

FACULTE DE MEDECINE DE TOURS

Année 2012

N°

Thèse

pour le

DOCTORAT EN MEDECINE

Diplôme d'Etat

Par

NERON Jean-Baptiste
Né le 26 Novembre 1982 à Champigny sur marne (94)

Présentée et soutenue publiquement le 08 Octobre 2012

TITRE

Obliquité de la coupe tibiale prédictive du descellement tibial des
PTG : analyse radiographique tridimensionnelle.

Jury

Président de Jury : Monsieur le Professeur Rosset
Membres du jury : Monsieur le Professeur Favard
Monsieur le Professeur Brillhault
Monsieur le Docteur Gilles Faizon
Monsieur le Docteur Jérôme Druon

UNIVERSITE FRANCOIS RABELAIS
FACULTE DE MEDECINE DE TOURS

DOYEN

Professeur Dominique PERROTIN

VICE-DOYEN

Professeur Daniel ALISON

ASSESEURS

Professeur Christian ANDRES, Recherche
Docteur Brigitte ARBEILLE, Moyens
Professeur Christian BINET, Formation Médicale Continue
Professeur Laurent BRUNEREAU, Pédagogie
Professeur Patrice DIOT, Recherche clinique

SECRETAIRE GENERALE

Madame Fanny BOBLETER

DOYENS HONORAIRES

Professeur Emile ARON (†) – 1962-1966
Directeur de l'Ecole de Médecine - 1947-1962
Professeur Georges DESBUQUOIS (†)- 1966-1972
Professeur André GOUAZÉ - 1972-1994
Professeur Jean-Claude ROLLAND – 1994-2004

PROFESSEURS EMERITES

Professeur Alain AUTRET
Professeur Jean-Claude BESNARD
Professeur Patrick CHOUTET
Professeur Guy GINIES
Professeur Olivier LE FLOCH
Professeur Chantal MAURAGE
Professeur Léandre POURCELOT
Professeur Michel ROBERT
Professeur Jean-Claude ROLLAND

PROFESSEURS HONORAIRES

MM. Ph. ANTHONIOZ - A. AUDURIER – Ph. BAGROS - G. BALLON – P.BARDOS - J. BARSOTTI
A. BENATRE - Ch. BERGER –J. BRIZON - Mme M. BROCHIER - Ph. BURDIN - L. CASTELLANI
J.P. FAUCHIER - B. GRENIER – M. JAN –P. JOBARD - J.-P. LAMAGNERE - F. LAMISSE – J. LANSAC
J. LAUGIER - G. LELORD - G. LEROY - Y. LHUINTRE - M. MAILLET - Mlle C. MERCIER - E/H.
METMAN
J. MOLINE - Cl. MORAINÉ - H. MOURAY - J.P. MUH - J. MURAT - Mme T. PLANIOL - Ph. RAYNAUD

PROFESSEURS DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS

MM.	ALISON Daniel	Radiologie et Imagerie médicale
	ANDRES Christian	Biochimie et Biologie moléculaire
	ARBEILLE Philippe	Biophysique et Médecine nucléaire
	AUPART Michel	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
Mme	AUTRET-LECA Elisabeth	Pharmacologie fondamentale ; Pharmacologie clinique
MM.	BABUTY Dominique	Cardiologie
Mmes	BARILLOT Isabelle	Cancérologie ; Radiothérapie
	BARTHELEMY Catherine	Physiologie
MM.	BAULIEU Jean-Louis	Biophysique et Médecine nucléaire
	BERNARD Louis	Maladies infectieuses ; maladies tropicales
	BEUTTER Patrice	Oto-Rhino-Laryngologie
	BINET Christian	Hématologie ; Transfusion
	BODY Gilles	Gynécologie et Obstétrique
	BONNARD Christian	Chirurgie infantile
	BONNET Pierre	Physiologie
Mme	BONNET-BRILHAULT Frédérique	Physiologie
MM.	BOUGNOUX Philippe	Cancérologie ; Radiothérapie
	BRILHAULT Jean	Chirurgie orthopédique et traumatologique
	BRUNEREAU Laurent	Radiologie et Imagerie médicale
	BUCHLER Matthias	Néphrologie
	CALAIS Gilles	Cancérologie ; Radiothérapie
	CAMUS Vincent	Psychiatrie d'adultes
	CHANDENIER Jacques	Parasitologie et Mycologie
	CHANTEPIE Alain	Pédiatrie
	CHARBONNIER Bernard	Cardiologie
	COLOMBAT Philippe	Hématologie ; Transfusion
	CONSTANS Thierry	Médecine interne ; Gériatrie et Biologie du vieillissement
	CORCIA Philippe	Neurologie
	COSNAY Pierre	Cardiologie
	COTTIER Jean-Philippe	Radiologie et Imagerie médicale
	COUET Charles	Nutrition
	DANQUECHIN DORVAL Etienne	Gastroentérologie ; Hépatologie
	DE LA LANDE DE CALAN Loïc	Chirurgie digestive
	DE TOFFOL Bertrand	Neurologie
	DEQUIN Pierre-François	Thérapeutique ; médecine d'urgence
	DESTRIEUX Christophe	Anatomie
	DIOT Patrice	Pneumologie
	DU BOUEXIC de PINIEUX Gonzague	Anatomie & Cytologie pathologiques
	DUMONT Pascal	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire
	FAUCHIER Laurent	Cardiologie
	FAVARD Luc	Chirurgie orthopédique et traumatologique
	FETISSOF Franck	Anatomie et Cytologie pathologiques
	FOUQUET Bernard	Médecine physique et de Réadaptation
	FRANCOIS Patrick	Neurochirurgie
	FUSCIARDI Jacques	Anesthésiologie et Réanimation chirurgicale ; médecine d'urgence
	GAILLARD Philippe	Psychiatrie d'Adultes
	GOGA Dominique	Chirurgie maxillo-faciale et Stomatologie
	GOUDEAU Alain	Bactériologie -Virologie ; Hygiène hospitalière
	GOUPILLE Philippe	Rhumatologie
	GRUEL Yves	Hématologie ; Transfusion
	GUILMOT Jean-Louis	Chirurgie vasculaire ; Médecine vasculaire
	GUYETANT Serge	Anatomie et Cytologie pathologiques
	HAILLOT Olivier	Urologie
	HALIMI Jean-Michel	Thérapeutique ; médecine d'urgence (Néphrologie et

		Immunologie clinique)	
	HERAULT Olivier	Hématologie ; transfusion	
	HERBRETEAU Denis	Radiologie et Imagerie médicale	
Mme	HOMMET Caroline	Médecine interne, Gériatrie et Biologie du vieillissement	
MM.	HUTEN Noël	Chirurgie générale	
	LABARTHE François	Pédiatrie	
	LAFFON Marc	Anesthésiologie et Réanimation chirurgicale ; médecine d'urgence	
	LANSON Yves	Urologie	
	LARDY Hubert	Chirurgie infantile	
	LASFARGUES Gérard	Médecine et Santé au Travail	
	LEBRANCHU Yvon	Immunologie	
	LECOMTE Pierre	Endocrinologie et Maladies métaboliques	
	LECOMTE Thierry	Gastroentérologie ; hépatologie ; addictologie	
	LEMARIE Etienne	Pneumologie	
	LESCANNE Emmanuel	Oto-Rhino-Laryngologie	
	LINASSIER Claude	Cancérologie ; Radiothérapie	
	LORETTE Gérard	Dermato-Vénérologie	
	MACHET Laurent	Dermato-Vénérologie	
	MAILLOT François	Médecine Interne	
	MARCHAND Michel	Chirurgie thoracique et cardiovasculaire	
	MARRET Henri	Gynécologie et Obstétrique	
	MULLEMAN Denis	Rhumatologie	
	NIVET Hubert	Néphrologie	
	PAGES Jean-Christophe	Biochimie et biologie moléculaire	
	PAINTAUD Gilles	Pharmacologie fondamentale, Pharmacologie clinique	
	PATAT Frédéric	Biophysique et Médecine nucléaire	
	PERROTIN Dominique	Réanimation médicale ; médecine d'urgence	
	PERROTIN Franck	Gynécologie et Obstétrique	
	PISELLA Pierre-Jean	Ophthalmologie	
	QUENTIN Roland	Bactériologie-Virologie ; Hygiène hospitalière	
	RICHARD-LENOBLE Dominique	Parasitologie et Mycologie	
	ROBIER Alain	Oto-Rhino-Laryngologie	
	ROINGEARD Philippe	Biologie cellulaire	
	ROSSET Philippe	Chirurgie orthopédique et traumatologique	
		ROYERE Dominique	Biologie et
		Médecine du développement et de la Reproduction	
		RUSCH Emmanuel	
		Epidémiologie, Economie de la Santé et Prévention	
		SALAME Ephrem	Chirurgie
		digestive	
	SALIBA Elie	Biologie et Médecine du développement et de la Reproduction	
Mme	SANTIAGO-RIBEIRO Maria	Biophysique et Médecine Nucléaire	
	SIRINELLI Dominique	Radiologie et Imagerie médicale	
	THOMAS-CASTELNAU Pierre	Pédiatrie	
	TOUTAIN Annick	Génétique	
	VAILLANT Loïc	Dermato-Vénérologie	
	VELUT Stéphane	Anatomie	
	WATIER Hervé	Immunologie.	

PROFESSEUR DES UNIVERSITES DE MEDECINE GENERALE

Mme LEHR-DRYLEWICZ Anne-Marie Médecine Générale

PROFESSEURS ASSOCIES

MM. HUAS Dominique Médecine Générale

LEBEAU Jean-Pierre	Médecine Générale
MALLET Donatien	Soins palliatifs
POTIER Alain	Médecine Générale

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS

Mme	ARBEILLE Brigitte	Biologie cellulaire
M.	BARON Christophe	Immunologie
Mme	BAULIEU Françoise	Biophysique et Médecine nucléaire
M.	BERTRAND Philippe	Biostatistiques, Informatique médicale et Technologies de Communication
Mme	BLANCHARD-LAUMONIER Emmanuelle	Biologie cellulaire
M	BOISSINOT Eric	Physiologie
MM.	CORTESE Samuele	Pédopsychiatrie
Mmes	DUFOUR Diane	Biophysique et Médecine nucléaire
	EDER Véronique	Biophysique et Médecine nucléaire
	FOUQUET-BERGEMER Anne-Marie	Anatomie et Cytologie pathologiques
	GAUDY-GRAFFIN Catherine	Bactériologie - Virologie ; Hygiène hospitalière
M.	GIRAUDEAU Bruno	Biostatistiques, Informatique médicale et Technologies de Communication
Mme	GOUILLEUX Valérie	Immunologie
MM.	GUERIF Fabrice	Biologie et Médecine du développement et de la reproduction
	GYAN Emmanuel	Hématologie, transfusion
M.	HOARAU Cyrille	Immunologie
M.	HOURIOUX Christophe	Biologie cellulaire
Mme	LARTIGUE Marie-Frédérique	Bactériologie-Virologie ; Hygiène hospitalière
Mmes	LE GUELLEC Chantal	Pharmacologie fondamentale ; Pharmacologie clinique
	MACHET Marie-Christine	Anatomie et Cytologie pathologiques
MM.	MARCHAND-ADAM Sylvain	Pneumologie
	MEREGHETTI Laurent	Bactériologie-Virologie ; Hygiène hospitalière
M.M	PIVER Eric	Biochimie et biologie moléculaire
Mme	SAINT-MARTIN Pauline	Médecine légale et Droit de la santé
M.	VOURC'H Patrick	Biochimie et Biologie moléculaire

