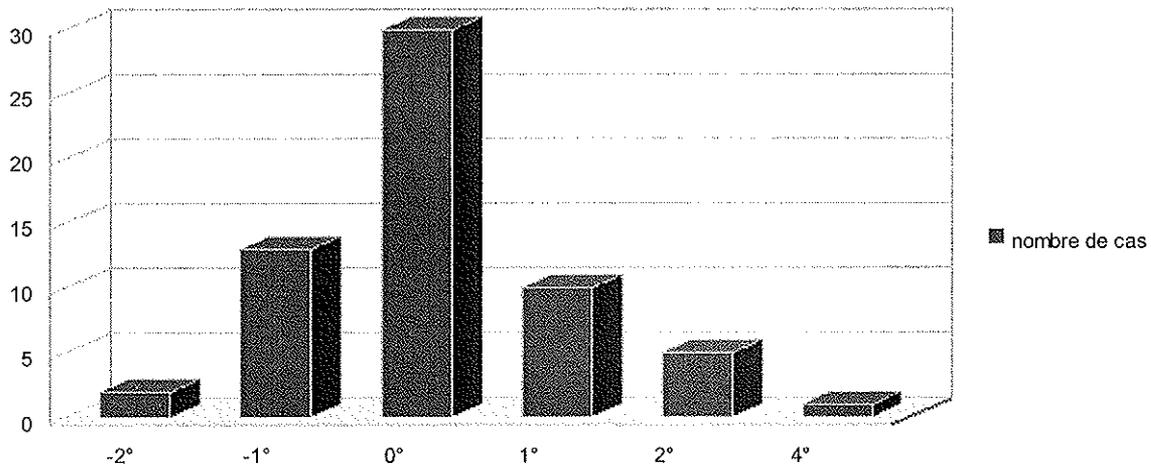
- implant tibial :

-dans le plan frontal :

Pour les genu varum, sur les 67 cas ou les données naviguées avaient été conservées, 61 cas précisent la position de l'implant tibial.

L'angle bêta est en moyenne de $0,11^\circ$ (extrêmes de -2° à 4°).

Dans 30 cas sur 61 (49,18%), l'angle bêta est nul. Dans 16 cas (26,22%), il est positif, et dans 15 cas (24,59%), il est négatif.

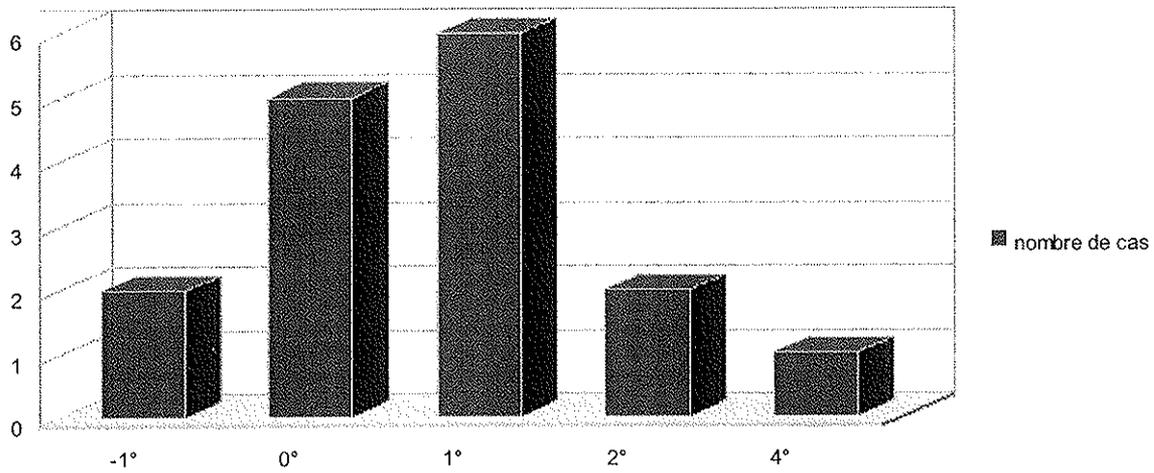


Répartition des angles bêta pour les genu varum

Pour les genu valgum, sur les 17 cas ou les données naviguées avaient été conservées, 16 cas précisent la position de l'implant tibial.

L'angle bêta est en moyenne de $0,75^\circ$ (extrêmes de -1° à 4°).

Dans 5 cas sur 16 (31,25%), l'angle bêta est nul. Dans 9 cas (56,25%), il est positif, et dans 2 cas (12,5%), il est négatif.



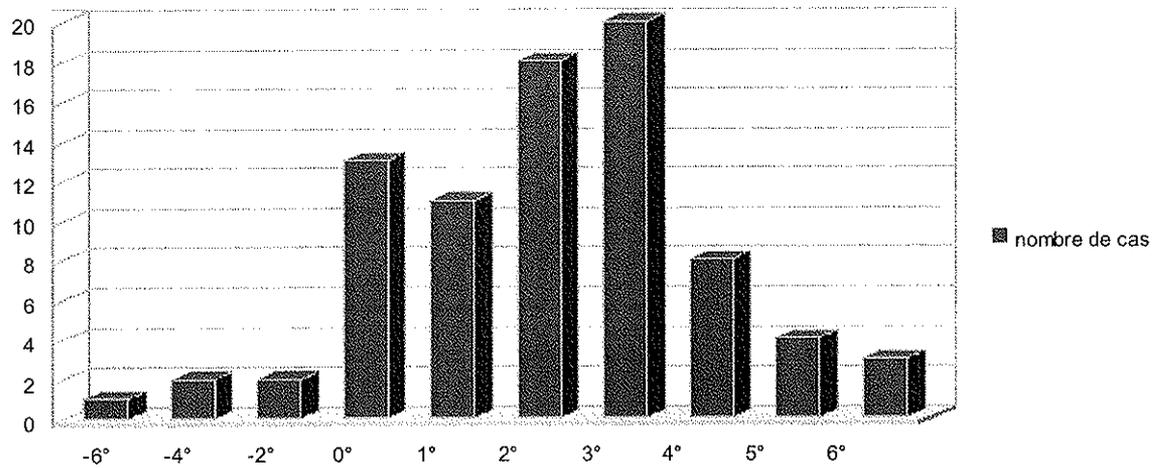
Répartition des angles bêta pour les genu valgum

-dans le plan sagittal :

Sur les 85 données naviguées récupérées, 82 précisaient la pente tibiale.

L'angulation moyenne était de $1,94^{\circ} \pm 2,13$ de pente postérieure (extrêmes de -6° à 6°).

Dans 5 cas (6,09%) la pente tibiale était antérieure, dans 13 cas (15,85%) la pente tibiale était nulle, et dans 64 cas (78,04%) la pente tibiale était postérieure.



Répartition des angles sigma

- Implant fémoral :

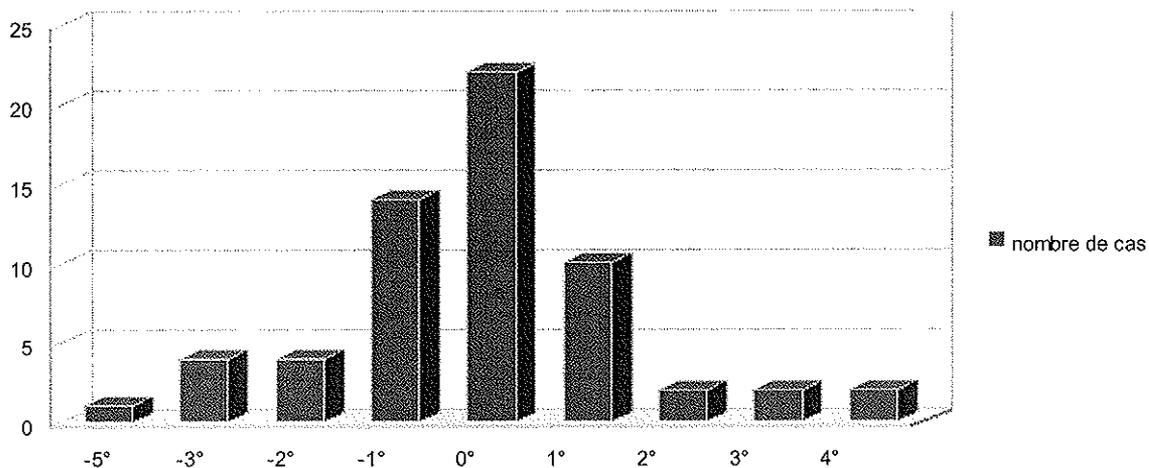
-dans le plan frontal :

L'angulation de l'implant fémoral est évaluée par rapport à l'axe mécanique du fémur de face, et la tangente aux condyles fémoraux (en médial). Celle-ci doit être égale à 0, de telle sorte que la tangente aux condyles fémoraux prothétiques forme un angle de 90° avec l'axe mécanique du fémur. Si cet angle est positif, l'implant fémoral est valgisé, s'il est négatif, il est varisé.

Pour les genu varum, sur les 67 cas ou les données naviguées avaient été conservées, 61 cas précisent la position de l'implant fémoral.

L'angulation est en moyenne de -0,18° (extrêmes de -5° à 4°).

Dans 22 cas sur 61 (36,06%), l'angulation est nulle. Dans 16 cas (26,22%), elle est positive, et dans 23 cas (37,7%), elle est négative.

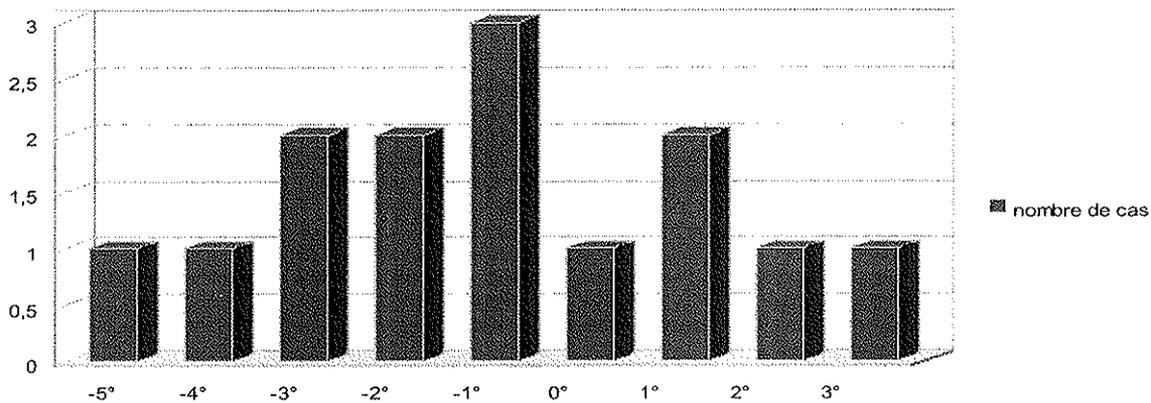


Répartition des angulations de l'implant fémoral dans le plan frontal pour les genu varum

Pour les genu valgum, sur les 17 cas ou les données naviguées avaient été conservées, 14 cas précisait la position de l'implant fémoral.

L'angulation est en moyenne de -1,07° (extrêmes de -5° à 3°).

Dans 1 cas sur 14 (7,14%), l'angulation est nulle. Dans 4 cas (28,57%), elle est positive, et dans 9 cas (64,28%), elle est négative.



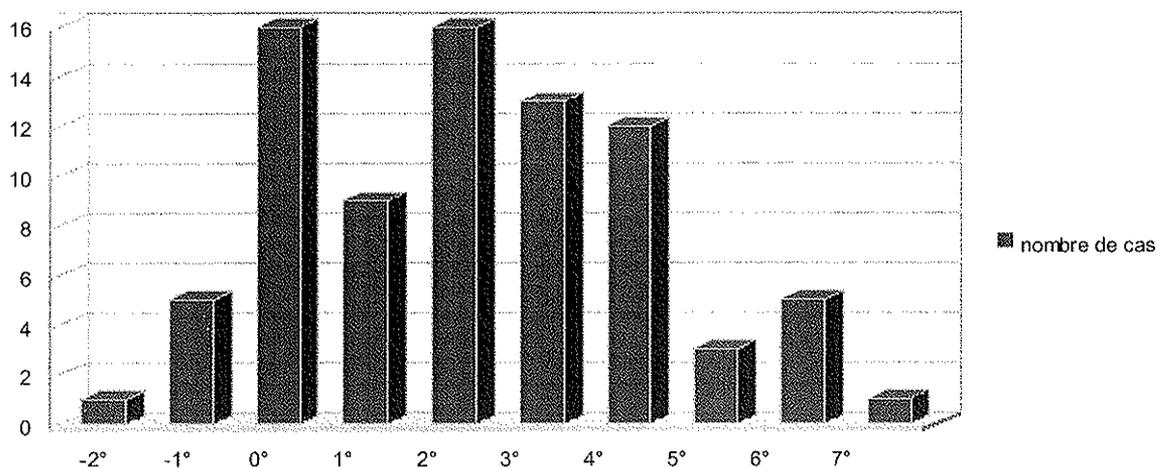
Répartition des angulations de l'implant fémoral dans le plan frontal pour les genu valgum

-dans le plan sagittal :

L'angulation de l'implant fémoral est évalué par rapport à l'axe anatomique du fémur de profil. Lorsque l'angle est positif, l'implant est en recurvatum, lorsqu'il est négatif, l'implant est en flessum.

Sur les 85 données naviguées récupérées, 81 précisaient l'angulation de l'implant fémoral de profil.

En moyenne, cette angulation était de $2,21^{\circ} \pm 2.02$ (extrêmes de -2 à 7°). Dans 16 cas sur 81 (19,75%) cet angle était nul, dans 6 cas (7,4%) il était négatif et dans 57 cas (70,37%) il était positif.