MAITRES DE CONFERENCES

Mlle	BOIRON Michèle	Sciences du Médicament
	ESNARD Annick	Biologie cellulaire
M.	LEMOINE Maël	Philosophie
Mlle	MONJAUZE Cécile	Sciences du langage - Orthophonie
M.	PATIENT Romuald	Biologie cellulaire

MAITRE DE CONFERENCES ASSOCIE

M.	ROBERT Jean	Médecine Générale
----	-------------	-------------------

CHERCHEURS C.N.R.S. - INSERM

MM.	BIGOT Yves	Directeur de Recherche CNRS – UMR CNRS 6239
	BOUAKAZ Ayache	Chargé de Recherche INSERM – UMR CNRS-INSERM 930
Mmes	BRUNEAU Nicole	Chargée de Recherche INSERM – UMR CNRS-INSERM 930
	CHALON Sylvie	Directeur de Recherche INSERM – UMR CNRS-INSERM 930
MM.	COURTY Yves	Chargé de Recherche CNRS – U 618
	GAUDRAY Patrick	Directeur de Recherche CNRS – UMR CNRS 6239
	GOUILLEUX Fabrice	Directeur de Recherche CNRS – UMR CNRS 6239
Mmes	GOMOT Marie	Chargée de Recherche INSERM – UMR CNRS-INSERM 930
	HEUZE-VOURCH Nathalie	Chargée de Recherche INSERM – U 618
MM.	LAUMONNIER Frédéric	Chargé de Recherche INSERM - UMR CNRS-INSERM 930

Mmes LE PAPE Alain
MARTINEAU Joëlle
POULIN Ghislaine

Directeur de Recherche CNRS – U 618
Chargée de Recherche INSERM – UMR CNRS-INSERM 930
Chargée de Recherche CNRS – UMR CNRS-INSERM 930

CHARGES D'ENSEIGNEMENT

Pour l'Ecole d'Orthophonie

Mme DELORE Claire
M GOUIN Jean-Marie
M. MONDON Karl
Mme PERRIER Danièle

Orthophoniste
Praticien Hospitalier
Praticien Hospitalier
Orthophoniste

Pour l'Ecole d'Orthoptie

Mme LALA Emmanuelle
M. MAJZOUB Samuel

Praticien Hospitalier
Praticien Hospitalier

Pour l'Ethique Médicale

Mme BIRMELE Béatrice

Praticien Hospitalier

A Sarah,

A mes parents,
pour leur soutien permanent pendant ces longues années.

A guillaume,
mon frère, pour ses calculs savants.

A Claire et Jean,
en espérant être bord à bord un de ces jours.

A Geneviève et Claude,
mes grands parents et fournisseurs officiels du PC qui a vu naître cette thèse, vos séjours à Tours sont toujours les bienvenus !

A Charlotte,
tu sera toujours notre memie du mercredi.

A Ludo,
à ton tour maintenant ! Tu sais de quoi je parle...

A Maël et Romain,
de l'école primaire jusqu'au DESC de chirurgie orthopédique !

A Olivier, claire, marie, fred, rudy, florence, alix, anthony et gregory,
en espérant que la distance ne nous sépare pas définitivement.

A mon jury et à mes maîtres,

" Quand dois-je considérer que mon tableau est fini ?" Et le maître répondit : Quand tu pourras le regarder avec surprise, en te disant : C'est moi qui fait ça".

Jean-Paul Sartre

A mon président de thèse, Monsieur le Professeur Philippe Rosset

Votre rigueur chirurgicale, votre sagesse et votre engagement dans votre pratique nous transmettent le goût du travail bien fait.

Votre souci sans cesse répété de nous apprendre les pièges de la chirurgie nous prépare à cette pratique si particulière.

Je vous en remercie et vous témoigne mon plus grand respect.

A mon directeur de thèse, Monsieur le Professeur Jean Brilhault

C'est un honneur pour moi d'être ton élève pendant cette période si particulière, et je te félicite sincèrement pour ta nomination.

Tes précieux conseils et ta direction n'ont pas entravé la liberté que tu m'as laissé pour réaliser ce travail et je t'en suis profondément reconnaissant.

A monsieur le Professeur Luc Favard

Un semestre à vos côtés suffit à réaliser le chemin qui reste à parcourir dans la recherche permanente de la bonne indication et du bon geste.

Recevez mes sincères remerciements pour votre pédagogie et votre disponibilité.

A monsieur le Professeur Frederic Dubrana

Je retiens de mon semestre à Brest plus que des trucs et astuces ; la chirurgie c'est aussi du plaisir ! Une leçon de vie et de chirurgie que je retiendrai toujours.

Ce fût un grand honneur et un plaisir non dissimulé, je vous remercie sincèrement pour ces quelques mois d'une richesse immense.

A monsieur le Docteur Gilles Faizon

Votre expérience partagée au bloc comme à l'internat m'a toujours fasciné.

C'est un honneur de vous avoir comme jury ... et comme président !

A monsieur le Docteur Jérôme Druon

Ton aisance chirurgicale n'a d'égale que ta disponibilité pour aider tes collègues sur les "chantiers", et c'est les yeux fermés (ou presque) que je m'y lancerai avec toi en novembre.

A monsieur le Professeur Bonnard

Votre acharnement à former les internes m'inspire le respect.

A monsieur le Docteur Laurent Merlo

Mon premier vrai contact avec la chirurgie orthopédique a été déterminant grâce à vous, et je vous suis infiniment reconnaissant de m'avoir guidé dans cette voie.

A messieurs les docteurs Bergerault, De Courtivron, Barthes, Abo, Ntidam, Dorio, Dujardin

Vous avez pris le temps de m'apprendre ce qui ne se trouve pas dans les livres.

A JH

Je n'oublierai pas ton accueil dans cette ville et dans ce métier.

A KK et MS

Sans qui mon semestre "mou" aurait été un enfer.. On n'a jamais vu une intervention ne pas se terminer !

A tout mes chefs ; GC, JP, VF, JBe, AW, EM, GG, LL, VN, GB, JR

je vous dois une grande partie de ma formation pratique.

Et à tout mes co-internes : YB, FB, FG, JS, LRLN, DB, HM, ES, RC, BF, CA, JBRu, JBRo, Dbe, MR, GDMM ;

ceux qui m'ont aidé et ceux que j'aiderais avec plaisir.

Table des matières

Résumé	12
Introduction	12
Matériel et méthodes	13
Résultats	19
Discussion	25
Conclusion	27
Bibliographie	28

Obliquité de la coupe tibiale prédictive du descellement tibial des PTG : analyse radiographique tridimensionnelle.

RESUME

Introduction : Le descellement unipolaire aseptique d'une prothèse totale du genou (PTG) cimentée est une complication rare mais précoce faisant suspecter une composante mécanique. Il est plus fréquemment tibial engendrant jusqu'à 1,9 % des changements des PTG. Nous avons cherché à évaluer si l'inclinaison réelle du composant tibial était un facteur de risque de descellement unipolaire tibial.

Materiel et methodes : Il s'agissait d'une étude cas-témoins comparant 16 cas de descellement unipolaires tibiaux rapportés à 33PTG non descellées à un recul minimum de 10 ans. Nous avons analysé l'inclinaison réelle de l'implant tibial (IRT) par rapport à l'axe mécanique du tibia à partir des mesures de la pente et du varus/valgus mesurés sur deux clichés radiographiques orthogonaux. Nous avons également analysé la déformation du membre en pré et post opératoire selon l'angle HKA et les données cliniques.

Résultats : Les deux groupes étudiés étaient homogènes pour l'âge, l'Indice de Masse Corporelle, le stade d'arthrose, l'HKA pré-opératoire et les modèles de prothèse. L'IRT et l'angle HKA moyen des PTG descellées ($5,7^\circ \pm 3,0$ et $177,2^\circ \pm 2,9$) étaient supérieurs à ceux du groupe témoins ($4,1^\circ \pm 2,0$ et $179,2^\circ \pm 2,9$) alors que les différences observées pour la pente ou le varus/valgus pris isolément n'était pas significatives. L'IRT était corrélé à l'angle HKA post-opératoire.

Conclusion : Une inclinaison réelle de l'implant tibial de plus de 5° mesuré par l'IRT ainsi qu'un angle HKA inférieur à 177° étaient des facteurs de risque significatifs du descellement tibial.

Mots clés : descellement, prothèse totale de genou, tibia, radiographique
Knee Arthroplasty, Failure, Tibia, Radiography

Niveau de preuve : 3

INTRODUCTION

La survie globale des prothèses totales de genou (PTG) est aujourd'hui de plus de 90% à 10 ans. Mais les échecs entraînant une reprise chirurgicale surviennent majoritairement au cours des 5 premières années post-opératoires (1) et leurs causes sont mécaniques dans plus de la moitié des cas (1,2).

Les changements de prothèse pour descellement unipolaire concernent environ 2% des PTG (1-3). Le descellement unipolaire est plus fréquent pour l'implant tibial que pour l'implant fémoral. Sa prévalence varie entre 0 et 1,9% selon les études (3-5). Sa survenue précoce fait suspecter une composante mécanique dans son étiologie (2,6). Il est important de le distinguer de la mobilisation précoce des implants tibiaux non cimentés qui peuvent entraîner jusqu'à 8% de réintervention à 2 ans (7,8).

Plusieurs facteurs ont été évoqués dans la genèse de cette faillite de l'implant tibial : le poids du patient (9), la présence d'une micro-mobilité du composant tibial (10), les caractéristiques de la marche du patient, notamment le moment de flexion et d'adduction (11) ainsi que des facteurs techniques tels que la qualité de la cimentation (12) et l'alignement du membre (4). La

responsabilité de l'inclinaison de l'implant tibial par rapport à l'axe mécanique de la jambe dans les mécanismes de descellement a été évoqué par plusieurs études (13,14). Il s'agissait d'études mécaniques ou d'analyse d'inserts polyéthylène explantés qui ont documenté la surcharge localisée ou la mauvaise répartition des contraintes en charge lié à l'inclinaison du composant tibial.

Notre hypothèse était que l'inclinaison excessive de l'implant tibial était un facteur de descellement de celui-ci. Nous avons pour ce faire développé une méthode de calcul nous permettant de connaître l'angle d'inclinaison réel du plateau tibial à partir des mesures réalisées sur deux clichés radiographiques orthogonaux. Compte tenu de la faible prévalance des descellements unipolaires tibiaux, nous avons réalisé une étude retrospective de type cas-témoin pour évaluer l'influence de l'inclinaison de l'implant tibial sur le descellement.

MATERIEL ET MÉTHODES

Nous avons réalisé une étude cas-témoins portant sur l'ensemble des PTG cimentées de première intention réalisées pour une gonarthrose primitive réalisées au CHU de Tours entre le 31/12/1989 et le 31/12/2009.

L'évènement étudié était la survenue d'un descellement aseptique unipolaire de l'implant tibial entraînant une révision.

Le groupe des témoins était constitué par les cas de PTG de première intention cimentées non révisées après 10 ans de recul. Les critères d'exclusion pour les 2 groupes étaient les PTG réalisées en reprise de prothèse totale ou unicompartimentales du genou, les indications tumorales ou traumatiques. Pour le groupe des descellements les critères d'exclusion étaient : les descellements septiques, les révisions pour descellement unipolaire fémoral, descellement bipolaire et les changements isolés de l'insert en polyéthylène.

Pour être inclus dans l'étude, les dossiers cliniques devaient être complets et comporter un bilan radiographique pré et post-opératoire complet réalisé selon la technique de Ramadier et al. (15). Cette technique permet d'obtenir des clichés de face et de profil du genou réalisés dans deux plans strictement perpendiculaires entre eux. Le bilan radiographique standardisé comportait des incidences de face et de profil du genou en charge, une incidence du défilé fémoro-patellaire à 30° de flexion ainsi qu'un pangonogramme. Ce bilan radiographique péri-opératoire standardisé devait être complété par un bilan radiographique réalisé selon une technique identique mais limité aux incidences centrées sur le genou et réalisé lors du descellement ou pour le suivit systématique des PTG à 10 ans pour le groupe des témoins.

Les mesures radiographiques étaient réalisées par un examinateur indépendant à l'aide d'un goniomètre analogique sur les radiographies antérieures à 2006 et à l'aide d'un goniomètre numérique intégré au PACS depuis (Horizon Medical Imaging, McKesson®). La déformation du membre était évaluée par l'angle HKA, l'inclinaison de l'implant fémoral était évaluée par l'angle HKI, l'inclinaison de l'implant tibial était mesuré par l'angle IKA (ou angle β exprimant la valeur du varus/valgus tibial ($\beta = IKA - 90$)). Dans le plan sagittal l'inclinaison de l'implant tibial était mesuré par la pente tibiale ($\sigma = \text{pente} - 90$) mesurée entre la tangente aux plateau prothétique et la corticale postérieure du tibia (16). La figure I expose les repères de mesures angulaires frontales et la figure II expose la mesure de la pente tibiale. La bascule de l'implant était définie par une modification de l'angle β (bascule frontale), de l'angle σ (bascule sagittale) ou de la somme $\beta + \sigma$ (bascule cumulée) de plus de 3°. Le stade d'arthrose préopératoire était évalué selon la classification d'Ahlbäck et Rydberg (17).

Figure I : Mesures angulaires frontales

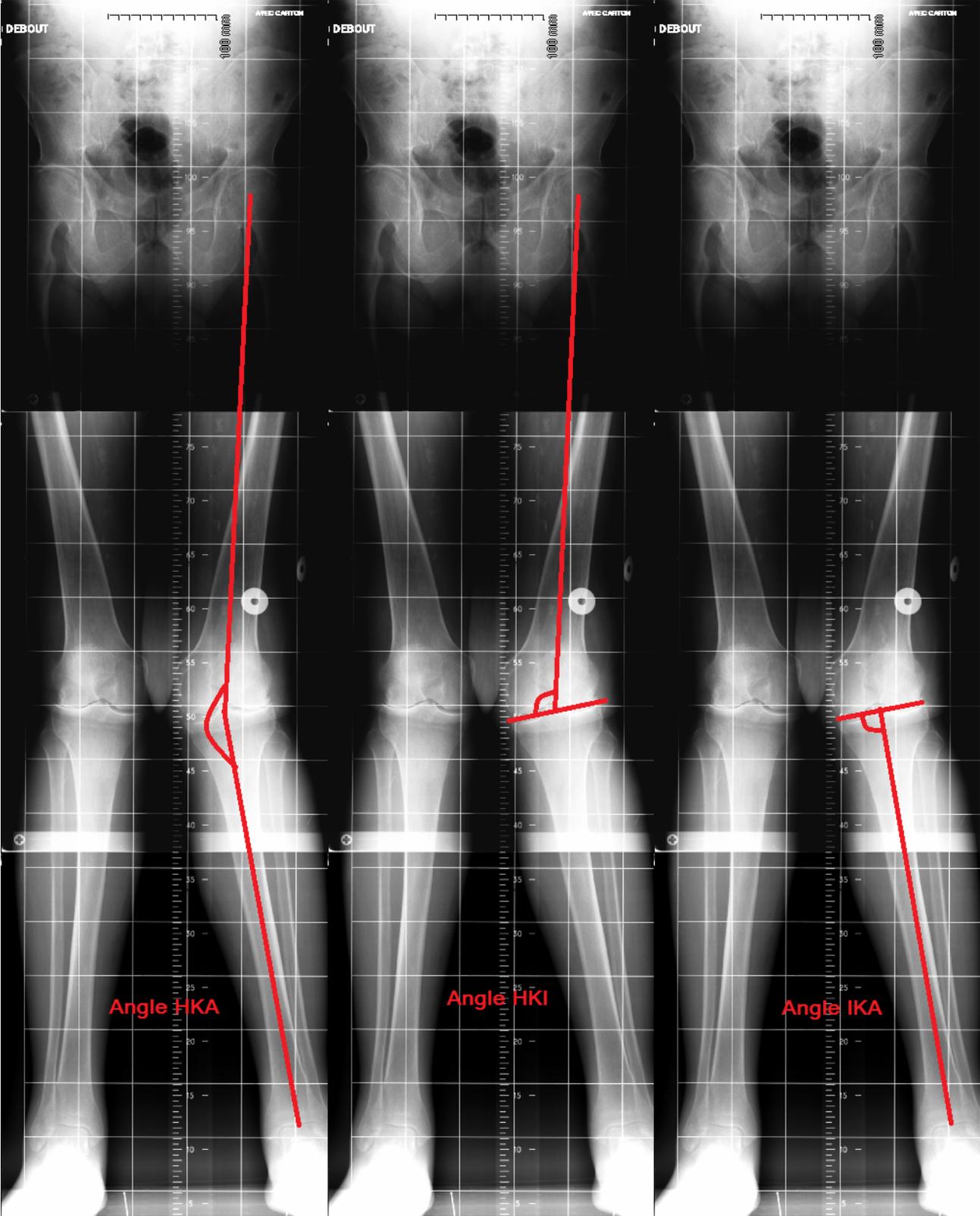
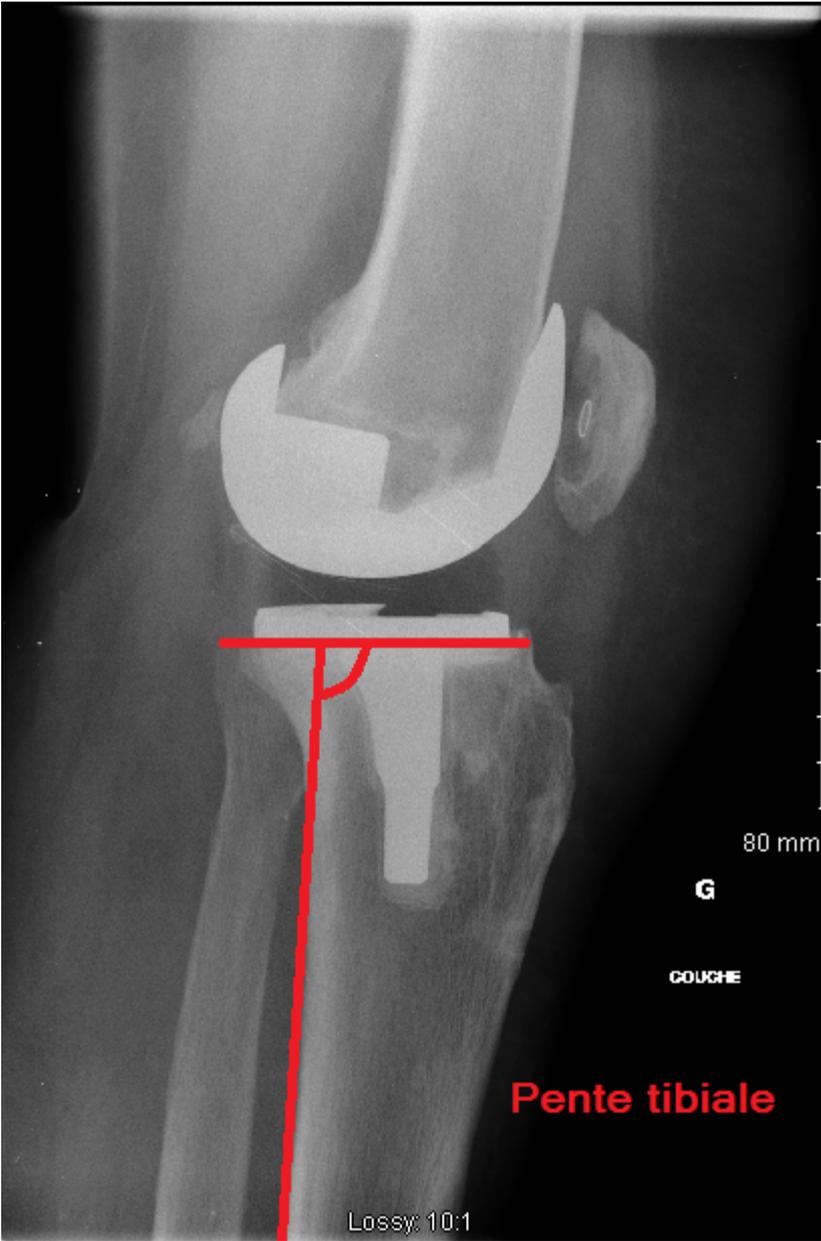


Figure II : Mesure de la pente tibiale



Pour analyser l'inclinaison réelle de l'implant tibial (IRT) par rapport à l'axe mécanique du tibia nous avons développé une méthode de calcul trigonométrique nous permettant de calculer cet angle à partir des mesures réalisées sur deux clichés radiographiques orthogonaux qui étaient la pente tibiale σ et l'obliquité frontale de l'interligne β . Les mesures angulaires étaient convertie en radians pour permettre le calcul trigonométrique présenté ci-après qui nous a permis de calculer l'IRT à l'aide de 2 projections perpendiculaires, quelles qu'elles soient :

Conversion : radian = $(\pi * \text{degré}) / 180$
 degré = $(180 * \text{radian}) / \pi$

$$\vec{u} = \begin{bmatrix} \cos(\sigma) \\ 0 \\ \sin(\sigma) \end{bmatrix} \text{ et } \vec{v} = \begin{bmatrix} 0 \\ \cos(\beta) \\ \sin(\beta) \end{bmatrix} \text{ sont des vecteurs directeurs du plan de coupe.}$$

$$\vec{n} = \vec{u} \wedge \vec{v} = \begin{bmatrix} -\sin(\sigma) \cos(\beta) \\ -\cos(\sigma) \sin(\beta) \\ \cos(\sigma) \cos(\beta) \end{bmatrix} \text{ est un vecteur normal au plan de coupe.}$$

Donc l'angle entre le plan de coupe et le plan $\vec{x}\vec{O}\vec{y}$ de vecteur normal $\vec{n}_0 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}$ est donné par :

$$\text{IRT} = \arccos(\vec{n} \cdot \vec{n}_0) = \arccos(\cos(\sigma) \cos(\beta))$$

Tableau I : Exemple de valeurs d'IRT pour des angles entre 0 et 6 degrés

σ/β (deg)	0	1	2	3	4	5	6
0	0,00	1,00	2,00	3,00	4,00	5,00	6,00
1	1,00	1,41	2,24	3,16	4,12	5,10	6,08
2	2,00	2,24	2,83	3,61	4,47	5,38	6,32
3	3,00	3,16	3,61	4,24	5,00	5,83	6,71
4	4,00	4,12	4,47	5,00	5,65	6,40	7,21
5	5,00	5,10	5,38	5,83	6,40	7,07	7,80
6	6,00	6,08	6,32	6,71	7,21	7,80	8,48

Legende : Valeurs en degrés

A titre d'exemple, une inclinaison en varus de 5° ($\beta=5^\circ$) associé a une pente de 5° ($\sigma=5^\circ$) de l'implant tibial engendrait une IRT de 7° . Sa projection sur les radiographies, du fait de son obliquité, ne dépasse pas 5° et masque la déformation réelle (Tableau I).