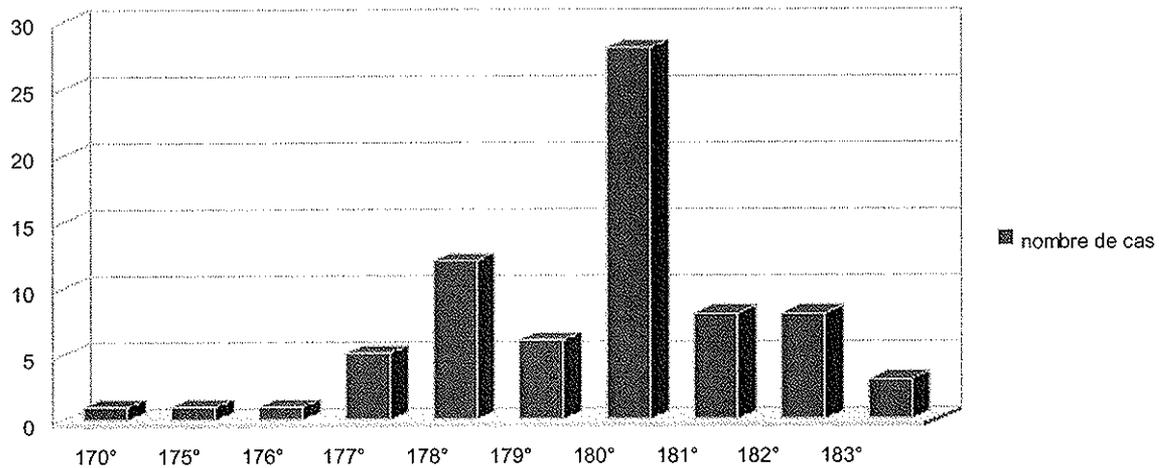


Répartition des angulations de l'implant fémoral dans le plan sagittal

1.4.5 Mesure de l'angle HKA final évalué par le navigateur :

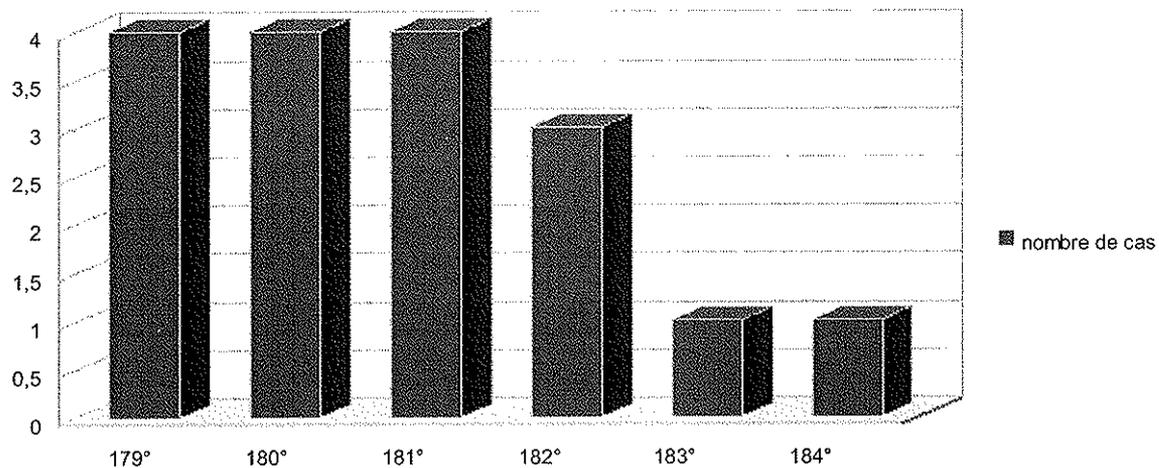
L'angle HKA moyen en fin d'intervention, était de $179,82^{\circ} \pm 1,96$ (extrêmes de 170° à 183°).

Pour les patients porteurs initialement d'un genu varum, il était à $179,58^{\circ}$ (extrêmes de 170° à 183°).



Répartition des angles HKA en fin d'intervention mesurés par le navigateur chez les genu varum

Pour les patients ayant une déformation initiale en valgus, l'angle HKA moyen en fin d'intervention était de $180,76^{\circ}$ (extrêmes de 179 à 184°).



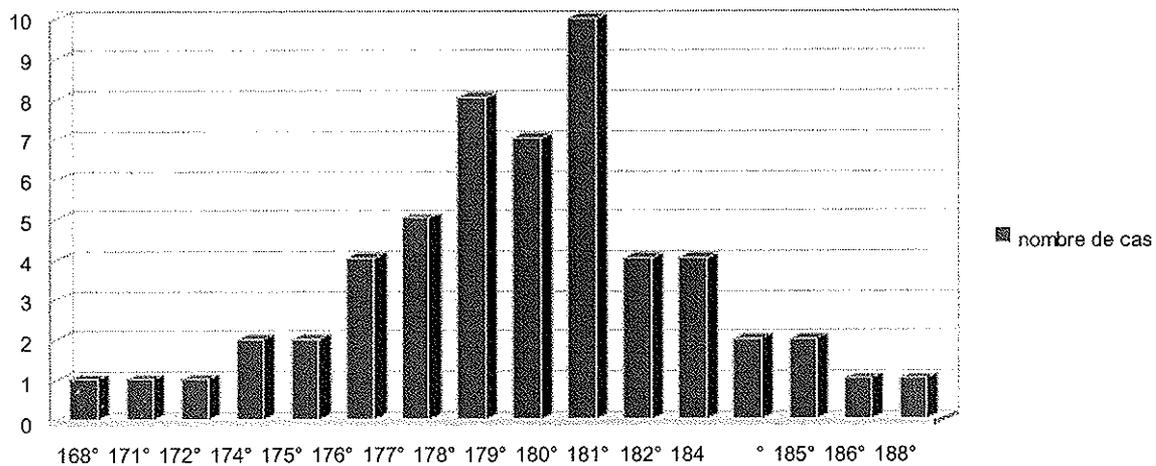
Répartition des angles HKA en fin d'intervention mesurés par le navigateur chez les genu valgum

1.5 Données radiologiques postopératoires :

Sur les 118 patients inclus, 55 avaient passé un pangonogramme en charge des membres inférieurs, lors du suivi postopératoire.

1.5.1 Angle HKA postopératoire :

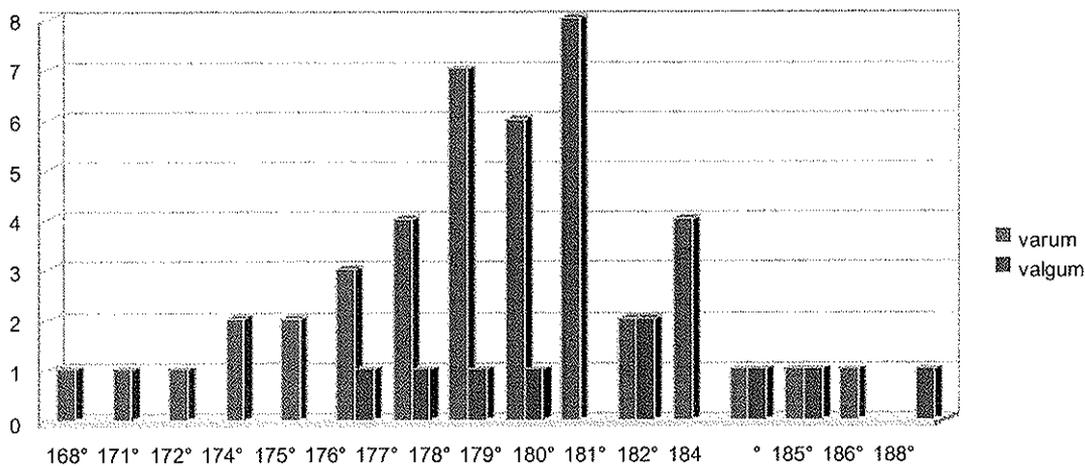
Sur les 55 patients, 46 avaient initialement une déformation en varus, et 9 en valgus. L'angle HKA postopératoire moyen était de $178,89^\circ \pm 3,58$ (extrêmes de 168 à 188°).



Répartition des angles HKA postopératoires

Pour les genu varum, l'angle HKA était en moyenne de $178,48^\circ$ (extrêmes de 168 à 186°).

Pour les genu valgum, l'angle HKA était en moyenne de 181° (extrêmes de 176 à 188°).



Répartition des angles HKA postopératoires pour les genu varum et valgum

69,09% des patients (38 cas sur 55), avait un angle HKA compris entre 177° et 183° inclus, en postopératoire. Les différents tests statistiques n'ont pas retrouvé de corrélation entre l'angle HKA postopératoire et les autres paramètres.

Il y avait 17 patients dont l'angle HKA postopératoire n'était pas situé dans l'intervalle 177°-183° (11 avec un varus <177° et 6 avec un valgus >183°).

Sept de ces 17 patients avaient une déformation initiale supérieure à 10° (4 en varus et 3 en valgus)

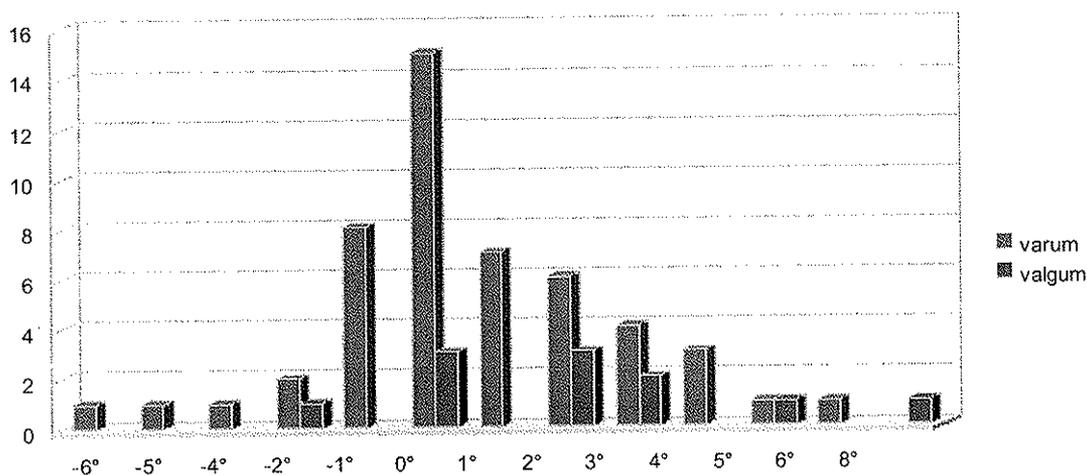
1.5.2 Implant tibial :

- dans le plan frontal :

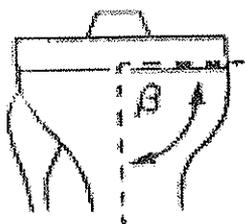
L'angulation de l'implant tibial est mesurée par rapport à l'axe anatomique du tibia de face : nous avons utilisé l'angle bêta (critère de la Knee Society[30]), qui est l'angle entre la tangente au plateau tibial et l'axe anatomique du tibia (mesuré en médial). Celui-ci doit être égal à 0, de telle sorte que la tangente au plateau tibial prothétique forme un angle de 90° avec l'axe anatomique du tibia. Si cet angle est positif, l'implant tibial est valgusé, s'il est négatif, il est varusé.

L'angle bêta moyen est de $0,82^{\circ} \pm 2,42$ (extrêmes de -6 à 8°).

Pour les patients ayant une déformation initiale en varus, l'angle bêta moyen est de $0,54^{\circ}$ (extrêmes de -6 à 6°). Pour les patients initialement en genu valgum, l'angle bêta moyen est de $2,09^{\circ}$ (extrêmes de -2 à 8°).



Répartition des angles bêta postopératoires pour les genu varum et valgum



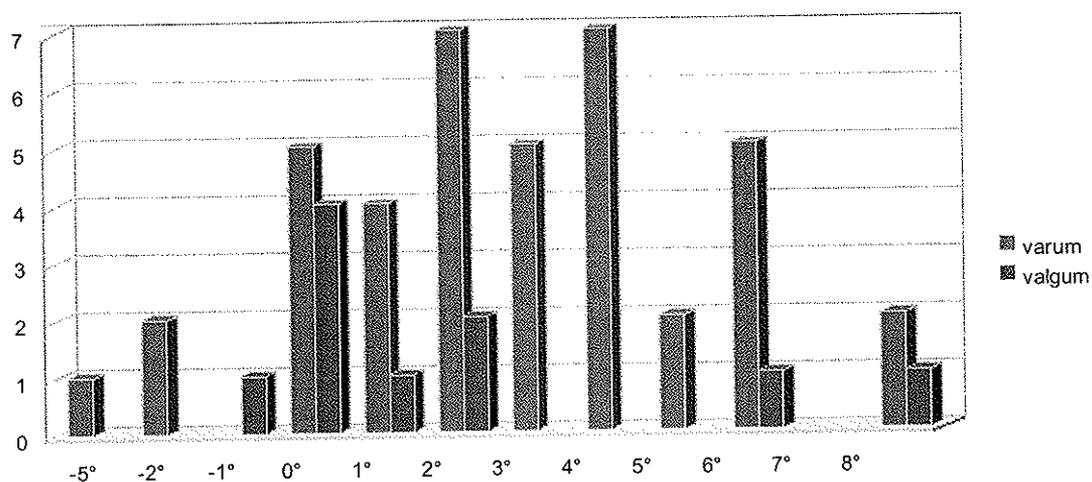
Angle bêta de la Knee Society

- dans le plan sagittal :

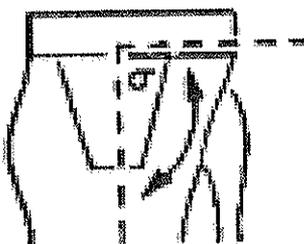
L'angulation de l'implant tibial de profil a été mesurée en utilisant l'angle sigma (critère de la Knee Society), qui est l'angle entre la tangente à la corticale postérieure du tibia et l'axe de la coupe tibiale de profil[31].

L'angle sigma moyen est de $2,52^{\circ} \pm 2,76$ de pente postérieure (extrêmes de -5° à 8°).

La pente postérieure est entre 0 et 4° dans 70% des cas



Répartition des angles sigma postopératoire pour le genu varum et valgum



Angle sigma de la Knee Society

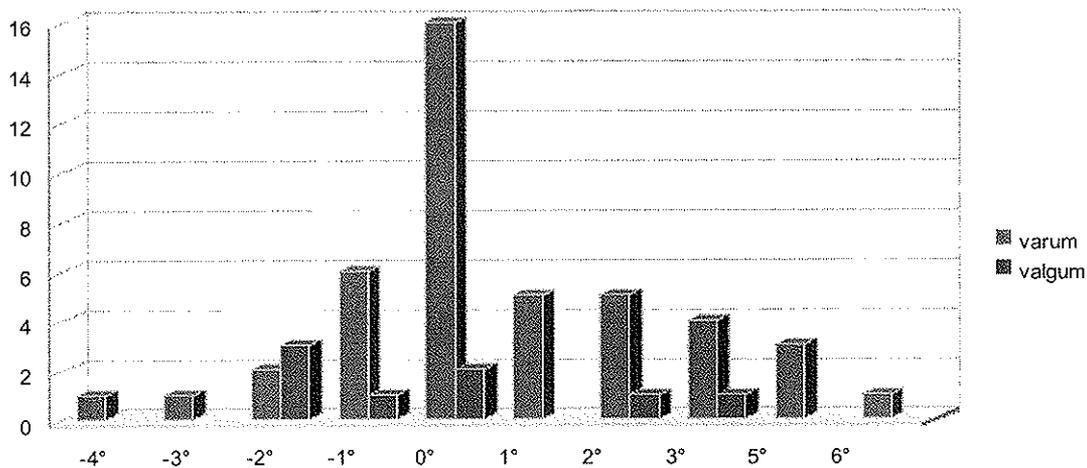
1.5.3 Implant fémoral :

- dans le plan frontal :

L'angulation de l'implant fémoral dans le plan frontal était évaluée en mesurant l'angle entre la tangente aux condyles fémoraux et l'axe mécanique du fémur, sur le pangonogramme (en médial).