Cela peut être illustré par un cylindre tronqué (figure III) dont l'observation de la rotation dans le même plan engendre des variations de son inclinaison. Vu de profil stricte, la mesure de l'inclinaison du plan de coupe observé correspond à la l'inclinaison réelle du plan de coupe (figure IV). Si l'on effectue une rotation de 45° , l'inclinaison observée diminue (figure V), jusqu'à disparaître pour une rotation de 90° (figure VI).

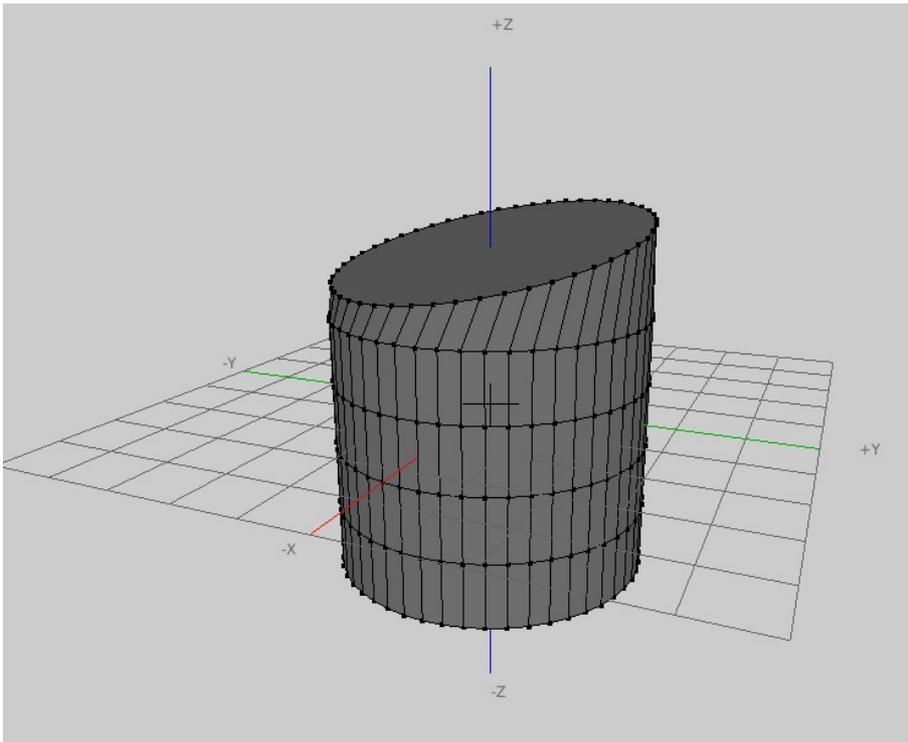


Figure III : cylindre tronqué en vue supérieure

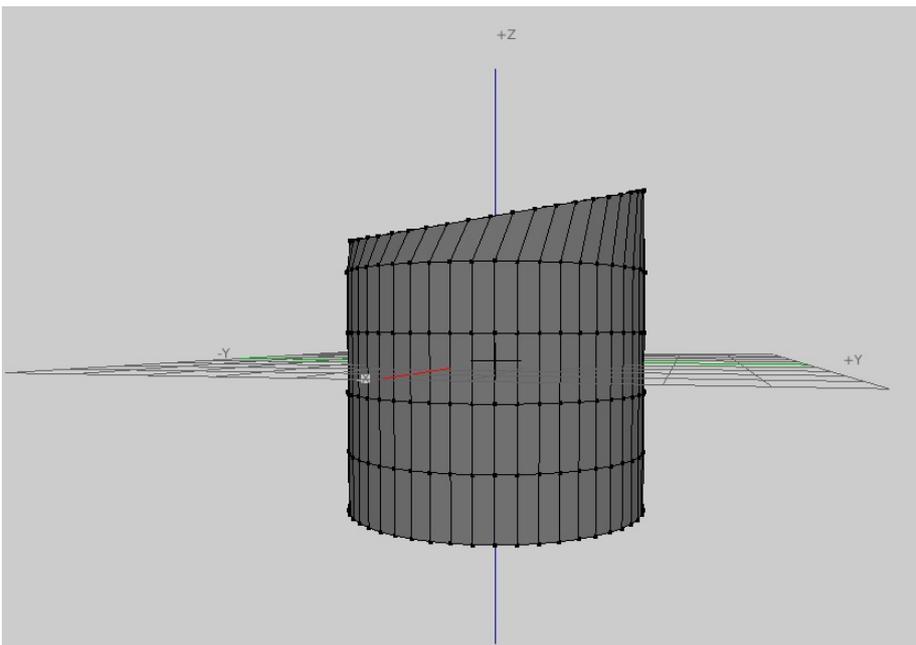


Figure IV : cylindre tronqué vu de profil

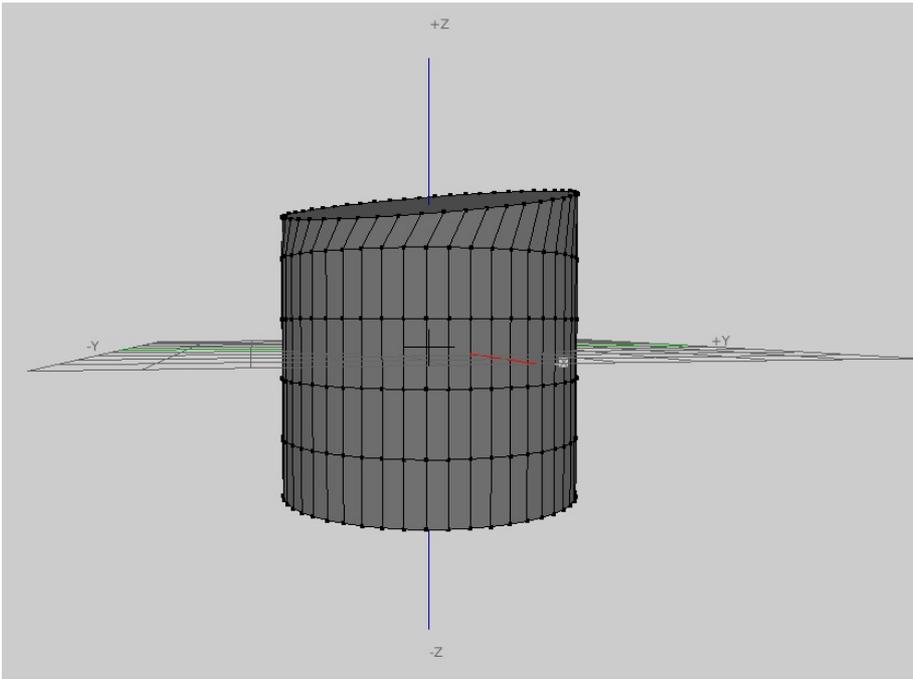


Figure V : cylindre tronqué vu de trois-quart

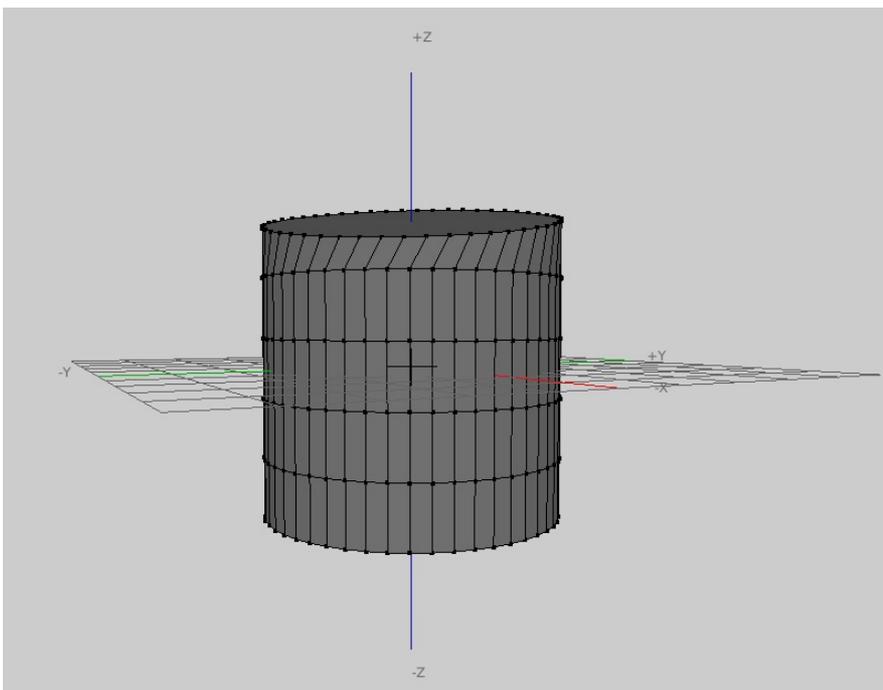


Figure VI : cylindre tronqué vu de face

L'analyse statistique a porté sur l'homogénéité des groupes et la comparaison des paramètres observés. La distribution dans les deux groupes des paramètres d'âge, de sexe, de modèle de prothèse et de conservation du ligament croisé postérieur a été testé par la mesure d'Odd Ratio. Des t-test de Student indépendants ont été utilisés pour comparer les deux groupes concernant les paramètres angulaires observés, l'indice de masse corporelle, le stade d'arthrose et la mobilité. L'analyse des coefficients de corrélation a été réalisée à l'aide de la transformation de r à z de Fisher. Le seuil de significativité α a été fixé à 0,05.

RESULTATS

Au cours de la période du 31/12/1989 au 31/12/2009, 2274 PTG cimentées de première intention ont été réalisées au CHU de Tours. Parmi les prothèses posées au cours de cette période 174 changements de PTG ont été réalisés dans notre centre. Dans 73 cas il s'agissait d'un changement d'une PTG cimentée de première intention dont l'indication était une gonarthrose primitive à l'exclusion des étiologies traumatiques ou tumorales. Il s'agissait d'un changement isolé du composant tibial dans 13 cas, d'un changement isolé du composant fémoral dans 3 cas, d'un changement de l'insert polyéthylène dans 3 cas et d'un changement bipolaire dans 54 cas.

Parmi les 54 cas de changement bipolaires, 9 étaient liés à un descellement unipolaire tibial et ont donc été inclus dans l'étude. Dans 6 cas le dossier clinique ou radiographique était incomplet ce qui a amené à une exclusion. Au final, 16 cas de descellement unipolaire tibial ont été inclus à l'étude.

Le groupe témoins était constitué de 33 patients sélectionnés de façon aléatoire parmi les PTG dont les paramètres étaient conformes aux critères d'inclusion et ne présentant pas de descellement à un recul de 10 ans.

La comparaison des deux groupes ne retrouvait pas de différence significative concernant les valeurs post-opératoires de l'angle tibial frontal (β ou IKA) ou sagittal (σ ou pente tibiale) étudiés isolément. La valeur de l'IRT était significativement plus importante dans le groupe descellement. Une approximation de l'IRT réalisée par l'addition des angles tibiaux $\beta + \sigma$ était également significativement plus élevée dans le groupe descellement. Ces données sont détaillées dans le tableau II.

Tableau II : Comparaison des paramètres angulaire

	Total	Cas	Témoins	Valeur de p
HKA pré op	175,4 [8,2]	173,2 [9,1]	176,5 [7,7]	0,11
HKA post op	178,6 [3]	177,2 [2,9]	179,2 [2,9]	0,02
IKA	88,8 [2,6]	87,9 [2,5]	89,2 [2,5]	0,2
Pente tibiale σ	3 [3,3]	4,6 [4,1]	3 [2,8]	0,06
IRT	4,6 [2,5]	5,7 [3]	4,1 [2]	0,03
Somme $\beta + \sigma$	5,6 [3,2]	6,9 [4]	5 [2,6]	0,04

Legende : Valeurs en degrés. Données présentées sous forme de moyenne accompagnées des écarts-types entre crochets. La valeur de p présentée est celle obtenue à l'aide du test t de Student de comparaison de moyennes non appariées.

L'angle HKA post-opératoire était significativement plus important dans le groupe descellement tibial. L'IRT et l'angle HKA étaient corrélés de façon significative. Les coefficients de corrélation sont exposés dans le tableau III.

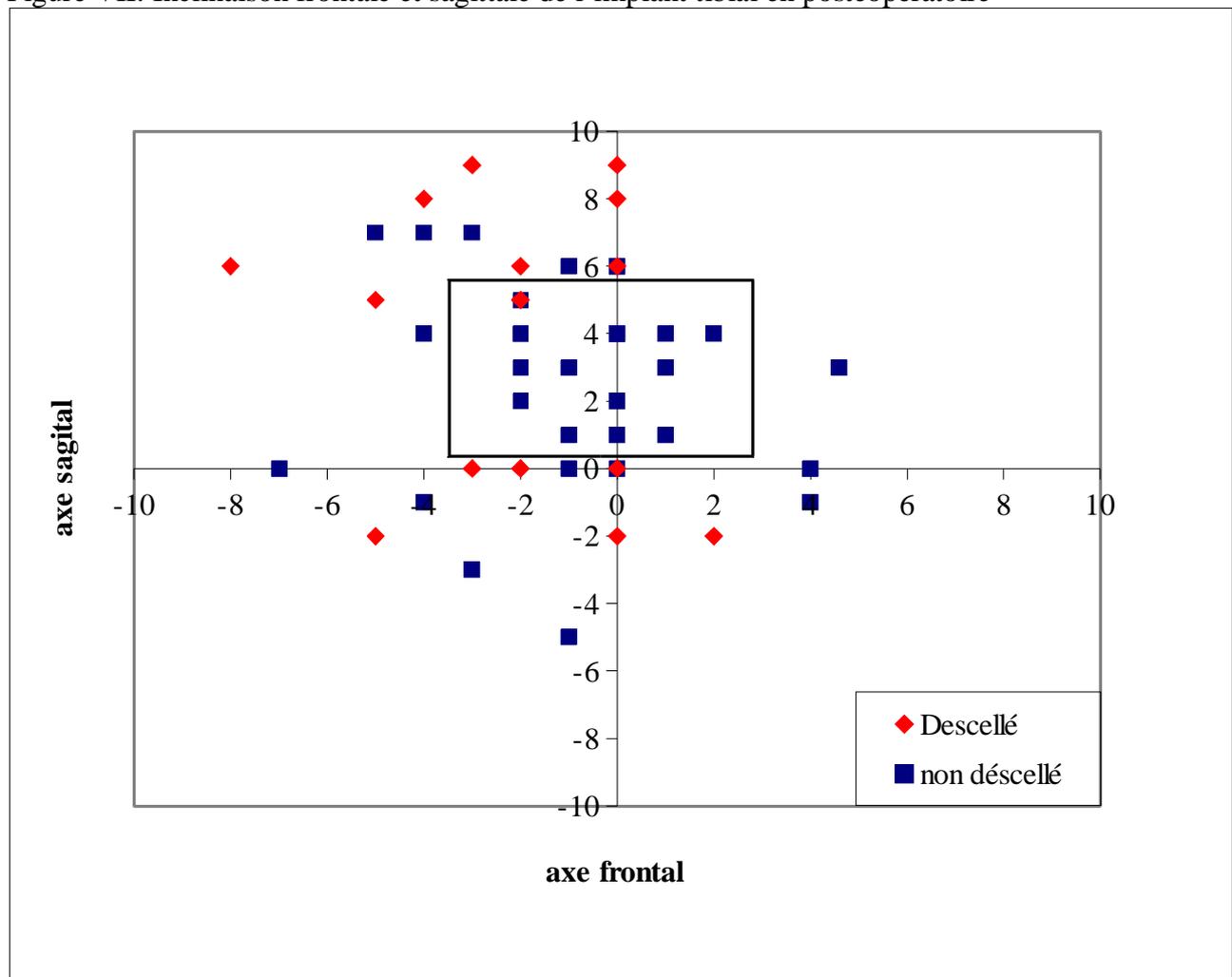
Tableau III : Corrélations entre valeurs angulaires

	HKA	IKA	HKI	IRT
HKA				
IKA	<0,0001			
HKI	<0,0001	0,61		
IRT	0,0098	0,0012	0,35	

Légende : La valeur de p présentée est celle obtenue par l'analyse des coefficients de corrélation réalisée à l'aide de la transformation de r à z de Fisher.

La figure VII détaille le positionnement frontal et sagittal des implants tibiaux en post opératoire.

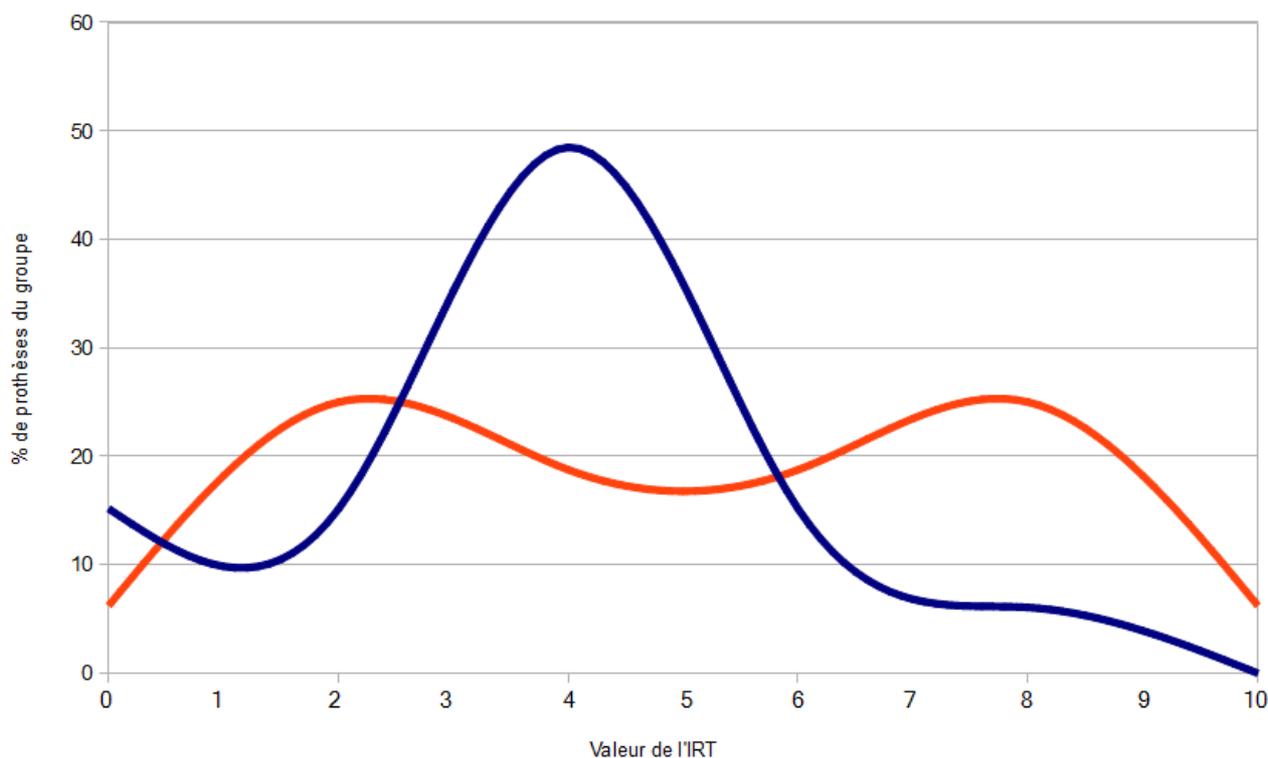
Figure VII: Inclinaison frontale et sagittale de l'implant tibial en postopératoire



Légende: L'inclinaison frontale est représentée en abscisse (varus en négatif et valgus en positif). L'inclinaison sagittale est représenté en ordonnée (pente postérieure en positif, pente antérieure en négatif)

Une valeur de l'IRT supérieure à 5° était significativement corrélée au descellement tibial (Odd Ratio = 3,7). Cinquante pourcent des prothèses descellées ont un IRT supérieur à 5° alors que cela concerne 21% des prothèses non descellées. Ces données sont représentées sur la figure VIII.

Figure VIII : Répartition des implants selon la valeur de l'IRT



Legende : Axe horizontal : valeur de l'IRT en degré. Axe vertical : pourcentage de prothèses du groupe. Ligne bleue : implants non déscellés. Ligne rouge : implants déscellés. On note un croisement des courbes pour une valeur supérieure à 5° d'IRT.

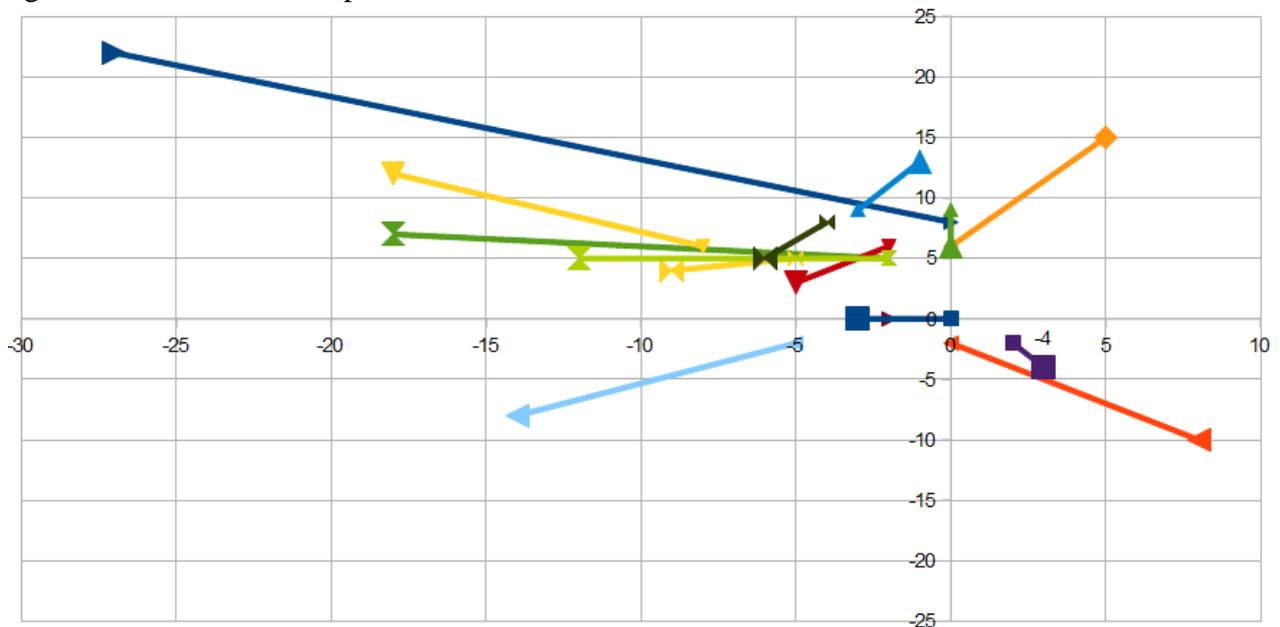
Le déscellement tibial s'accompagnait d'une bascule supérieure à 3° dans le plan frontal dans 10 cas (4° à 28° - moyenne 6,7°). Celle-ci était en varus dans 8 cas et en valgus dans 2 cas. Il existait une bascule dans le plan sagittal supérieure à 3° dans 6 cas (4 à 14° - moyenne 3,8°). Celle-ci était antérieure dans 3 cas et postérieure dans 3 cas. Dans 5 cas, la bascule était à la fois dans le plan frontal et sagittal et la somme des bascules frontales et sagittales cumulées était supérieure à 3° dans 11 cas (5 à 42° - moyenne 10,5°). Les valeurs sont détaillées dans le tableau IV. La bascule des implants tibiaux en fonction de leur positionnement initial est représenté dans la figure IX.