L'angulation moyenne est de $0,58^{\circ} \pm 2,07$ (extrêmes de -4 à 6°).

Pour les patients ayant initialement une déformation en varus, l'angle moyen est de $0,7^{\circ}$ (extrêmes de -4 à 6°). Pour les patients ayant initialement une déformation en valgus, l'angle moyen est de 0° (extrêmes de -2 à 3°).

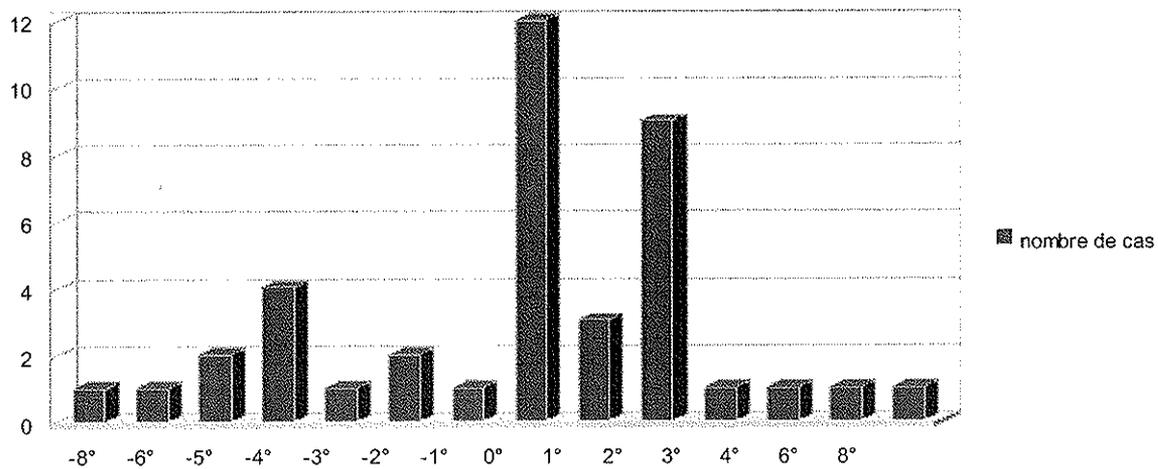


Répartition des angulations de l'implant fémoral dans le plan frontal

- dans le plan sagittal :

La position de l'implant fémoral dans le plan sagittal a été évaluée en mesurant l'angle formé entre la droite passant par le bord postérieur du carter fémoral et l'axe anatomique du fémur.

Cet angle est en moyenne de $-0,15^{\circ} \pm 3,18$ (extrêmes de -8 à 8°).



Répartition des angulations de l'implant fémoral dans le plan sagittal

Dans 9 cas nous avons relevé un « notch », c'est-à-dire une abrasion de la corticale antérieure du fémur.

1.6 Données cliniques :

Les informations sur les amplitudes articulaires ont été recueillies sur les comptes-rendus de consultations, à la date de la dernière consultation.

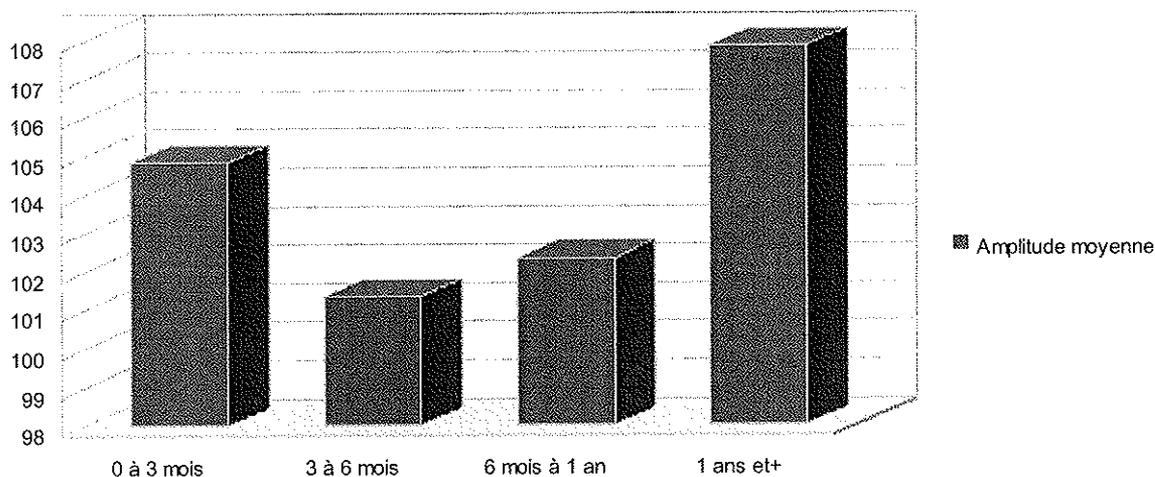
Ces informations ont été trouvées pour 112 patients.

Le délai moyen de dernière consultation est de 8 mois et demi \pm 6,5 (extrêmes de 1 mois à 2 ans et demi).

L'extension moyenne était de $-1,92^{\circ} \pm 3,93$ (0 à -20°).

La flexion moyenne était de $106,56^{\circ} \pm 11,61$ (80 à 130°).

L'amplitude moyenne était de $104,64^{\circ} \pm 12,99$ (75° à 130°).



Répartition des amplitudes moyennes en fonction du délai

Les différents tests statistiques n'ont pas retrouvé de corrélation entre les amplitudes articulaires postopératoires et les autres paramètres.

2. Analyse comparative :

2.1 Comparaison entre l'angle HKA préopératoire et l'angle HKA évalué par le navigateur avant la réalisation des coupes :

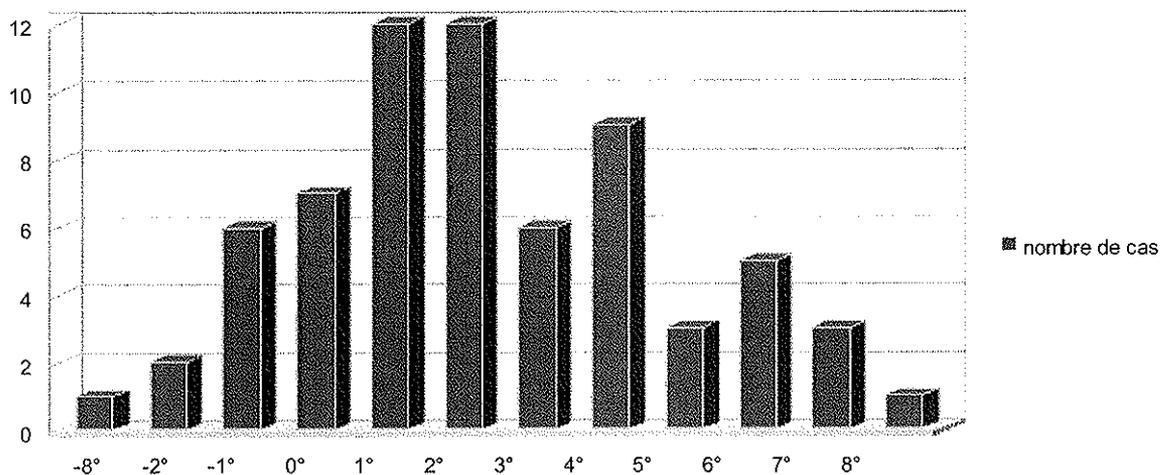
Pour réaliser cette comparaison nous avons utilisé le test apparié de Student. La différence est significative ($p=0,009$), elle l'est également pour les sous-groupes varus ($p<0.001$), et valgus ($p=0.03$).

2.1.1 Pour les genu varum :

Chez les 93 patients porteurs d'un genu varum, 67 données naviguées avaient été conservées. Dans la majorité des cas (51 cas sur 67 soit 76,11 %), le navigateur sous-estimait la déformation en varus, avec une différence de 1 à 8°.

Dans 7 cas (10,44%), l'angle HKA mesuré par le navigateur était identique à celui mesuré sur le pangonogramme préopératoire.

Dans 9 cas (13,43%), la déformation en varus était surestimée, avec une différence également de 1 à 8°.



Répartition des différences entre l'HKA pré-op, et l'hka mesuré par le navigateur

En moyenne, la différence entre l'angle HKA préopératoire et l'angle HKA mesuré par le navigateur était de 2,18°.

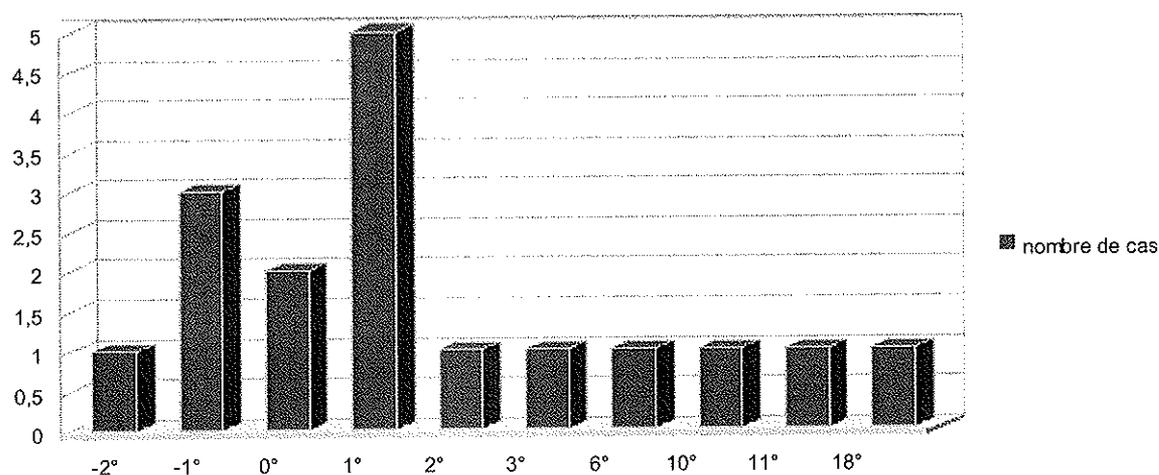
2.1.2 Pour les genu valgum :

Chez les 22 patients dont la déformation était en valgum, 17 données naviguées ont été récupérées.

Dans la majorité des cas (11 cas sur 17, soit 64,7%), la déformation en valgum était sous-estimée par le navigateur, avec une différence de 1 à 18°.

Dans 2 cas (11,76%), l'angle HKA mesuré par le navigateur était identique à celui mesuré sur le pangonogramme préopératoire.

Dans 4 cas (23,52%), la déformation en valgum était surestimée, avec une différence de 1 à 2°.



Répartition des différences entre l'HKA pré-op, et l'hka mesuré par le navigateur

En moyenne, la différence entre l'angle HKA préopératoire et l'angle HKA mesuré par le navigateur était de 2,94°.

2.2 Comparaison entre l'angle HKA évalué par le navigateur en fin d'intervention, et l'angle HKA mesuré sur le pangonogramme postopératoire :

Chez 48 des 118 patients inclus dans cette étude, ont été récupérées à la fois les données naviguées et le pangonogramme postopératoire.

Sur ces 48 patients, 40 avaient un morphotype initial en varus et 8 en valgus.

Pour effectuer cette comparaison nous avons utilisé le test apparié de Student. La différence est significative ($p=0,02$), elle l'est également pour les sous-groupes varus ($p<0,01$), alors que pour valgus la différence n'est pas significative ($p=0,92$, peut-être est-ce du à un faible effectif).

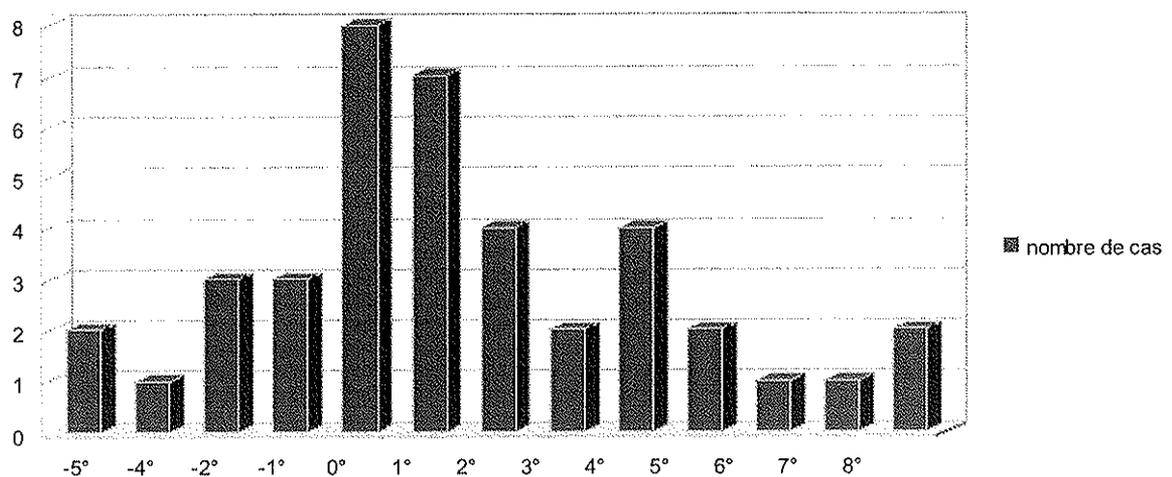
2.2.1 Pour les genu varum :

En moyenne, la différence entre l'angle HKA évalué par le navigateur en fin d'intervention, et l'angle HKA mesuré sur le pangonogramme postopératoire est de $1,33^{\circ} \pm 3,12$ (extrêmes de -5 à 8°).

Dans la majorité des cas (23 cas sur 40, soit 57,5%), l'angle HKA du pangonogramme est inférieur à l'angle HKA évalué par le navigateur, avec donc une tendance vers le genu varum (de 1 à 8°).

Dans 8 cas sur 40 (20%), les angles HKA sont identiques.

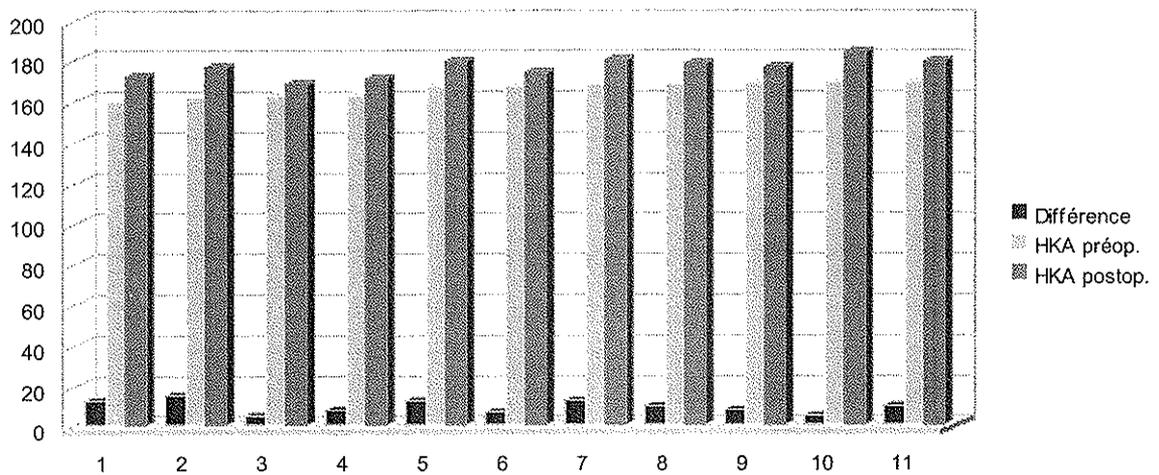
Dans 9 cas sur 40 (22,5%), l'angle HKA du pangonogramme est supérieur à l'angle HKA évalué par le navigateur, avec donc une tendance vers le genu valgum (de 1 à 5°).



Différences entre l'HKA navigué en fin d'intervention et L'HKA du pangonogramme post-op

Il y avait 24 cas où la déformation initiale en varus dépassait 10° , nous avons pu établir la différence entre l'HKA préopératoire et postopératoire pour 11 d'entre eux.

Pour ces patients, l'HKA postopératoire moyen est de $176,27^\circ \pm 4,61$ (extrêmes de 168 à 184°).



Répartition des HKA postopératoires pour les patients ayant un varus > à 10°

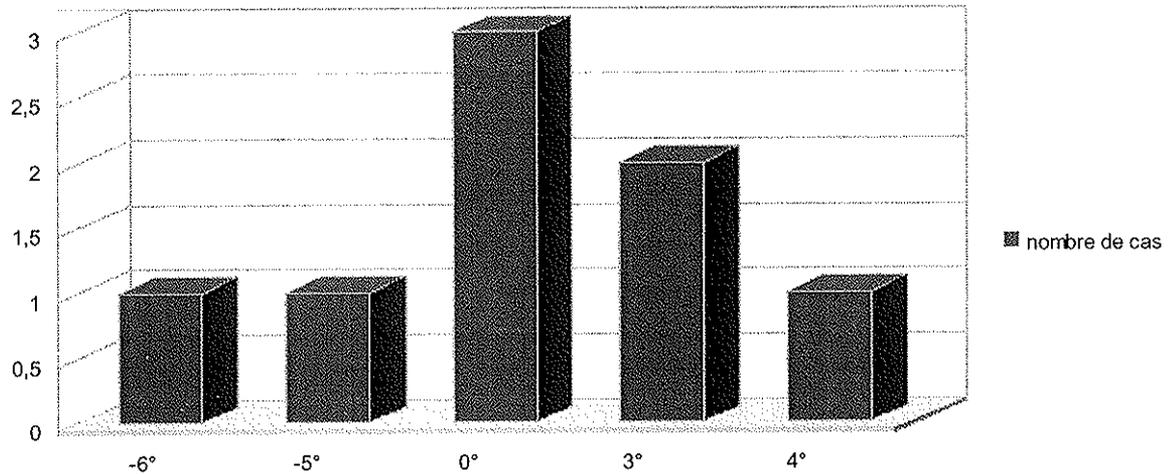
2.2.2 Pour les genu valgum :

En moyenne, la différence entre l'angle HKA évalué par le navigateur en fin d'intervention, et l'angle HKA mesuré sur le pangonogramme postopératoire est de $0,13^\circ \pm 3,68$ (extrêmes de -6 à 4°).

Dans 3 cas sur 8 (soit 37,5%), l'angle HKA du pangonogramme est inférieur à l'angle HKA évalué par le navigateur, avec donc une tendance vers le genu varum (de 1 à 4°).

Dans 3 cas sur 8 (37,5%), les angles HKA sont identiques.

Dans 2 cas sur 8 (25%), l'angle HKA du pangonogramme est supérieur à l'angle HKA évalué par le navigateur, avec donc une tendance vers le genu valgum (de 1 à 6°).



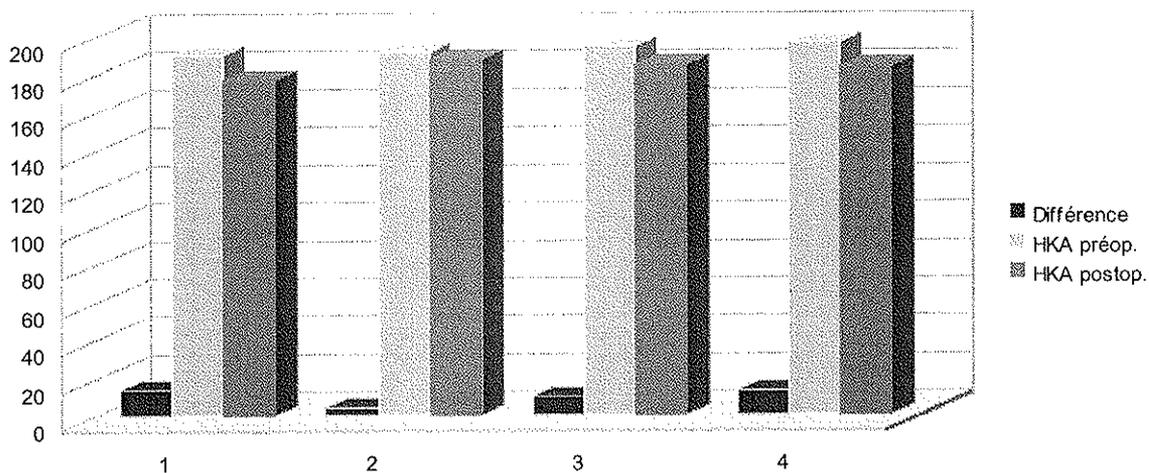
Différences entre l'HKA navigué en fin d'intervention et L'HKA du pangonogramme post-op

Ainsi, dans 11 cas sur 48 (22, 91%), les angles HKA évalués par le navigateur et mesurés sur le pangonogramme postopératoires sont identiques.

Si l'on applique une marge de tolérance de $\pm 3^\circ$, les angles HKA comparés sont identiques dans 68,75% (33 cas sur 48).

Il y avait 7 cas où la déformation initiale en valgus dépassait 10° , nous avons pu établir la différence entre l'HKA préopératoire et postopératoire pour 4 d'entre eux.

Pour ces patients, l'HKA postopératoire moyen est de $183,5^\circ \pm 4,65$ (extrêmes de 177 à 188°).



HKA postopératoires pour les patients ayant un valgus > à 10°

2.3 Comparaison entre l'angle bêta évalué par le navigateur en fin d'intervention et l'angle bêta mesuré en postopératoire :

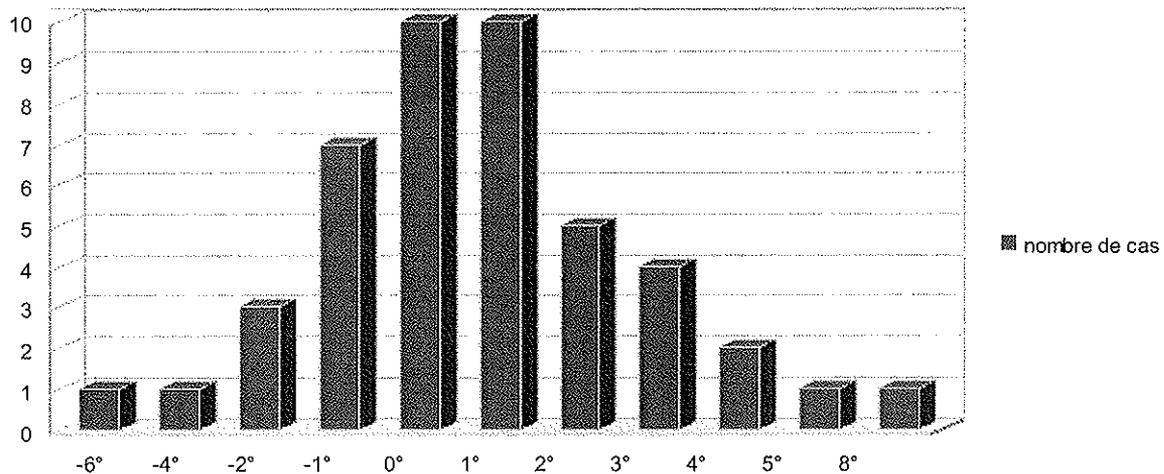
Les informations nécessaires pour effectuer cette comparaison sont disponibles pour 45 patients (les clichés sont ininterprétables chez 3 des 48 patients initiaux). La différence est significative ($p=0,01$).

En moyenne la différence entre les angles bêta navigués et radiologiques est de $0,67^{\circ} \pm 2,33$ (extrêmes de -6 à 8°).

Dans 10 cas sur 45 (soit 22,22%), L'angle bêta navigué et mesuré en postopératoire sont identiques.

Dans 23 cas sur 45 (51,11%), l'implant est valgisé par rapport à l'évaluation du navigateur.

Dans 12 cas sur 45 (26,66%), l'implant est varisé par rapport à l'évaluation du navigateur.



Différences entre l'angle bêta navigué et l'angle bêta radiologique post-op

2.4 Comparaison entre la pente tibiale évaluée par le navigateur et la pente tibiale mesurée sur les radiographies postopératoires :

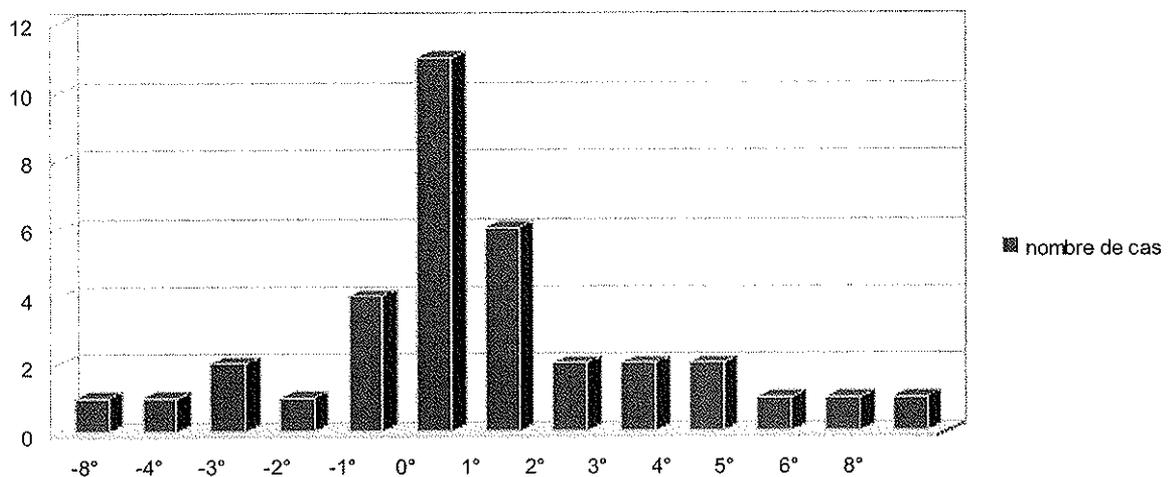
Les informations nécessaires pour effectuer cette comparaison sont disponibles pour 35 patients (les clichés sont ininterprétables chez 13 des 48 patients initiaux). Le test apparié de Student ne donne pas une différence significative ($p=0,27$).

En moyenne la différence entre l'angle sigma navigué et radiologique est de $0,54^{\circ} \pm 2,89$ (extrêmes de -8 à 8°).

Dans 11 cas sur 35 (31,42%) les angles sigma navigués et radiologiques sont identiques.

Dans 15 cas sur 35 (42,85%), L'angle sigma radiologique est supérieur à l'angle sigma navigué. La pente postérieure est donc plus importante que prévu.

Dans 9 cas sur 35 (25,71%), l'angle sigma radiologique est inférieur à l'angle sigma navigué. La pente postérieure est donc moins importante que prévu.



Différences entre l'angle sigma navigué et l'angle sigma radiologique post-op

2.5 Comparaison entre la position de l'implant fémoral dans le plan frontal évaluée par le navigateur, et sa position radiologique postopératoire :

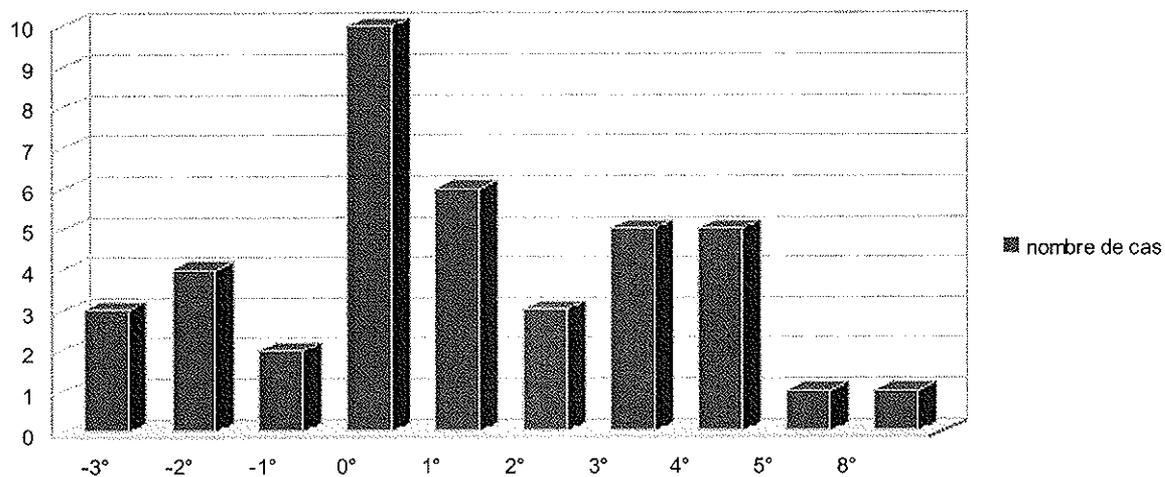
Les informations nécessaires pour effectuer cette comparaison sont disponibles pour 40 patients (les clichés sont ininterprétables chez 8 des 48 patients initiaux). Le test apparié de Student ne donne pas une différence significative ($p=0,7$).

En moyenne, la différence entre l'angulation dans le plan frontal de l'implant fémoral navigué et radiologique est de $1,03 \pm 2,45$ (extrêmes de -3 à 8°).

Dans 10 cas sur 40 (25%), les angulations naviguées et radiologiques sont identiques.

Dans 21 cas sur 40 (52,5%), l'implant fémoral est plus varisé que prévu.

Dans 9 cas sur 40 (22,5%), L'implant fémoral est plus valgisé que prévu.