Tableau IV : Bascule des implants tibiaux déscellés

	Nombre de cas	Moyenne de bascule	Bornes
Descellement associé à une bascule frontale >3°	10	6,7	[4-28]
Descellement associé à une bascule sagittale >3°	6	3,8	[4-14]
Descellement associé à une bascule cumulée >3° (frontale + sagittale)	11	10,5	[5-42]

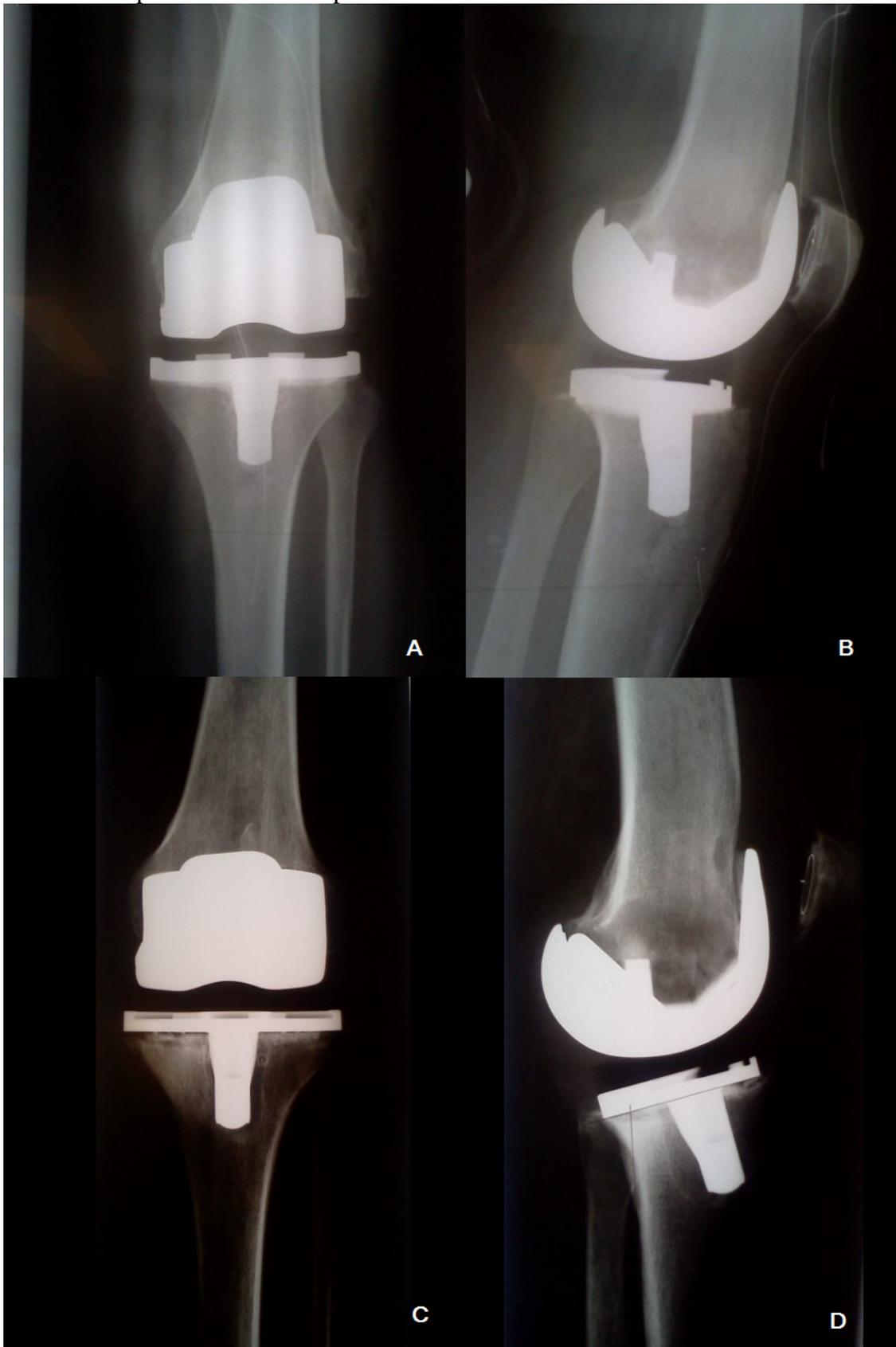
Legende : Valeurs en degrés.

Figure IX : Bascule des implants tibiaux descéllés.



Légende: L'inclinaison de l'implant tibiale dans le plan frontal est représenté en abscisse (varus en négatif et valgus en positif). L'inclinaison de l'implant tibial dans le plan sagittal est représenté en ordonnée (pente postérieure en positif et pente antérieure en négatif). Chaque couleur correspond à un cas, le point le plus grand correspond à la position de l'implant après descèlement. Notez la migration centrifuge des points : les implants basculent en varus lorsqu'ils sont scéllés en valgus, en arrière lorsqu'ils ont une pente excessive, etc ... Cela est illustré par le cas exposé figure X.

Figure X : Bascule postérieure d'un implant



Legende : Cas d'un implant présentant, sur la radiographie post-opératoire, un bon positionnement de face (A) et une pente excessive (B). A 2 ans post-opératoire l'implant semble toujours axé de face (C) mais présente une bascule postérieure majeure de profil (D).

Nous n'avons pas mis en évidence de différence significative concernant l'indice de masse corporelle (IMC), l'âge du patient lors de l'intervention, les mobilités post-opératoires, l'angle HKA pré-opératoire et le stade d'arthrose. Les moyennes et écarts-types sont détaillées dans le tableau V.

Tableau V : Homogénéité des groupes

	Total	Cas	Témoins	p
Age lors de la PTG (années)	70,3 [7,4]	71,1 [8,6]	69,8 [6,9]	0,3
Indice de Masse Corporelle (Kg/m ²)	28,2 [5]	27,5 [5,3]	28,5[5]	0,28
Angle HKA préopératoire (degrés)	175,4 [8,2]	173,2 [9,1]	176,5 [7,7]	0,11
Mobilité post-opératoire (degrés)	111 [15,2]	113,7 [13,2]	111 [16,6]	0,29
Stade d'arthrose	2,6 [1]	2,7 [0,9]	2,6 [1]	0,44

Légende : les données sont présentées sous forme de moyennes accompagné des écarts-types entre crochets. La valeur de p présentée est celle obtenue à l'aide du test t de Student de comparaison de moyennes non appariées.

Concernant les prothèses en elles mêmes, nous n'avons pas mis en évidence de différence significative entre les deux groupes pour les modèles de PTG: Genesis II (Smith and Nephews, Memphis, USATM) pour 14 descellements et 26 témoins (Odd Ratio =1,2) ; Innex (Sulzer Orthopaedics, Baar, SwitzerlandTM puis Zimmer, Warsaw, IndianaTM) pour 1 descellement et 7 témoins et une prothèse Search (Aesculap AG, Tuttlingen, GermanyTM) dans le groupe descellement. Chaque groupe comportait 3 PTG à conservation du ligament croisé postérieur. Un seul cas du groupe descellement comportait une extension de quille associée à une cale médiale mise en place du fait d'une usure évoluée du plateau tibial médial.

Le diagnostique de descellement tibial a été posé en moyenne à 39 mois (+/- 21, 11 à 80 mois) post-opératoires. Le changement de prothèse a été réalisé en moyenne à 49 mois (+/- 30, 12 à 113 mois).

Le changement de prothèse a consisté en un changement unipolaire tibial dans 9 cas et a un changement bipolaire dans 7 cas. Les changements bipolaires étaient justifiés par l'opérateur pour une détérioration du composant fémoral avec métallose dans 2 cas, un changement de modèle prothétique dans 1 cas et la mise en place d'une prothèse à charnière du fait d'une lésion du ligament collatéral médial dans 1 cas. Ce choix n'était pas justifié dans 3 cas.

Il y avait 9 hommes pour 7 femmes dans le groupe des descellements contre 8 hommes et 25 femmes dans le groupe des témoins. Le sexe masculin était significativement corréllé à un risque plus important de descellement tibial (Odd Ratio = 4,5). Nous n'avons pas mis en évidence de différence d'indice de masse corporelle, d'âge, de stade d'arthrose ou de mobilités pré-opératoires entre hommes et femmes pouvant expliquer cette différence. Ces résultats sont détaillés dans le tableau VI.

Tableau VI : Paramètres cliniques par sexe

	Total	Hommes	Femmes	p
IMC (Kg/m ²)	28,2 [5]	29,6 [4,5]	27,9 [5,2]	0,52
Age (années)	70,3 [7,4]	69,3 [8,3]	70,7 [8,6]	0,54
Stade d'arthrose	2,6 [1]	2,6 [0,9]	2,7 [1]	0,7
Mobilités pré-op (degrés)	111 [15,2]	98,8 [29,2]	111,7 [18]	0,1

Légende : les données sont présentées sous forme de moyennes accompagné des écarts-types entre crochets. La valeur de p présentée est celle obtenue à l'aide du test t de Student de comparaison de moyennes non appariées.

DISCUSSION

Le descellement unipolaire tibial d'une PTG représentait 17 % des descellements dans notre série. Il s'agissait d'un événement rare, représentant 0,96 % des PTG réalisées dans notre centre sur une période de 20 ans mais précoce puisqu'il survenait en moyenne à 3,25 ans. Il était significativement corrélé à une inclinaison réelle de l'implant tibial de plus de 5°. Ces observations nous permettent de confirmer notre hypothèse selon laquelle une inclinaison excessive de l'implant tibial était un facteur de descellement de celui-ci. Elles ont permis par ailleurs de valider notre analyse de l'inclinaison réelle de l'implant tibial par la mesure de l'IRT. Mesure qui peut être approchée par la somme des inclinaisons frontale et sagittales de l'implant.

La corrélation observée entre IRT et descellement unipolaire tibiale des PTGs ainsi que le caractère précoce du descellement nous fait l'interpréter comme une complication liée à la surcharge mécanique de l'implant tibial ou de la jonction os-implant.

L'orientation des implants est fondamentale dans l'étude des causes de descellement. Ainsi un positionnement en varus fémoro-tibial est un facteur de descellement précoce (4) et d'usure du polyéthylène (13), mais il semble que l'hypocorrection d'un varus pré-existant soit moins délétère sur la survie de l'implant tibial (18). De la même façon, un varus pré-opératoire important n'est pas un facteur de risque de descellement (19), probablement du fait de l'adaptation de l'os aux contraintes sur la partie médiale de l'épiphyse tibiale. Dans cette étude, nous retrouvons également un effet délétère du varus global du membre en post-opératoire.