Différences entre l'angulation de l'implant fémoral dans le plan frontal évalué par le navigateur, et son angulation radiologique postopératoire

2.6 Comparaison entre la position de l'implant fémoral dans le plan sagittal évaluée par le navigateur, et sa position radiologique postopératoire :

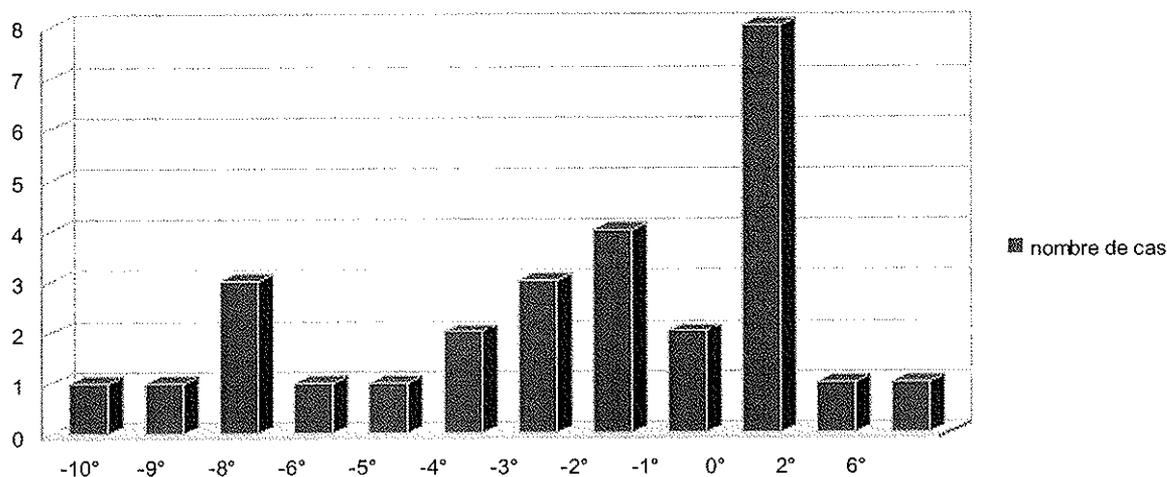
Les informations nécessaires pour effectuer cette comparaison sont disponibles pour 28 patients (les clichés sont ininterprétables chez 20 des 48 patients initiaux). Le test apparié de Student donne une différence significative ($p < 0.001$).

En moyenne, la différence entre l'angulation dans le plan sagittal de l'implant fémoral navigué et radiologique est de $2,61^\circ \pm 3,65$ (extrêmes de -10 à 6°).

Dans 8 cas sur 28 (28,57%) les angulations naviguées et radiologiques sont identiques.

Dans 18 cas sur 28 (64,28%), l'implant fémoral est en recurvatum par rapport à l'évaluation naviguée.

Dans 2 cas sur 28 (7,14%), l'implant fémoral est en flessum par rapport à l'évaluation naviguée.



Différences entre l'angulation de l'implant fémoral dans le plan sagittal évalué par le navigateur, et son angulation radiologique postopératoire

3. Complications postopératoires :

3.1 Complications à court terme :

On déplore 1 cas d'hémarthrose, 1 cas de brûlure sous garrot, et sur le plan général, un infarctus du myocarde, une tachycardie ayant nécessité un transfert en cardiologie, une hémorragie massive sur ulcère gastro-duodénal ayant nécessité une transfusion, et une désorientation temporo-spatiale révélant le début d'une maladie d'Alzheimer.

3.2 Complication à moyen terme :

On déplore 2 cas de sepsis aigües, dont l'un à nécessité un lavage précoce et une antibiothérapie, et l'autre une reprise en deux temps avec mise en place d'un spacer avant une nouvelle arthroplastie.

On note également 1 retard de cicatrisation sur un orifice de fiche tibiale, et 2 autres sur la cicatrice principale dont l'origine était une désunion sur nécrose. Deux reprises de cicatrices ont été nécessaire dont 1 présentait un écoulement purulent superficiel.

3.3 Complication à long terme :

On déplore 3 cas d'algodystrophie objectivée à la scintigraphie, et 1 cas d'enthésopathie du quadriceps sur la patella.

Une arthroscopie à été réalisée pour une sensation de corps étranger, et une mobilisation sous AG à été effectuée pour une raideur importante.

DISCUSSION



Napoléon propose au corsaire Robert Surcouf le commandement des forces navales françaises, mais ce dernier refuse qu'on ne lui accorde pas l'indépendance de manœuvre totale qu'il réclame :

Napoléon : «Je ferai de vous un homme riche !»

Surcouf : «J'ai déjà tout ce qu'il me faut : mon cabinet est tapis de lingots d'or»

Napoléon (offusqué) : «Comment ? Mais vous me marchez sur la face !»

Surcouf : «Non Monsieur, je les ai disposés sur la tranche ...»

1. Critique de la méthodologie :

Il s'agit d'une étude rétrospective dont la série initiale comporte 118 patients et dont le critère d'inclusion principal était d'être porteur d'une PTG SCORE™ posée à l'aide de la navigation.

La constitution de cette série a été réalisée avec le logiciel hospitalier Amelibloc en effectuant une recherche par type de matériel référencé. Les premières prothèses de ce type ont été posées sans l'aide du navigateur (information retrouvée sur les comptes-rendus opératoires), et ont donc été exclues.

Cependant il est arrivé qu'en effectuant plusieurs recherches sur Amelibloc sur des périodes identiques, certains patients apparaissaient ou non de la liste sans raison apparente, ce qui rend cet outil de recherche peu fiable.

Ainsi, il est possible qu'il ait été posé, sur la période de l'étude, plus de prothèses de ce type, et donc que certains patients nous ai échappé.

Pour chaque patient inclus, des données radiologiques pré et postopératoires, informatiques, et cliniques étaient recueillies. Cependant dans certains cas, les données n'ont pu être retrouvées, ce qui a limité le nombre de dossiers complets. Ainsi chaque élément de résultat a été traité indépendamment, sur un nombre inhomogène de patients.

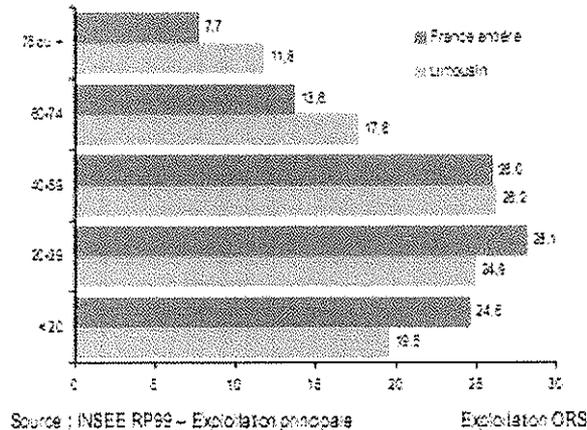
2. Données épidémiologiques générales :

La grande majorité des études retrouvées dans la littérature comparent de façon prospective et randomisée des séries naviguées avec des séries non naviguées [2, 4, 8-10, 16, 17, 32-36]. Certaines utilisent le scanner afin de réaliser une mesure précise de la position des implants[32, 34].

Dans ces études, le nombre de patient peut être important (235 patients dans chaque bras pour Jenny et al.[37]), avec, comme pour notre série, une régulière prédominance féminine.

L'âge moyen dans notre série était de 72,83 ans \pm 8,86 (extrêmes de 45 à 88 ans), ce qui est plus élevé que dans la majorité des séries [2, 7, 8, 10, 32-35, 38]. Ceci peut être expliqué par le fait que la proportion de personnes âgées de plus de 60 ans en Limousin est la plus élevée de France.

Répartition (en %) de la population par groupes d'âge en 1999



Dans notre série, le BMI moyen était de $31,04 \pm 5,24$ (extrêmes de 22,8 à 56,6) ce qui est légèrement plus élevé que dans la majorité des études qui ont recueilli ce paramètre [2, 8, 10, 32, 34, 36], sauf dans la série de Picard et al.[7] où le BMI moyen est de 33,3.

Pour Choong et al.[2], l'obésité a un profond impact sur la position de l'implant tibial, surtout si la déformation initiale en varus est importante, ce qui est également vrai pour la série de Berend et al.[39]. Dans sa série, Choong montre que 93% des patients obèses obtiennent un HKA entre 177° et 183° lorsque la prothèse a été naviguée contre 56% pour une technique classique. Il considère donc que la navigation permet de limiter la gêne chirurgicale occasionnée par les patients obèses.

Nous avons étudié la corrélation entre le BMI et la valeur de l'angle HKA final.

Une ANOVA (analyse de variance) à un facteur n'a pas permis dans notre étude de montrer, de manière significative l'influence du BMI sur l'angle HKA radiologique final, ($p=0.63$).

| Analysis Variable : hka1 | | | | | | |
|--------------------------|-------|------|---------|---------|---------|----|
| bmic1 | N Obs | Mean | Std Dev | Minimum | Maximum | N |
| normal | 13 | 1.89 | 1.83 | 0.00 | 6.00 | 9 |
| surpoids | 35 | 3.25 | 2.65 | 0.00 | 8.00 | 16 |
| obésité | 56 | 2.77 | 2.86 | 0.00 | 12.00 | 26 |
| obésité morbide | 6 | 2.00 | 0.00 | 2.00 | 2.00 | 2 |

En revanche, un test de Spearman est significatif lorsqu'on recherche une corrélation entre le BMI est le temps d'intervention.

| Spearman Correlation Coefficients Prob > r under H0: Rho=0 Number of Observations | |
|---|---------|
| | BMI |
| duree_interv | 0.32402 |
| duree interv | 0.0011 |
| | 99 |

3. Comparaison entre l'angle HKA préopératoire et l'angle HKA évalué par le navigateur avant la réalisation des coupes :

Pour les patients initialement en varus, dans la majorité des cas (51 cas sur 67 soit 76,11 %), le navigateur sous-estimait la déformation en varus, avec une différence de 1 à 8°. En moyenne, la différence entre l'angle HKA préopératoire et l'angle HKA mesuré par le navigateur était de 2,18°.

Pour les patients initialement en valgus, dans la majorité des cas (11 cas sur 17, soit 64,7%), la déformation en valgum était sous-estimée par le navigateur, avec une différence de 1 à 18°. En moyenne, la différence entre l'angle HKA préopératoire et l'angle HKA mesuré par le navigateur était de 2,94°.

Cette différence est expliquée par la position du patient : le pangonogramme préopératoire a été réalisé en charge, en position debout, alors que la mesure évaluée par le navigateur est effectuée en per opératoire en position couchée. La différence est due à la laxité ligamentaire, souvent majorée lors de la gonarthrose. De plus, cette mesure est effectuée après le bone morphing, et donc une fois le genou ouvert ce qui modifie sans doute, la mesure du fait du relâchement des tissus.

La gonométrie, décrite dès 1967 [40], évalue la désaxation frontale des membres inférieurs dont dépend en partie la répartition des charges sur les deux compartiments fémoro-tibiaux[41]. Elle mesure l'angulation entre l'axe mécanique frontal du fémur (matérialisé par la ligne joignant le centre de la tête fémorale au centre mécanique frontal du genou) et l'axe mécanique du tibia

(matérialisé par la ligne joignant le centre du genou au centre frontal de la tibio-tarsienne). Cet angle est communément appelé l'angle HKA. La reproductibilité de la gonométrie effectuée debout apparaît satisfaisante lorsque les genoux ne sont pas prothésés. La précision de la mesure est de 2° pour Odenbring et al. [42] et de 2,6° pour Sanfridsson et al. [43]. Elle est influencée par la rotation du membre inférieur d'autant plus qu'il existe un flessum du genou[44, 45].

4. Construction du modèle statistique déformable : aspects géométriques et morphologiques :

La construction du modèle est la première phase de toute intervention ; elle peut être réalisée à partir de données préopératoires ou d'informations acquises en per-opératoire.

Quelque soit le choix adopté, il convient de disposer de suffisamment d'informations pour répondre au double challenge posé par la construction d'un modèle de genou. Il est, en effet, nécessaire de reconstruire la géométrie du membre inférieur c'est-à-dire les plans et axes de références, mais également la morphologie des épiphyses distales du fémur et proximale du tibia. En effet, si la connaissance de la géométrie du patient est suffisante pour permettre l'alignement correct des implants par rapport aux axes, il existe une valeur ajoutée certaine à adjoindre à ces données géométriques des données morphologiques. Il devient en effet possible de visualiser l'ensemble de la procédure chirurgicale sur un modèle spécifique du patient et non sur un modèle générique ou un schéma.

4.1 Aspects géométriques :

La première partie du challenge que représente la pose assistée d'une prothèse totale de genou est d'aligner cette dernière par rapport à l'axe mécanique du membre inférieur. Il conviendra donc, en l'absence de données préopératoires, de construire dans l'espace les axes fémoraux et tibiaux. Il est pour cela nécessaire de disposer de méthodes permettant de localiser en 3D, le centre de la hanche, le centre du genou et le centre de la cheville.

Ne disposant d'aucun accès à la cavité articulaire coxo-fémorale durant l'intervention, la détection du centre de la hanche s'effectue à l'aide d'une méthode cinématique. Après mise en place d'un corps rigide fémoral, le chirurgien fait effectuer au membre inférieur (genou en extension) un mouvement circulaire dont le centre est l'articulation de la hanche. L'objectif général de la méthode est de localiser ce centre en 3D à partir d'un nuage de points correspondant aux différentes positions du corps rigide dans le repère de la caméra au cours du mouvement.

Lors de la réalisation d'une prothèse totale de genou, l'abord articulaire réalisé autorise une saisie extrêmement simple de points anatomiques remarquables. Il suffit pour cela de les désigner à

l'aide d'un système de palpation visible par le localisateur. Trouver le centre du genou consistera donc à enregistrer en 3D la position physique de ces points.

De la même manière, la détermination du centre de la cheville se fait sans accès à la cavité articulaire. Plusieurs approches ont été utilisées et sont actuellement commercialisées. L'approche cinématique consiste à enregistrer les axes instantanés de rotation de la cheville puis à en déduire un axe moyen de rotation. Le centre cheville est ensuite affecté à un point de cet axe. Cette affectation se fait soit par désignation directe d'un point sur l'axe par le chirurgien, soit par utilisation d'une loi géométrique simple. L'approche purement morphologique consiste à numériser un certain nombre de points à la surface des malléoles interne et externe, à rejoindre ces points deux à deux, formant ainsi des segments. Une règle géométrique est ensuite appliquée sur ces segments pour affecter un point du segment au centre de la cheville. Il a été démontré qu'il est inutile de multiplier les points saisis ; ceci augmentant la durée d'intervention sans en augmenter la précision. On notera qu'en construisant l'axe tibial à partir d'un point unique numérisé à la pointe de chaque malléole, l'erreur moyenne dans les plans frontal et latéral est inférieure à 0.3° , ce qui la situe bien au-delà des exigences cliniques[46].

4.2 Aspects morphologiques :

La reconstruction morphologique des épiphyses permet de fournir au chirurgien une information supérieure à celle obtenue par les seuls modèles géométriques. Dans le cadre d'une approche sans imagerie préopératoire, reconstruire la morphologie épiphysaire constitue un réel défi. Nous utilisons ici la technique dite du "Bone Morphing™" développée par Markus FLEUTE[14] au sein du laboratoire TIMC à Grenoble.

L'utilisation de modèles déformables est une technique classique de l'imagerie médicale qui consiste à déformer automatiquement des volumes et des surfaces sous l'influence de critères locaux intrinsèques à l'image. Cette déformation prend fin lorsque des conditions fixées initialement sont remplies ; la condition la plus souvent recherchée étant celle d'une adéquation entre les bords du modèle déformé et les limites de l'organe recherché dans l'image. Aucune donnée numérique spécifique du patient n'étant obtenue en préopératoire, l'acquisition se fait en cours d'intervention. Après préparation des surfaces fémorale et tibiale, le chirurgien utilise un palpeur repéré par un système de localisation.

Qu'il s'agisse des surfaces fémorale ou tibiale, le nombre de points à acquérir initialement se situait entre 800 et 1200. La numérisation de chaque surface dure 2 minutes et 30 secondes en moyenne. Cette phase d'acquisition est suivie de la déformation d'un modèle statistique qui va venir adhérer au nuage de points pour représenter au mieux l'anatomie spécifique du patient. Le recalage

de ce modèle sur le nuage de points obtenu in vivo s'effectue instantanément et est visible à l'écran. L'objectif est, ici, de déformer le modèle statistique moyen pour obtenir la représentation de la surface complète du fémur à partir d'un nuage non organisé de points relevés par le chirurgien.

Au terme de la phase de recalage automatique, il est possible au chirurgien de contrôler la précision du résultat. Cette précision est donnée interactivement en désignant des points au hasard sur la structure osseuse à l'aide du palpeur 3D. Pour chaque point physique ainsi désigné, le système recherche le point le plus proche dans le modèle et calcule sa distance euclidienne avec le point désigné. En pratique clinique, il apparaît que cet écart est toujours inférieur à 1 mm dans les zones où l'information a été saisie, et proche de 1 mm dans les zones où l'information a été reconstruite. Une analyse globale de la précision est également réalisée par le système en cours d'intervention. Elle repose sur le calcul de l'erreur RMS ou Root Mean Square error. Si cette valeur est supérieure à 1 mm, le recalage est rejeté et l'acquisition des points doit être réitérée (système Praxim). Stindel[46] a montré que l'erreur moyenne est inférieure au millimètre ce qui positionne cette méthode au même rang que les méthodes à base d'images tomodensitométriques qui constituaient jusqu'à ce jour le gold standard des acquisitions morphologiques spécifiques du patient.

4.3 Corrélation entre le nombre de points détectés et l'angle HKA :

Au cours de l'analyse statistique de notre étude, le nombre de points enregistré en per-opératoire au cours du bone morphing a été corrélé à l'angle HKA relevé sur les pangonogrammes postopératoires. Nous n'avons pas retrouvé de lien entre le nombre de points détectés et la variation de l'angle HKA radiologique final, les coefficients de corrélation de Spearman sont non significatifs.

| Spearman Correlation Coefficients Prob > r under H0: Rho=0 Number of Observations | |
|---|-------------------------|
| | hka1 |
| points_femur | 0.10417 0.5115 42 |
| points_tibia | 0.22250 0.1567 42 |

5. Comparaison entre l'angle HKA évalué par le navigateur en fin d'intervention, et l'angle HKA mesuré sur le pangonogramme postopératoire :

Pour les patients initialement en varum, la différence moyenne entre l'angle HKA évalué par le navigateur en fin d'intervention, et l'angle HKA mesuré sur le pangonogramme postopératoire est de $1,33^{\circ} \pm 3,12$ (extrêmes de -5 à 8°) ($p < 0,01$). Dans 20% des cas, les angles sont identiques.

Pour les patients initialement en valgum, la différence moyenne entre l'angle HKA évalué par le navigateur en fin d'intervention, et l'angle HKA mesuré sur le pangonogramme postopératoire est de $0,13^{\circ} \pm 3,68$ (extrêmes de -6 à 4°) ($p = 0,92$). Dans 37,5% des cas, les angles sont identiques.

Ainsi, les angles HKA évalués par le navigateur et mesurés sur le pangonogramme postopératoires sont identiques dans 28,75%.

Pour expliquer cette différence, on peut avancer différents arguments que sont : la position du patient, la qualité de l'examen réalisé, les facteurs chirurgicaux, et la marge d'erreur autorisée par le navigateur.

5.1 Position du patient et laxité ligamentaires :

La mesure de l'angle HKA évaluée en fin d'intervention par le navigateur se fait en décubitus dorsal, chez un patient endormi et détendu musculairement, et dont le genou est encore ouvert. L'expérience montre que cette mesure varie aisément en fonction de la position qu'imprime le chirurgien au membre inférieur. Il n'est pas rare de pouvoir enregistrer des mesures différentes en ne modifiant que légèrement l'angulation du genou, ou la rotation de tout le membre inférieur. On peut également, lors de cette étape, exercer des manœuvres de varus ou de valgus forcé afin de tester la laxité ligamentaire et la stabilité de la prothèse. On peut enregistrer ainsi les différents angles HKA en fonction de la contrainte exercée sur le genou.

En revanche, le pangonogramme est réalisé en charge, ce qui met en jeu la laxité ligamentaire du genou prothésé. Les résultats de l'étude montrent que chez les patients porteurs initialement d'une déformation en varus, dans 57,5% des cas, l'angle HKA mesuré sur le pangonogramme en charge est inférieur à celui évalué par le navigateur. Ainsi, en charge, le genou est plus varisé qu'en décubitus dorsal, cette différence allant dans le sens de la déformation initiale.

De même, on remarque que l'angle HKA moyen mesuré sur le pangonogramme en charge, chez les patients porteurs d'un genu varum initial, est de 178,48°, c'est-à-dire avec un varus moyen d'environ 1,5°.

Cette constatation est moins marquée pour les patients ayant une déformation initiale en valgum, puisque l'on retrouve une sous-estimation de la déformation en valgus dans 25% des cas. Cependant, pour ces patients, l'angle HKA moyen est de 181°, c'est-à-dire avec un valgum moyen de 1°.

On retrouve également cette différence de mesure due à la laxité ligamentaire en fonction de la position du patient, lorsque l'on compare l'angle HKA mesuré sur le pangonogramme en préopératoire avec l'angle HKA évalué par le navigateur avant la réalisation des coupes. En effet, les résultats montrent une sous-estimation de la mesure, quelque soit la déformation initiale, lorsque le patient est en décubitus dorsal, d'en moyenne 2,18° pour les patients en genu varum, et de 2,94° pour les patients en genu valgum.

Gonarthrose et laxité ligamentaire sont intimement liées. En effet, les déviations frontales sont responsables d'une usure osseuse avec rétraction ligamentaire dans la concavité et parfois d'une distension ligamentaire dans la convexité. Dans le plan frontal, il est habituel de parler d'arthrose interne sur genu varum et d'arthrose externe sur genu valgum. Fréquemment, il existe aussi une rotation anormale entre le fémur et le tibia : cette rotation anormale est soit responsable de l'arthrose dans les ruptures anciennes du ligament croisé antérieur soit secondaire à l'arthrose ou plus exactement au processus arthrogène. La stabilité rotatoire du genou est assurée par le pivot central et par les formations périphériques. Dans les arthroses sur laxité, les lésions ligamentaires sont à l'origine du processus arthrogène. Les déformations fixées ou partiellement réductibles s'accompagnent d'une rétraction ligamentaire du côté de la concavité mais cette rétraction est plus ou moins importante sur les différents ligaments.

L'usure osseuse existe sur le fémur et sur le tibia. Dans tous les cas, il va se produire une diminution de la distance entre les points d'insertion des formations ligamentaires internes ou externes. La rétraction des différents éléments va fixer la déformation. Les lésions sur le tibia ont des localisations différentes en fonction du sens de la dégradation rotatoire. Lorsque l'usure est antérieure sur le tibia, les rétractions intéressent surtout les formations antérieures (en dedans, le LLI superficiel et le point d'angle antéro-interne et en dehors le fascia lata et le point d'angle antéro-externe). Lorsque les lésions sont postérieures sur le tibia, la rétraction intéresse les formations postérieures (en dedans, le point d'angle postéro-interne et le demi membraneux et en dehors, le point d'angle postéro-externe et le poplité). L'existence d'un flessus aggrave ces rétractions

postéro-latérales. En résumé, les rétractions ligamentaires prédominent en regard des lésions osseuses sur le tibia et elles sont fonction de l'importance de cette usure[47].

5.2 Qualité du pangonogramme :

La valeur des angles mesurés sur la gonométrie, est très dépendante de la qualité technique de la gonométrie. Des erreurs significatives sont induites par la qualité du positionnement du genou par rapport à la plaque de radio, l'existence d'un flessum, d'une laxité ligamentaire et d'une rotation externe ou interne du tibia. L'existence d'anomalies rotationnelles étagées des membres inférieurs influencent la déviation axiale radiologique apparente. De nombreux articles ont été écrits sur le sujet proposant différentes solutions pour corriger les erreurs induites [48]. Pour Galaud et al.[49], le seul examen fiable est le scanner. Il l'utilise également pour mesurer la torsion fémorale distale afin d'adapter au mieux la rotation de la pièce fémorale à l'anatomie du genou. Il a également démontré que la navigation per-opératoire n'est pas en mesure à elle seule de mesurer cette rotation. Pour le Pr Beaufils, le scanner est un examen réalisé de façon systématique dans le cadre du bilan préopératoire.

Certains auteurs [32, 34] ont préférés l'utilisation du scanner afin d'évaluer le positionnement des pièces prothétiques, et de mesurer l'angle HKA. La supériorité du scanner n'est plus à démontrer pour les mesures angulaires des pièces prothétiques. Les problèmes d'artefacts dus aux implants métalliques sont amoindris grâce aux logiciels de traitement des images. Les centres respectifs de la hanche, du genou, et de la cheville, sont repérés de façon beaucoup plus précise que sur une gonométrie. Cependant, l'angle HKA mesuré au scanner, est calculé sur un patient en décubitus dorsal, et diffère par nature à celui mesuré lors d'une gonométrie en charge.

Enfin, Sariali[50] a démontré que la gonométrie en position couchée des genoux prothésés est peu reproductible et peu précise contrairement à la gonométrie des genoux non prothésés. Sur les genoux prothésés, il retrouvait un coefficient de corrélation de 50% ($p < 0,02$) et la précision des mesures étaient faibles (5°) avec une déviation standard de $\pm 2,5^\circ$ ($p < 0,05$). Cette différence provient de la détermination du centre de la mécanique frontale du genou. En effet, dans les genoux non prothésés, le milieu de la distance séparant les deux épines tibiales est, quelque soit la rotation du tibia, le centre de la mécanique frontale du genou. Dans les genoux prothésés, le milieu de la projection radiologique de l'embase tibiale ne correspond au centre de la mécanique frontale du genou - qui est le plot tibial radio-transparent de postéro-stabilisation - que si l'implant tibial se projette radiologiquement de face. Cette imprécision radiographique lors de la gonométrie en position couchée ne peut que s'accroître en position debout du fait de la mise en charge.

Dans le cadre de notre étude, tous les pangonogrammes ont été exploités afin de limiter au maximum le nombre de dossiers incomplets. Cependant, leur qualité était variable en fonction de la position du patient (flessum, rotation etc...) et du centre de radiologie. Dans un cas, le pangonogramme avait été effectué en position couché.

Du fait du faible nombre de radios de l'incidence fémoro-patellaire en postopératoire, nous avons choisi de ne pas prendre en compte le centrage de l'implant rotulien dans la trochlée fémorale, ce d'autant que l'implant rotulien n'est pas navigué.

5.3 Facteurs chirurgicaux :

5.3.1 Différences liées au matériel :

Lors de l'analyse des données naviguées, on remarque qu'il peut y avoir une différence d'1 à 2 ° entre le réglage initial du guide de coupe, et le plan de coupe après la réalisation de celle-ci.

La fixation du guide de coupe, le serrage des vis de réglage, la souplesse de la lame de scie, et la qualité osseuse sont autant de facteurs pouvant influencer l'angulation de la coupe osseuse. Il faut également ajouter que l'épaisseur de ciment peut aussi modifier la position des implants.

Ainsi, lors de son étude sur 180 PTG posées à l'aide du système VectorVision™ de Brainlab, Jacques David[51] a relevé les erreurs survenues pendant la courbe d'apprentissage de pose de ce type de prothèse. Les erreurs principales ont été :

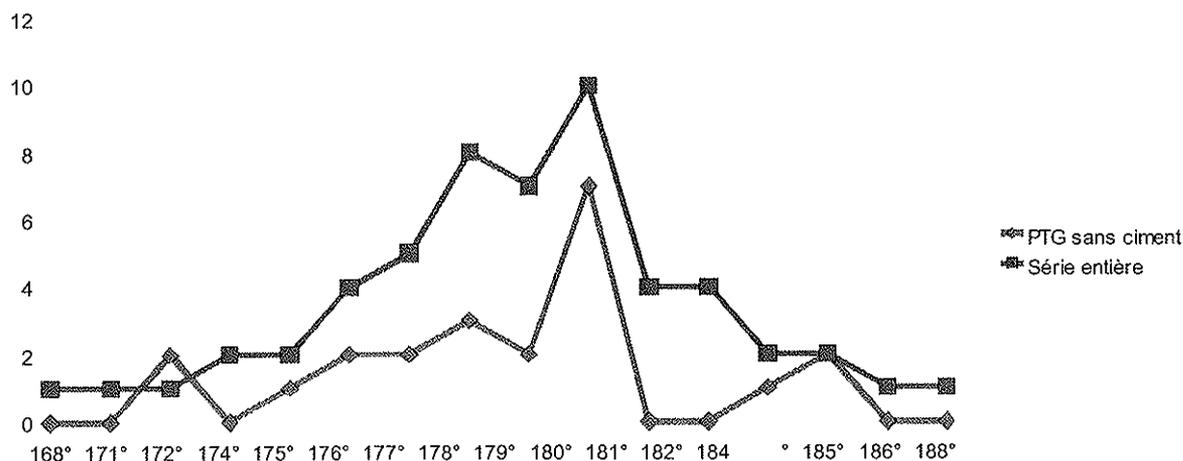
- des erreurs d'axe dues à une mauvaise appréciation de l'axe antéro-postérieur de la métaphyse tibiale proximale donnant une coupe plane-oblique du tibia proximal et à un excès de pente postérieure de la coupe tibiale,
- des prothèses fémorales trop larges par rapport à la métaphyse fémorale inférieure,
- une mauvaise balance ligamentaire.