La pente tibiale est à notre connaissance peu étudiée dans la prothèse totale de genou, et essentiellement pour ses effets sur les mobilités post-opératoires (20–23). Une pente tibiale élevée conduit cependant à une translation antérieure du tibia et à une perte de congruence prothétique (24). Une étude biomécanique retrouve une augmentation des contraintes proportionnelle à la pente tibiale, mais avec une augmentation de la zone de répartition de ces contraintes qui est plus postérieure au niveau du polyéthylène (25). On peut en déduire que si le varus augmente les contraintes en médial et que la pente tibiale augmente les contraintes en postérieur, l'association d'un varus et d'une pente tibiale élevée conduit à une zone restreinte de contraintes particulièrement élevées en postéro-médial pouvant être à l'origine du descellement (26). Or l'association de ces deux éléments constitue une coupe plane-oblique qui peut être calculée à l'aide de la formule citée. Ceci peut expliquer que dans cette étude, la présence isolée d'une pente tibiale élevée ou d'un varus tibial n'est pas significativement corrélée au descellement tibial alors que l'addition des deux l'est. C'est encore plus significatif avec le calcul de l'inclinaison réelle tibiale. D'autre part, une coupe oblique entraîne une épaisseur de coupe plus importante sur une partie de la surface d'appui de l'implant, et

implique la résection de l'os sous chondral plus résistant aux charges axiales (22). Cela pourrait expliquer l'importance de la bascule sagittale lors de la faillite des implants, qui comporte une composante de bascule postérieure dans les cas de pente excessive et une composante de bascule antérieure dans le cas de pente négative de la série. Ces constatations font envisager l'existence d'une "zone de sécurité" pour l'implant tibial, qui correspond à un positionnement avec une pente faiblement positive et un axe frontal entre 3° de valgus et 3° de varus. Cette zone est figurée par un cadre sur la figure V, notez qu'un seul implant descellé y est présent.

En pratique, le calcul de l'angle plane-oblique pourrait être un élément pronostique permettant de sélectionner les patients plus à risque de descellement tibial précoce. Il peut également être intéressant d'extrapoler ce calcul pour le positionnement des prothèses unicompartmentales, pour lesquelles une malposition est encore plus délétère (27,28) ou dans les suites d'une ostéotomie de valgisation pour calculer l'angulation réelle de la coupe effectuée en fonction de la modification de la pente tibiale (29). Ces éléments pourraient également expliquer les résultats aléatoires des prothèses unicompartmentales après ostéotomie de valgisation (30).

Plusieurs éléments doivent pourtant inciter à la prudence dans l'interprétation des résultats. En premier lieu la mesure de la pente tibiale qui est relativement peu fiable. C'est pour cela que nous avons choisi le calcul par rapport à la corticale postérieure du tibia, plus reproductible et ayant tendance à sous évaluer cette mesure (31). On peut rajouter que du fait des clichés orthogonaux et du calcul réalisé, la rotation du segment jambier lors des radiographies a peu d'effet sur l'IRT alors qu'il peut fausser l'analyse isolée de l'angle IKA ou de la pente tibiale. D'autre part, nous notons que l'IRT est significatif de façon non indépendante de l'angle HKA. Cela est assez logique puisque ces deux valeurs sont fortement dépendantes de l'angle IKA, mais l'intrication de ces valeurs entre elles rend leur interprétation complexe.

Les deux groupes de notre série sont globalement homogènes pour la plupart des facteurs habituellement évoqués comme favorisant le descellement tibial, notamment l'âge ou l'IMC, ainsi que le type de prothèse. Par contre, on peut regretter l'absence d'homogénéité de la série concernant le nombre de temps de scellement qui aurait permis d'écartier cet élément probablement important dans la survie de l'implant.

L'effectif relativement faible de notre étude et son caractère retrospectif sont liés à la faible incidence du descellement. La réalisation d'une méta-analyse pourrait permettre de confirmer ces conclusions, avec le risque de séries moins homogènes. Nous notons également que cette analyse ne prend pas en compte le positionnement rotatoire de l'implant tibial qui est difficilement analysable sur les radiographies standard et qui peut être variable de façon importante par rapport au genou natif (32).

De nombreux facteurs ont été évoqués dans la littérature pour expliquer la survenue du descellement tibial. Le sexe masculin est connu pour être un facteur délétère sur la survie des implants (33–35). Nous retrouvons dans cette série un impact particulièrement important du sexe masculin sur la survenue du descellement tibial isolé. Celui-ci était indépendant de l'indice de masse corporelle, de l'âge du patient.

La technique de scellement a été un élément également souvent évoqué. Le lavage pulsé avant cimentation, utilisé dans notre série, est largement admis comme un facteur de bonne pénétration du ciment (36–38). Le fait de cimenter la quille de l'implant semble lié à une moins bonne répartition des contraintes dans l'épiphyse tibiale (12,39) dans les études biomécaniques mais ces constatations n'ont pas été mises en évidence dans les études cliniques (40). Cet élément n'a pas été étudié dans notre série car le scellement de la quille n'est que rarement précisée dans le compte rendu opératoire. De plus, l'application du ciment directement sur l'os, comme pratiqué dans notre série, entraîne la migration d'une partie du ciment en queue de quille et peut simuler un scellement complet volontaire. L'application du ciment à la main sur la tranche osseuse est

également un élément discuté. Les études biomécaniques semblent montrer un avantage à cette technique (41) mais les résultats cliniques du "précoating" consistant à appliquer le ciment uniquement sur l'implant montrent également une bonne pénétration du ciment (42). Le nombre de temps de scellement a également une importance. Pour certains, le scellement en un temps permet, par la mise en extension du genou, l'application de contraintes plus importantes et donc une meilleure pénétration du ciment (43). Mais d'autres notent au contraire une diminution des liserés précoces et des débris de ciment lors du scellement en deux temps (44). De plus, ces études se basent essentiellement sur la présence de liserés radiographiques sur les clichés post-opératoires.

Or, la signification et l'évolutivité de ces liserés est sujette à caution. Les liserés tardifs évolutifs sont connus pour être un signe radiographique de descellement tibial (45) et semblent liés à une ostéolyse secondaire à l'usure du polyéthylène (46). Les liserés précoces sont quand à eux rarement évolutifs et correspondent à une moins bonne pénétration du ciment dans les zones scléreuses de l'os tibial (46,47). Certaines études montrent toutefois une corrélation entre l'apparition de liserés précoces et la douleur post-opératoire (48).

Les caractéristiques de l'implant peuvent également être corrélées à un taux de descellement tibial plus élevé du fait d'une moins bonne répartition des contraintes (49). Certains implants à quille courte ou "low profile" ont ainsi un taux de révision relativement élevé dans certaines études (50), ceci peut être expliqué en partie par l'association à un défaut de positionnement, ainsi les implants de cette étude ont une pente tibiale relativement élevée ($7,2^\circ$) pouvant expliquer la bascule des implants en postérieur et les pertes de substance osseuse postérieures constatées. Ces taux d'échec élevés ne sont en effet pas retrouvés dans certains implants sans quille (51).

Le plateau rotatoire a été développé pour limiter le descellement tibial en amortissant les contraintes en rotation du genou. Certaines études semblent montrer une efficacité sur le descellement (52,53) mais au prix de cas d'instabilité rotatoire.

Le resurfaçage rotulien est également un facteur de risque de descellement de l'implant tibial, probablement du fait de l'augmentation des débris de polyéthylène liés à l'usure de l'implant rotulien contre l'implant fémoral (54).

Il est admis que le poids élevé du patient et un index de masse corporelle supérieur à 30 semblent être un facteur délétère pour la durée de vie de l'implant et les complications post-opératoires (55–57). Indépendamment, une inadéquation entre la surface de l'implant tibial et le poids du patient semble être un facteur de risque de descellement tibial (9). Nous n'avons pas mis en évidence de relation entre IMC et descellement tibial mais le poids du patient paraît être un facteur évident d'augmentation des contraintes mécaniques sur l'implant.

CONCLUSION

L'augmentation de contraintes localisées sur une zone restreinte entraîne la fragilisation de l'os métaphysaire et la formation de débris de polyéthylène pouvant conduire au descellement de l'implant, parfois associé à une bascule. De ce fait, une inclinaison réelle de l'implant tibial de plus de 5° mesuré par l'IRT ainsi qu'un angle HKA inférieur à 177° étaient des facteurs de risque significatifs du descellement tibial.

BIBLIOGRAPHIE

1. Fehring TK, Odum S, Griffin WL, Mason JB, Nadaud M. Early failures in total knee arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2001 Nov;(392):315–8.
2. Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH, Shastri S, Jacoby SM. Insall Award paper. Why are total knee arthroplasties failing today? *Clin. Orthop. Relat. Res.* 2002 Nov;(404):7–13.
3. Furnes O, Espehaug B, Lie SA, Vollset SE, Engesaeter LB, Havelin LI. Failure mechanisms after unicompartmental and tricompartmental primary knee replacement with cement. *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*. 2007;89(3):519–25.
4. Fang DM, Ritter MA, Davis KE. Coronal Alignment in Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. 2009 Sep;24(6):39–43.
5. Arsoy D, Pagnano MW, Lewallen DG, Hanssen AD, Sierra RJ. Aseptic Tibial Debonding as a Cause of Early Failure in a Modern Total Knee Arthroplasty Design. *Clinical orthopaedics and related research [Internet]*. 2012 Jul 12 [cited 2012 Aug 24]; Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22790529>
6. Furnes O, Espehaug B, Lie SA, Vollset SE, Engesaeter LB, Havelin LI. Early failures among 7,174 primary total knee replacements: a follow-up study from the Norwegian Arthroplasty Register 1994-2000. *Acta Orthopaedica*. 2002;73(2):117–29.
7. Barrack RL, Nakamura SJ, Hopkins SG, Rosenzweig S. Winner of the 2003 James A. Rand young investigator's award. *The Journal of Arthroplasty*. 2004 Oct;19(7):101–6.
8. Lombardi AV, Berasi CC, Berend KR. Evolution of Tibial Fixation in Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. 2007 Jun;22(4):25–9.
9. Berend ME, Ritter MA, Hyldahl HC, Meding JB, Redelman R. Implant Migration and Failure in Total Knee Arthroplasty is Related to Body Mass Index and Tibial Component Size. *The Journal of Arthroplasty*. 2008 Sep;23(6):104–9.
10. Grewal R, Rimmer MG, Freeman MA. Early migration of prostheses related to long-term survivorship. Comparison of tibial components in knee replacement. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume*. 1992;74(2):239.
11. Hilding MB, Lanshammar H, Ryd L. Knee joint loading and tibial component loosening RSA and gait analysis in 45 osteoarthritic patients before and after TKA. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*. 1996;78(1):66–73.
12. Cawley DT, Kelly N, Simpkin A, Shannon FJ, McGarry JP. Full and surface tibial cementation in total knee arthroplasty: a biomechanical investigation of stress distribution and remodeling in the tibia. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2012 May;27(4):390–7.
13. Srivastava A, Lee GY, Steklov N, Colwell CW Jr, Ezzet KA, D'Lima DD. Effect of tibial component varus on wear in total knee arthroplasty. *The Knee [Internet]*. 2011 Dec 27 [cited 2012 Aug 1]; Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22206820>

14. Bai B, Baez J, Testa N, Kummer FJ. Effect of posterior cut angle on tibial component loading. *J Arthroplasty*. 2000 Oct;15(7):916–20.
15. Ramadier JO, Buard JE, Lortat-Jacob A, Benoit J. [Radiological assessment of knee deformity in the frontal plane (author's transl)]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 1982;68(1):75–8.
16. Ewald FC. The Knee Society total knee arthroplasty roentgenographic evaluation and scoring system. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1989 Nov;(248):9–12.
17. Ahlbäck S, Rydberg J. [X-ray classification and examination technics in gonarthrosis]. *Lakartidningen*. 1980 May 28;77(22):2091–3, 2096.
18. Magnussen RA, Weppe F, Demey G, Servien E, Lustig S. Residual Varus Alignment does not Compromise Results of TKAs in Patients with Preoperative Varus. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. 2011 Jul 26;469(12):3443–50.
19. Lee B-S, Lee S-J, Kim J-M, Lee D-H, Cha E-J, Bin S-I. No impact of severe varus deformity on clinical outcome after posterior stabilized total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2010 Nov 10;19(6):960–6.
20. Kansara D, Markel DC. The effect of posterior tibial slope on range of motion after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2006 Sep;21(6):809–13.
21. Bae DK, Song SJ, Yoon KH, Noh JH, Moon SC. Comparative study of tibial posterior slope angle following cruciate-retaining total knee arthroplasty using one of three implants. *International Orthopaedics*. 2011 Dec 6;36(4):755–60.
22. Hofmann AA, Bachus KN, Wyatt RW. Effect of the tibial cut on subsidence following total knee arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1991 Aug;(269):63–9.
23. Bellemans J, Robijns F, Duerinckx J, Banks S, Vandenneucker H. The influence of tibial slope on maximal flexion after total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2005 Apr;13(3):193–6.
24. Catani F, Fantozzi S, Ensini A, Leardini A, Moschella D, Giannini S. Influence of tibial component posterior slope on in vivo knee kinematics in fixed-bearing total knee arthroplasty. *J. Orthop. Res.* 2006 Apr;24(4):581–7.
25. Lee H-Y, Kim S-J, Kang K-T, Kim S-H, Park K-K. The Effect of Tibial Posterior Slope on Contact Force and Ligaments Stresses in Posterior-Stabilized Total Knee Arthroplasty-Explicit Finite Element Analysis. *Knee Surgery & Related Research*. 2012;24(2):91.
26. Green GV, Berend KR, Berend ME, Glisson RR, Vail TP. The effects of varus tibial alignment on proximal tibial surface strain in total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. 2002 Dec;17(8):1033–9.
27. Hernigou P, Deschamps G. Posterior slope of the tibial implant and the outcome of unicompartmental knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2004 Mar;86-A(3):506–11.

28. Aleto TJ, Berend ME, Ritter MA, Faris PM, Meneghini RM. Early failure of unicompartmental knee arthroplasty leading to revision. *J Arthroplasty*. 2008 Feb;23(2):159–63.
29. Ducat A, Sariali E, Lebel B, Mertl P, Hernigou P, Flecher X, et al. Posterior tibial slope changes after opening- and closing-wedge high tibial osteotomy: A comparative prospective multicenter study. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2012 Feb;98(1):68–74.
30. Rees JL, Price AJ, Lynskey TG, Svård UC, Dodd CA, Murray DW. Medial unicompartmental arthroplasty after failed high tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Br*. 2001 Sep;83(7):1034–6.
31. Yoo JH, Chang CB, Shin KS, Seong SC, Kim TK. Anatomical References to Assess the Posterior Tibial Slope in Total Knee Arthroplasty: A Comparison of 5 Anatomical Axes. *The Journal of Arthroplasty*. 2008 Jun;23(4):586–92.
32. Berhouet J, Beaufils P, Boisrenoult P, Frasca D, Pujol N. Rotational positioning of the tibial tray in total knee arthroplasty: A CT evaluation. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2011 Nov;97(7):699–704.
33. Roberts VI, Esler CNA, Harper WM. A 15-year follow-up study of 4606 primary total knee replacements. *J Bone Joint Surg Br*. 2007 Nov;89(11):1452–6.
34. Ritter MA, Wing JT, Berend ME, Davis KE, Meding JB. The clinical effect of gender on outcome of total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2008 Apr;23(3):331–6.
35. O'Connor MI. Implant Survival, Knee Function, and Pain Relief After TKA: Are There Differences Between Men and Women? *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. 2011 Jan 26;469(7):1846–51.
36. Dorr LD, Lindberg JP, Claude-Faugere M, Malluche HH. Factors influencing the intrusion of methylmethacrylate into human tibiae. *Clin. Orthop. Relat. Res*. 1984 Mar;(183):147–52.
37. Maistrelli GL, Antonelli L, Fornasier V, Mahomed N. Cement penetration with pulsed lavage versus syringe irrigation in total knee arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res*. 1995 Mar;(312):261–5.
38. Schlegel UJ, Siewe J, Delank KS, Eysel P, Püschel K, Morlock MM, et al. Pulsed lavage improves fixation strength of cemented tibial components. *Int Orthop*. 2011 Aug;35(8):1165–9.
39. Skwara A, Figiel J, Knott T, Paletta JRJ, Fuchs-Winkelmann S, Tibesku CO. Primary stability of tibial components in TKA: in vitro comparison of two cementing techniques. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2009 Jul 2;17(10):1199–205.
40. Saari T, Li MG, Wood D, Nivbrant B. Comparison of cementing techniques of the tibial component in total knee replacement. *International Orthopaedics*. 2008 Aug 15;33(5):1239–42.
41. Vanlommel J, Luyckx JP, Labey L, Innocenti B, De Corte R, Bellemans J. Cementing the tibial component in total knee arthroplasty: which technique is the best? *J Arthroplasty*. 2011 Apr;26(3):492–6.

42. Hofmann AA, Goldberg TD, Tanner AM, Cook TM. Surface cementation of stemmed tibial components in primary total knee arthroplasty: minimum 5-year follow-up. *J Arthroplasty*. 2006 Apr;21(3):353–7.
43. Guha AR, Debnath UK, Graham NM. Radiolucent lines below the tibial component of a total knee replacement (TKR)--a comparison between single-and two-stage cementation techniques. *Int Orthop*. 2008 Aug;32(4):453–7.
44. Pujol N, Verdote F-X, Chambat P. [Quality of tibial cementing in total knee arthroplasty: one or two phase cementing of the tibial and femoral implants]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 2008 May;94(3):241–6.
45. Bono JV, Scott RD. *Revision Total Knee Arthroplasty*. Springer; 2005.
46. Smith S, Naima VS, Freeman MA. The natural history of tibial radiolucent lines in a proximally cemented stemmed total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1999 Jan;14(1):3–8.
47. Ahlberg A, Lindén B. The radiolucent zone in arthroplasty of the knee. *Acta Orthop Scand*. 1977;48(6):687–90.
48. Sadoghi P, Leithner A, Weber P, Friesenbichler J, Gruber G, Kastner N, et al. Radiolucent lines in low-contact-stress mobile-bearing total knee arthroplasty: a blinded and matched case control study. *BMC musculoskeletal disorders*. 2011;12(1):142.
49. Scott CEH, Biant LC. The role of the design of tibial components and stems in knee replacement. *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume*. 2012 Jul 27;94-B(8):1009–15.
50. Foran JRH, Whited BW, Sporer SM. Early Aseptic Loosening With a Precoated Low-Profile Tibial Component. *The Journal of Arthroplasty*. 2011 Dec;26(8):1445–50.
51. Bertin KC. Tibial Component Fixation in Total Knee Arthroplasty: A Comparison of Pegged and Stemmed Designs. *The Journal of Arthroplasty*. 2007 Aug;22(5):670–8.
52. Rossi R, Bruzzone M, Bonasia DE, Ferro A, Castoldi F. No early tibial tray loosening after surface cementing technique in mobile-bearing TKA. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2010 Jun 10;18(10):1360–5.
53. Kim Y-H, Kim J-S, Choe J-W, Kim H-J. Long-term comparison of fixed-bearing and mobile-bearing total knee replacements in patients younger than fifty-one years of age with osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am*. 2012 May 16;94(10):866–73.
54. Lygre SHL, Espehaug B, Havelin LI, Vollset SE, Furnes O. Failure of total knee arthroplasty with or without patella resurfacing. *Acta Orthopaedica*. 2011 Jun;82(3):282–92.
55. Dewan A, Bertolusso R, Karastinos A, Conditt M, Noble PC, Parsley BS. Implant durability and knee function after total knee arthroplasty in the morbidly obese patient. *J Arthroplasty*. 2009 Sep;24(6 Suppl):89–94, 94.e1–3.
56. Foran JRH, Mont MA, Etienne G, Jones LC, Hungerford DS. The outcome of total knee arthroplasty in obese patients. *J Bone Joint Surg Am*. 2004 Aug;86-A(8):1609–15.

57. Mulhall KJ, Ghomrawi HM, Mihalko W, Cui Q, Saleh KJ. Adverse effects of increased body mass index and weight on survivorship of total knee arthroplasty and subsequent outcomes of revision TKA. *J Knee Surg.* 2007 Jul;20(3):199–204.

SERMENT D'HIPPOCRATE

En présence des Maîtres de cette Faculté,
de mes chers condisciples
et selon la tradition d'Hippocrate,
je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur
et de la probité dans l'exercice de la Médecine.

Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent,
et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail.

Admis dans 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 le crime.

Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres,
je rendrai à leurs enfants
l'instruction que j'ai reçue de leurs pères.

Que les hommes m'accordent leur estime
si je suis fidèle à mes promesses.
Que je sois couvert d'opprobre
et méprisé de mes confrères
si j'y manque.

Vu, le Directeur de Thèse

**Vu, le Doyen
de la Faculté de médecine de TOURS**

Académie d'Orléans – Tours

Université François-Rabelais

Faculté de Médecine de TOURS

NERON Jean-Baptiste

Thèse n°

33 Pages – 6 Tableaux – 10 Figures

Résumé :

Introduction : Le descellement unipolaire aseptique d'une prothèse totale du genou (PTG) cimentée est une complication rare mais précoce faisant suspecter une composante mécanique. Il est plus fréquemment tibial engendrant jusqu'à 1,9 % des changements des PTG. Nous avons cherché à évaluer si l'inclinaison réelle du composant tibial était un facteur de risque de descellement unipolaire tibial.

Matériel et méthodes : Il s'agissait d'une étude cas-témoins comparant 16 cas de descellement unipolaires tibiaux rapportés à 33PTG non descellées à un recul minimum de 10 ans. Nous avons analysé l'inclinaison réelle de l'implant tibial (IRT) par rapport à l'axe mécanique du tibia à partir des mesures de la pente et du varus/valgus mesurés sur deux clichés radiographiques orthogonaux. Nous avons également analysé la déformation du membre en pré et post opératoire selon l'angle HKA et les données cliniques.

Résultats : Les deux groupes étudiés étaient homogènes pour l'âge, l'Indice de Masse Corporelle, le stade d'arthrose, l'HKA pré-opératoire et les modèles de prothèse. L'IRT et l'angle HKA moyen des PTG descellées ($5,7^{\circ} \pm 3,0$ et $177,2^{\circ} \pm 2,9$) étaient supérieurs à ceux du groupe témoins ($4,1^{\circ} \pm 2,0$ et $179,2^{\circ} \pm 2,9$) alors que les différences observées pour la pente ou le varus/valgus pris isolément n'était pas significatives. L'IRT était corrélé à l'angle HKA post-opératoire.

Conclusion : Une inclinaison réelle de l'implant tibial de plus de 5° mesuré par l'IRT ainsi qu'un angle HKA inférieur à 177° étaient des facteurs de risque significatifs du descellement tibial.

Niveau de preuve : 3

Mots clés : descellement, prothèse totale de genou, tibia, radiographique
Knee Arthroplasty, Failure, Tibia, Radiography

Jury :

Président : Monsieur le Professeur Rosset
Membres : Monsieur le Professeur Favard
Monsieur le Professeur Brilhault
Monsieur le Docteur Faizon
Monsieur le Docteur Druon

Date de la soutenance : 8 Octobre 2012