Les corrections ont été :

- l'amélioration de la précision, lors de l'acquisition, de l'axe antéro-postérieur de la métaphyse tibiale et le positionnement du guide de coupe tibiale à 5° de pente postérieure,
- l'acquisition du point fémoral distal immédiatement en arrière du cartilage, au niveau de l'échancrure intercondylienne,
- la vérification des coupes tibiales et fémorales et leur correction si nécessaire à chaque étape de l'intervention,
- l'utilisation d'implants sans ciment si possible.

Il arrive en effet que l'épaisseur de la couche de ciment soit inhomogène, induisant ainsi une modification de l'angulation de l'implant. A l'inverse, il arrive également que le chirurgien choisisse volontairement d'ajouter une surépaisseur de ciment d'un coté ou de l'autre (par exemple au niveau de l'implant tibial), afin de corriger un défaut de coupe osseuse.

Dans notre étude, 44 prothèses ont été posées entièrement sans ciment. Un pangonogramme a été réalisé pour 24 d'entre-elles. L'angle HKA moyen pour ces prothèses est de $178,88^\circ \pm 3,98$ (extrêmes de 174 à 188°). La différence entre l'angle HKA évalué par le navigateur en fin d'intervention et l'angle HKA mesuré sur le pangonogramme postopératoire est de $-1,32^\circ \pm 3,41$ (extrêmes de -8° à 5°). Il ne semble donc pas y avoir de différence entre les prothèses cimentées et non cimentées.



Comparaison entre les prothèses cimentées et non cimentées

5.3.2 Opérateurs, courbe d'apprentissage et temps d'intervention :

L'une des difficultés d'utilisation de la navigation dans la chirurgie des prothèses totales du genou est le temps d'apprentissage de la technique qui est différente de la méthode traditionnelle. Depuis plus de 10 ans, l'ordinateur est entré dans les salles d'opération dans le but d'améliorer la reproductibilité de la chirurgie orthopédique. La chirurgie du genou, et plus particulièrement celle de la prothèse totale de genou (PTG), est l'intervention chirurgicale la plus souvent « naviguée ».

Comme toutes les nouvelles techniques, la navigation dans les PTG rencontre à la fois enthousiasme et scepticisme. Les deux réactions ont généré un nombre très important d'études et de publications afin de mettre en lumière les avantages et les inconvénients de l'utilisation de cette technique. Parmi les questions les plus valables, on retrouve celle qui concerne la difficulté à utiliser les systèmes de navigation. L'étude de Picard[52] a montré que le temps d'apprentissage moyen des PTG naviguées est de 20 prothèses, Bové[53] l'estime à 26. Siston en 2007 a rapporté dans une revue de la littérature les résultats des durées moyennes opératoires[54]. La majorité des études rapporte des valeurs allant de 10 à 20 minutes supplémentaires aux durées enregistrées dans la chirurgie standard. Bauwens dans une méta-analyse publiée récemment indique que l'augmentation du temps opératoire est de 23% par rapport au temps opératoire traditionnel[9]. La littérature française confirme ces résultats avec Jenny et Bové qui retrouvent une augmentation de 10 à 18 minutes par rapport au temps opératoire moyen[53, 55]. Masri conclut que le temps opératoire est inversement proportionnel à l'expérience du chirurgien [56]. Dix minutes supplémentaires sont acceptables et ne constituent pas un danger pour le patient comme semblent l'indiquer les résultats de la littérature[54], même si l'on sait que le risque d'infection est proportionnel au temps opératoire[57].

Il est intéressant de noter que la navigation est un instrument impartial capable de mesurer objectivement un temps d'apprentissage[52], ce qu'il n'est pas possible de faire avec une technique traditionnelle surtout pour des techniques chirurgicales qui nécessitent parfois plusieurs années d'apprentissage[58].

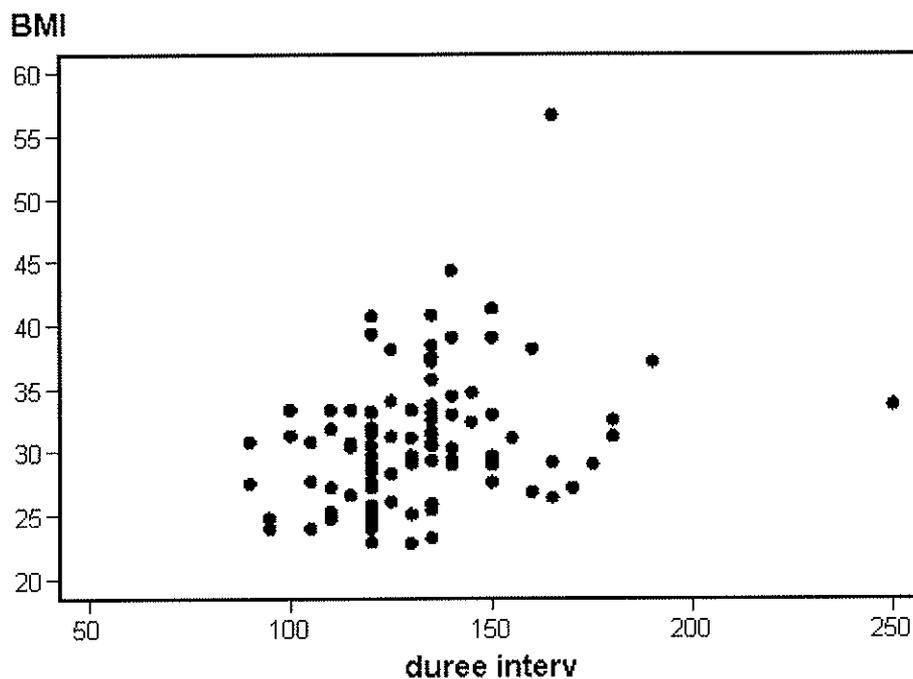
La difficulté d'apprentissage d'une technique est utilisateur-dépendant [56]. Un chirurgien qui maîtrise avec aisance et rapidité les technologies nouvelles sera plus curieux et ouvert aux nouveaux outils chirurgicaux utilisant l'ordinateur. Plus l'outil sera simple d'utilisation « technologiquement parlant », plus nombreux seront les utilisateurs. Plus il y aura d'utilisateurs, moins il y aura de résistance à son utilisation. L'adoption d'une nouvelle technologie se fait toujours selon des étapes qui ont été très bien analysées dans le domaine industriel[59].

Bové[53] affirme que les difficultés rencontrées par un opérateur utilisant pour la première fois la navigation sont incontestablement réduites par une parfaite connaissance préalable de

l'implant articulaire. D'après lui, il est souhaitable d'utiliser un système dit « ouvert » permettant la pose de n'importe quelle prothèse ou alors avoir l'expérience d'une prothèse prise en charge par un système « fermé », à savoir spécifiquement dédié à cet implant afin de ne pas multiplier les risques.

Dans notre étude, la diminution du temps d'intervention au bout de 20 prothèses [52] ne se vérifie pas.

Le seul facteur qui était corrélé au temps d'intervention était le BMI. Un test de Spearman a pu démontrer que le temps d'intervention augmentait avec le BMI du patient.



Corrélation entre le temps d'intervention et le BMI du patient

5.3.3 Motifs de conversion :

Au cours de notre étude, nous dénombrons 8 cas de conversion.

Dans 2 cas, par déficit des capteurs, les coupes fémorales ont été réalisées grâce à une tige centro-médullaire, à la manière classique.

Dans 1 cas la navigation a été stoppée après la phase de bone morphing.

Dans 2 cas le navigateur proposait des chiffres semblant illogiques, entraînant ainsi la conversion vers une technique non naviguée.

Dans 2 cas, les marqueurs fixés sur les corps rigides se sont déplacés (dans un cas le déplacement semble lié à l'ablation d'une plaque d'OTV). Malgré un recalibrage, les chiffres proposés n'étant pas semblables aux précédents, il a été décidé une conversion.

Dans 1 cas, les fiches du corps rigide tibial ont du être retirées, car celle-ci gênaient la mise en place d'une quille tibiale

5.4 Précision du navigateur :

D'après Jenny [60], le système de navigation utilisé peut être assimilé à un instrument de mesure. De façon générale, les instruments de mesure sont affectés de deux types d'incertitude. L'erreur systématique est une déviation de valeur et de sens constants de la mesure fournie par le système par rapport à la réalité.

L'erreur aléatoire est une déviation de valeur et de sens aléatoire de cette mesure par rapport à la réalité.

Ces deux erreurs sont strictement indépendantes. En d'autres termes, un système générant une erreur systématique décale le sommet de la courbe de répartition des valeurs mesurées par le système présumée être une courbe de Gauss si le nombre de valeurs mesurées est suffisant par rapport à la moyenne réelle sans interférer sur la largeur de la courbe. Un système générant une erreur aléatoire élargit la courbe de répartition sans changer la place de son sommet. Il est donc nécessaire pour étudier la validité d'un système de mesure, d'étudier à la fois l'erreur systématique par un test approprié de comparaison des moyennes (le sommet de la courbe) et l'erreur aléatoire par un test de répartition (la largeur de la courbe). Dans notre étude, le test de comparaison de moyennes approprié, compte tenu de la taille de l'échantillon, est le test de Student.

La société Amplitude, qui commercialise le navigateur Amplivision™, précise dans le CD-ROM de technique opératoire fournie avec le navigateur, que la précision du positionnement du guide de coupe lors de la coupe tibiale est de 1° ou 1mm, et qu'elle est de 2° ou 2mm lors de la

coupe fémorale.

On retrouve des marges d'erreurs similaires dans les différents systèmes de navigation avec 1° également pour les mesures angulaires du système Orthopilot™[60, 61]. La marge d'erreur des mesures angulaires radiographiques est également d'1°[62]. Toutefois la majorité des auteurs utilise une marge d'erreur de $\pm 3^\circ$ pour leurs études.

6. Comparaison de notre série avec les données de la littérature :

Nous avons comparé notre série avec celles de Bathis[63], Anderson[64], Ensini[33], matziolis[32] et Versier[65].

Les données sont résumées dans le tableau ci-après. Certaines données sont manquantes (écart-type, extrêmes etc ...) car elles n'étaient pas précisées par l'auteur.

Dans notre série, l'angle HKA moyen a une tendance au varus, contrairement aux autres séries, où l'angle HKA moyen a tendance à être valgus. Cependant, notre écart-type et nos extrêmes sont plus importants que pour les autres séries malgré ce que rapportent les données de la littérature à propos du rôle de la navigation dans la reproductibilité et la précision des mesures[4, 8, 9, 32, 33, 60, 63, 64]. Par ailleurs, dans notre série, l'angle HKA moyen préopératoire est de $174,92 \pm 8,1$ (extrêmes de 160 à 197°). La déformation initiale dans notre série est donc plus importante que dans les séries de Versier[65] ($182^\circ \pm 7$) et Anderson[64] ($176,8^\circ$), et moins importante que dans les séries de Ensini[33] ($172,8^\circ \pm 8,4$) et Bathis[63] ($171,6^\circ \pm 5,1$).

En ce qui concerne la position des implants tibiaux et fémoraux de face et de profil, nos résultats sont comparables aux données de la littérature, avec toutefois une augmentation des écarts-types et des extrêmes.

| | HKA | Tibia E. | Tibia P. | Fémur E. | Fémur P. | Durée d'intervention |
|--------------------------|----------------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-------------------------|---------------------------|
| <i>Bathis</i> 2004 | 181,5° (175 à 183°) | 1,2° (-1 à 1,5°) | 2,5° (-1,9 à 3°) | 1,5° (-1,2 à 1,7°) | 7,3° (-6,6 à 8,1°) | 78±12 min. |
| <i>Anderson</i> 2005 | 180,3° (177 à 187°) | 0° (-4 à 3°) | 3° (0 à 8°) | 0,5° (-4 à 6°) | 0,8° (-6 à 5°) | 90min. |
| <i>Ensini</i> 2006 | 180,8°±2,0 | 0,4°±1,3 | 1,3°±3,6 | 0,4°±1,5 | 1,6°±3,2 | 98,4±13,3 min. |
| <i>Matziolis</i> 2007 | 181,4°±0,8 (178 à 184°) | 1,4°±0,9 (-2 à 3°) | 2,1°±1,3 (-4 à 4°) | 1°±2,1 (-2 à 3°) | 3,4°±2,7 | 101±17 min. (70 à 163) |
| <i>Versier</i> 2008 | 181,2°±1,2 (178 à 183°) | 0,4°±0,7 | 1,1°±1,8 | 0,9°±1,3 | 1,6°±2 | 116 min. (90 à 175) |
| Notre série | 178,8°±3,5 (168 à 188°) | 0,8°±2,4 (-6 à 8°) | 2,5°±2,7 (-5 à 8°) | 0,58°±2 (-4 à 6°) | -0,15°±3,1 (-8 à 8°) | 131±22 min. (90 à 250) |

Comparaison de notre série avec les données de la littérature

CONCLUSION



« La confiance n'exclut pas le contrôle »

Vladimir Lénine

La navigation est une technique relativement récente, mais ses avantages devraient se confirmer.

A Limoges, c'est une technique qui s'est installée sans difficulté particulière et qui tend à devenir rapidement un passage quasiment obligé pour tous les chirurgiens du service entraînant une évolution des modes de réflexion, d'action et de validation qui semble inéluctable.

Nous disposons désormais d'outils capables de localiser n'importe quel point dans l'espace, et d'enregistrer les variations de positions de ces points en temps réel et en 3 dimensions.

Au-delà même de la troisième dimension, ces technologies vont nous faire entrer dans la quatrième dimension : celle de l'imagerie physiologique de l'appareil locomoteur.

Le futur de la navigation sera dominé par la notion d'intégration de briques logicielles à de nouvelles générations de capteurs (localisateurs optiques ou magnétiques, capteurs de pression, de force, de position), et d'outils (robots de fraisage, tenseur ligamentaire robotisé, etc..).

Cette intégration d'approches différentes et synergique sera à la base même de l'évolution de notre métier en transformant sa technicité tant en orthopédie qu'en traumatologie.

Cependant, la navigation doit être encore considérée comme un simple « GPS », ayant des qualités pédagogiques, mais qui impose une connaissance préalable des grands principes de l'arthroplastie du genou (release, équilibrage, rotation), et de l'ancillaire mécanique.

Au-delà de la prouesse technologique, le chirurgien doit pouvoir garder son bon sens, et savoir passer à l'ancillaire manuel, qui reste une solution de secours en cas d'arrêt inopiné de la station.

BIBLIOGRAPHIE



*"Un jour que mon esprit de brume était couvert,
Je gravis lentement la falaise au dos vert,
Et puis je regardai quand je fus sur la cime.
Devant moi l'air et l'onde ouvraient leur double abîme.
Quelque chose de grand semblait tomber des cieux.
Le bruit de l'océan, sinistre et furieux,
Couvrait de l'humble port les rumeurs pacifiques.
Le soleil, d'ou pendaient des rayons magnifiques,
A travers un réseau de nuages flottants,
S'épandait sur la mer qui brillait par instants.
Le vent chassait les flots ou des formes sans nombre,
Couraient .Des vagues d'eau berçaient des vagues d'ombre.
L'ensemble était immense et l'on y sentait Dieu "*

Victor Hugo

1. Longstaff, L.M., et al., *Good alignment after total knee arthroplasty leads to faster rehabilitation and better function.* J Arthroplasty, 2009. **24**(4): p. 570-8.
2. Choong, P.F., M.M. Dowsey, and J.D. Stoney, *Does accurate anatomical alignment result in better function and quality of life? Comparing conventional and computer-assisted total knee arthroplasty.* J Arthroplasty, 2009. **24**(4): p. 560-9.
3. Moreland, J.R., *Mechanisms of failure in total knee arthroplasty.* Clin Orthop Relat Res, 1988. **226**: p. 49-64.
4. Saragaglia, D., et al., *[Computer-assisted knee arthroplasty: comparison with a conventional procedure. Results of 50 cases in a prospective randomized study].* Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2001. **87**(1): p. 18-28.
5. Oswald, M.H., et al., *Radiological analysis of normal axial alignment of femur and tibia in view of total knee arthroplasty.* J Arthroplasty, 1993. **8**(4): p. 419-26.
6. Taylor, R.H., et al., *Computer-integrated surgery. Technology and clinical applications. 1996.* Clin Orthop Relat Res, 1998(354): p. 5-7.
7. Picard, F., et al., *Using navigation intraoperative measurements narrows range of outcomes in TKA.* Clin Orthop Relat Res, 2007. **463**: p. 50-7.
8. Haaker, R.G., et al., *Computer-assisted navigation increases precision of component placement in total knee arthroplasty.* Clin Orthop Relat Res, 2005(433): p. 152-9.
9. Bauwens, K., et al., *Navigated total knee replacement. A meta-analysis.* J Bone Joint Surg Am, 2007. **89**(2): p. 261-9.
10. Mason, J.B., et al., *Meta-analysis of alignment outcomes in computer-assisted total knee arthroplasty surgery.* J Arthroplasty, 2007. **22**(8): p. 1097-106.
11. Stindel, E., *L'experience de la navigation chirurgicale dans l'ouest.* symposium de la S.O.O 2006, 2006.
12. Saragaglia, D., Picard F., *Computer-assisted implantation of total knee endoprosthesis with no pre-operative imaging : the kinematic model.* In: Stielh JB, Konermann WH et Haaker RG édes., 2004. Navigation and robotics in total joint and spine surgery. Berlin, Heidelberg: Springer Verlag: p. p 226-33.
13. DiGioia, A.M., 3rd, B. Jaramaz, and B.D. Colgan, *Computer assisted orthopaedic surgery. Image guided and robotic assistive technologies.* Clin Orthop Relat Res, 1998(354): p. 8-16.
14. Fleute, M., S. Lavalée, and R. Julliard, *Incorporating a statistically based shape model into a system for computer-assisted anterior cruciate ligament surgery.* Med Image Anal, 1999. **3**(3): p. 209-22.
15. Wang, G., et al., *A fluoroscopy-based surgical navigation system for high tibial osteotomy.* Technol Health Care, 2005. **13**(6): p. 469-83.

16. Perlick, L., et al., *Revision total knee arthroplasty: a comparison of postoperative leg alignment after computer-assisted implantation versus the conventional technique*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2005. **13**(3): p. 167-73.
17. Saragaglia, D., et al., *Mise en place des Prothèses Totales du Genou assistée par ordinateur : comparaison avec la technique conventionnelle*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2001. **87**: p. 18-28.
18. Julliard, R., et al., *La Navigation sans Imagerie du Ligament Croisé Antérieur*. Computer Aided Medical Interventions ; Surgetica ; Troccaz J. & Merloz Ph. eds., 2002: p. 254-262 SAURAMPS médical édit., Montpellier
19. Stindel, E., et al., *Detection of the center of the hip joint in computer-assisted surgery: an evaluation study of the Surgetics algorithm*. Comput Aided Surg, 2005. **10**(3): p. 133-9.
20. Jenny, J.Y., E. Ciobanu, and C. Boeri, *The rationale for navigated minimally invasive unicompartmental knee replacement*. Clin Orthop Relat Res, 2007. **463**: p. 58-62.
21. Dutton, A.Q., et al., *Computer-assisted minimally invasive total knee arthroplasty compared with standard total knee arthroplasty. A prospective, randomized study*. J Bone Joint Surg Am, 2008. **90**(1): p. 2-9.
22. Confalonieri, N., et al., *Mini-incision versus mini-incision and computer-assisted surgery in total knee replacement: a radiological prospective randomised study*. Knee, 2007. **14**(6): p. 443-7.
23. Bellemans, J., H. Vandenuecker, and J. Vanlauwe, *Robot-assisted total knee arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2007. **464**: p. 111-6.
24. Siebert, W., et al., *Technique and first clinical results of robot-assisted total knee replacement*. Knee, 2002. **9**(3): p. 173-80.
25. Matsen, F.A., 3rd, et al., *Robotic assistance in orthopaedic surgery. A proof of principle using distal femoral arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1993(296): p. 178-86.
26. Stindel, E., et al., *Bone morphing: 3D morphological data for total knee arthroplasty*. Comput Aided Surg, 2002. **7**(3): p. 156-68.
27. Stindel E. , G.D., Briard JL., Plawesky S., Dubrana F., Lefevre C. , *Evaluation de la précision et de la reproductibilité de l'algorithme "Surgetic" de detection du centre de la hanche*. Surgetica . Geste médico(chirurgicaux assistés par ordinateur : outil et application. Sauramps Médical, 2002: p. 48-52.
28. *Dejour H et Dejour D. Technique d'implantation des prothèses du genou*. Encycl Méd Chir (Elsevier, Paris), Techniques chirurgicales - Orthopédie-Traumatologie, 44-850, 1996, 18 p.
29. Li, C.H., et al., *Periprosthetic femoral supracondylar fracture after total knee arthroplasty with navigation system*. J Arthroplasty, 2008. **23**(2): p. 304-7.
30. Ewald, F.C., *The Knee Society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system*. Clin Orthop Relat Res, 1989(248): p. 9-12.

31. Hohmann, E., and B. A., *Closing or Opening Wedge High Tibial Osteotomy : Watch Out for the slope*. Operative Techniques in Orthopaedics, 2007. **17**:38-45.
32. Matziolis, G., et al., *A prospective, randomized study of computer-assisted and conventional total knee arthroplasty. Three-dimensional evaluation of implant alignment and rotation*. J Bone Joint Surg Am, 2007. **89**(2): p. 236-43.
33. Ensini, A., et al., *Alignments and clinical results in conventional and navigated total knee arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2007. **457**: p. 156-62.
34. Kim, Y.H., J.S. Kim, and S.H. Yoon, *Alignment and orientation of the components in total knee replacement with and without navigation support: a prospective, randomised study*. J Bone Joint Surg Br, 2007. **89**(4): p. 471-6.
35. Molfetta, L. and D. Caldo, *Computer navigation versus conventional implantation for varus knee total arthroplasty: a case-control study at 5 years follow-up*. Knee, 2008. **15**(2): p. 75-9.
36. Kim, Y.H., et al., *Computer-assisted surgical navigation does not improve the alignment and orientation of the components in total knee arthroplasty*. J Bone Joint Surg Am, 2009. **91**(1): p. 14-9.
37. Jenny, J.Y., et al., *Consistency of implantation of a total knee arthroplasty with a non-image-based navigation system: a case-control study of 235 cases compared with 235 conventionally implanted prostheses*. J Arthroplasty, 2005. **20**(7): p. 832-9.
38. Mullaji, A., et al., *Comparison of limb and component alignment using computer-assisted navigation versus image intensifier-guided conventional total knee arthroplasty: a prospective, randomized, single-surgeon study of 467 knees*. J Arthroplasty, 2007. **22**(7): p. 953-9.
39. Berend, M.E., et al., *Tibial component failure mechanisms in total knee arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2004(428): p. 26-34.
40. Duparc, J. and C. Massare, *[Radiological measurement of the angular deviation of the knee in the frontal plane]*. Ann Radiol (Paris), 1967. **10**(9): p. 635-56.
41. Goutallier, D., et al., *Influence of lower-limb torsion on long-term outcomes of tibial valgus osteotomy for medial compartment knee osteoarthritis*. J Bone Joint Surg Am, 2006. **88**(11): p. 2439-47.
42. Odenbring, S., A.M. Berggren, and L. Peil, *Roentgenographic assessment of the hip-knee-ankle axis in medial gonarthrosis. A study of reproducibility*. Clin Orthop Relat Res, 1993(289): p. 195-6.
43. Sanfridsson, J., et al., *Angular configuration of the knee. Comparison of conventional measurements and the QUESTOR Precision Radiography system*. Acta Radiol, 1996. **37**(5): p. 633-8.
44. Krackow, K.A., C.L. Pepe, and E.J. Galloway, *A mathematical analysis of the effect of flexion and rotation on apparent varus/valgus alignment at the knee*. Orthopedics, 1990. **13**(8): p. 861-8.

45. Wright, J.G., N. Treble, and A.R. Feinstein, *Measurement of lower limb alignment using long radiographs*. J Bone Joint Surg Br, 1991. **73**(5): p. 721-3.
46. Stindel, E., *Chirurgie prothétique assistée par ordinateur : utilisation per-opératoire des modèles statistiques déformables*. Signaux, 2003. **98**: p. 17-22.
47. Raguet, M., *25 ème Congrès de L'A.O.O - Dégradation rotatoires des gonarthroses. Constatations, déductions pour les arthroplasties*. 1992.
48. Lerat, J.L., *Ostéotomies dans la gonarthrose*. Cahier d'enseignement de la SOFCOT, 2000. **73**(Paris : Expansion scientifique Française): p. 165-201.
49. Galaud, B., et al., *[Distal femoral torsion: comparison of CT scan and intra operative navigation measurements during total knee arthroplasty. A report of 70 cases]*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2008. **94**(6): p. 573-9.
50. Sariali, E., et al., *[Reproducibility of whole lower limb X-rays made in supine position after total knee replacement: comparison with reproducibility of whole lower limb X-rays of normal knees]*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2008. **94**(6): p. 527-32.
51. david, j., *Two and half years of navigation of the LCS knee prsthesis using the Brainlab Vecto Vision system : 180 navigation cases*. Eur J Orthop Surg Traumatol, 2007. **18**: p. 111-117.
52. Picard, F., *Temps d'apprentissage d'un système de navigation dans les prothèses totales du genou. Comparaison entre un chirurgien novice et un expérimenté*. e-mémoire de l'Académie Nationale de Chirurgie, 2008. **7** (3): p. 67-71.
53. Bove, J.C., *[Computer-assisted total-knee arthroplasty. Comparison of two successive systems. Learning curve]*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2008. **94**(3): p. 252-60.
54. Siston, R.A., et al., *Surgical navigation for total knee arthroplasty: a perspective*. J Biomech, 2007. **40**(4): p. 728-35.
55. Jenny, J.Y., R.K. Miehle, and A. Giurea, *Learning curve in navigated total knee replacement. A multi-centre study comparing experienced and beginner centres*. Knee, 2008. **15**(2): p. 80-4.
56. El Masri, F., et al., *[Computer-assisted surgery in total knee replacement. Preliminary results: report of 60 cases]*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2008. **94**(3): p. 261-7.
57. Peersman, G., et al., *Prolonged operative time correlates with increased infection rate after total knee arthroplasty*. Hss J, 2006. **2**(1): p. 70-2.
58. Sutton, D.N., J. Wayman, and S.M. Griffin, *Learning curve for oesophageal cancer surgery*. Br J Surg, 1998. **85**(10): p. 1399-402.
59. Leonard, K.J. and T. Smith, *A faculty perspective on the adoption of on-line learning technology in the MHSc Program at the University of Toronto: barriers and enablers*. J Health Adm Educ, 2001. **19**(1): p. 89-99.

60. Jenny, J.Y. and C. Boeri, [*Computer-assisted implantation of a total knee arthroplasty: a case-controlled study in comparison with classical instrumentation*]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 2001. **87**(7): p. 645-52.
61. Delp, S.L., et al., *Computer assisted knee replacement*. *Clin Orthop Relat Res*, 1998(354): p. 49-56.
62. Siu, D., et al., *A standardized technique for lower limb radiography. Practice, applications, and error analysis*. *Invest Radiol*, 1991. **26**(1): p. 71-7.
63. Bathis, H., et al., *Alignment in total knee arthroplasty. A comparison of computer-assisted surgery with the conventional technique*. *J Bone Joint Surg Br*, 2004. **86**(5): p. 682-7.
64. Anderson, K.C., K.C. Buehler, and D.C. Markel, *Computer assisted navigation in total knee arthroplasty: comparison with conventional methods*. *J Arthroplasty*, 2005. **20**(7 Suppl 3): p. 132-8.
65. Versier G., O.D., Nader Y., Barbier O, Bures C., *Apport de la navigation dans les prothèses totales du genou : résultats de nos 100 premiers cas et revue de la littérature*. e-mémoires de L'Académie Nationale de Chirurgie, 2008. **7** (4): p. 64-68.

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, puissé-je avoir un sort contraire.

BON A IMPRIMER N° 3136

LE PRÉSIDENT DE LA THÈSE

Vu, le Doyen de la Faculté

VU et PERMIS D'IMPRIMER

, LE PRÉSIDENT DE L'UNIVERSITÉ

Résumé

Objectif : le but de cette étude était de comparer la position des implants fémoraux et tibiaux évaluée par un navigateur en peropératoire, avec leur positions mesurées sur des radiographies postopératoires.

Méthodes : Il s'agit d'une série rétrospective de 118 patients opérés entre début juin 2006 et fin mai 2009 par sept opérateurs confirmés du service. Une arthroplastie totale du genou type SCORE™ de première intention a été réalisée à l'aide du système de navigation Amplitude™. La moyenne d'âge le jour de l'intervention était de 72,83 ans. Pour chaque patients les données informatiques et radiographiques étaient comparées afin d'évaluer la fiabilité du navigateur.

Résultats : L'angle HKA postopératoire moyen était de $178,89^{\circ} \pm 3,58$ (extrêmes de 168 à 188°). Pour les genu varum, l'angle HKA était en moyenne de $178,48^{\circ}$ (extrêmes de 168 à 186°). Pour les genu valgum, l'angle HKA était en moyenne de 181° (extrêmes de 176 à 188°).

On retrouve une différence significative entre les données informatiques et radiographiques.

Conclusion : Nos données sont comparables avec les données de la littérature concernant l'angle HKA moyen postopératoires et le positionnement moyen des implants de face et de profil.

ORTHOPEDIE-TRAUMATOLOGIE

Mots-clés :

Prothèse totale du genou, chirurgie assistée par ordinateur, navigation.