

UNIVERSITE MOHAMMED V - SOUISSI  
FACULTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE -RABAT-

ANNEE: 2013

THESE N°: 219

**LES TROUBLES DE ROTATION  
DES PIÈCES PROTHÉTIQUES DU GENOU**

**THÈSE**

*Présentée et soutenue publiquement le :.....*

**PAR**

**Mr. Cheik Oumar Pingdwindé OUEDRAOGO**

*Né le 24 Septembre 1985 à OUAGADOUGOU*

*De L'Ecole Royale du Service de Santé Militaire - Rabat*

**Pour l'Obtention du Doctorat en Médecine**

**MOTS CLES:** PTG – Rotation pièce fémorale – Rotation pièce tibiale.

**JURY**

**Mr. A. JAAFAR**

Professeur de Traumatologie Orthopédie

**Mr. M. TANANE**

Professeur de Traumatologie Orthopédie

**Mr. M. BOUSSOUGA**

Professeur de Traumatologie Orthopédie

**Mme. S. AKJOUJ**

Professeur de Radiologie

**PRESIDENT &**

**RAPPORTEUR**

**JUGES**

17 JUIN 2013



**UNIVERSITE MOHAMMED V- SOUISSI  
FACULTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE - RABAT**

**DOYENS HONORAIRES :**

**1.1.2** 1962 – 1969 : Professeur Abdelmalek FARAJ  
1969 – 1974 : Professeur Abdellatif BERBICH  
1974 – 1981 : Professeur Bachir LAZRAK  
1981 – 1989 : Professeur Taieb CHKILI  
1989 – 1997 : Professeur Mohamed Tahar ALAOUI  
1997 – 2003 : Professeur Abdelmajid BELMAHI  
2003 – 2013 : Professeur Najia HAJJAJ - HASSOUNI

**ADMINISTRATION :**

Doyen : Professeur Mohamed ADNAOUI  
Vice Doyen chargé des Affaires Académiques et étudiantines  
Professeur Mohammed AHALLAT  
Vice Doyen chargé de la Recherche et de la Coopération  
Professeur Jamal TAOUFIK  
Vice Doyen chargé des Affaires Spécifiques à la Pharmacie  
Professeur Jamal TAOUFIK  
Secrétaire Général : Mr. El Hassane AHALLAT

**PROFESSEURS :**

Mai et Octobre 1981

Pr. MAAZOUZI Ahmed Wajih  
Pr. TAOBANE Hamid\*

Chirurgie Cardio-Vasculaire  
Chirurgie Thoracique

**Mai et Novembre 1982**

Pr. ABROUQ Ali\*  
Pr. BENSOUHA Mohamed  
Pr. BENOSMAN Abdellatif  
Pr. LAHBABI Naïma

Oto-Rhino-Laryngologie  
Anatomie  
Chirurgie Thoracique  
Physiologie

**Novembre 1983**

Pr. BELLAKHDAR Fouad  
Pr. HAJJAJ Najia ép. HASSOUNI

Neurochirurgie  
Rhumatologie

**Décembre 1984**

Pr. EL GUEDDARI Brahim El Khalil  
Pr. MAAOUNI Abdelaziz  
Pr. MAAZOUZI Ahmed Wajdi  
Pr. SETTAF Abdellatif

Radiothérapie  
Médecine Interne  
Anesthésie -Réanimation  
Chirurgie

**Novembre et Décembre 1985**

Pr. BENJELLOUN Halima  
Pr. BENSAID Younes  
Pr. EL ALAOUI Faris Moulay El Mostafa  
Pr. IRAQI Ghali

Cardiologie  
Pathologie Chirurgicale  
Neurologie  
Pneumo-phtisiologie

**Janvier, Février et Décembre 1987**

Pr. AJANA Ali  
Pr. CHAHED OUAZZANI Houria  
Pr. EL YAACOUBI Moradh  
Pr. ESSAID EL FEYDI Abdellah  
Pr. LACHKAR Hassan  
Pr. YAHYAOUI Mohamed

Radiologie  
Gastro-Entérologie  
Traumatologie Orthopédie  
Gastro-Entérologie  
Médecine Interne  
Neurologie

**Décembre 1988**

Pr. BENHAMAMOUCHE Mohamed Najib  
Pr. DAFIRI Rachida  
Pr. HERMAS Mohamed  
Pr. TOLOUNE Farida\*

Chirurgie Pédiatrique  
Radiologie  
Traumatologie Orthopédie  
Médecine Interne

**Décembre 1989 Janvier et Novembre 1990**

Pr. ADNAOUI Mohamed  
Pr. BOUKILI MAKHOUKHI Abdelali\*  
Pr. CHAD Bouziane  
Pr. CHKOFF Rachid  
Pr. HACHIM Mohammed\*  
Pr. KHARBACH Aïcha  
Pr. MANSOURI Fatima  
Pr. OUAZZANI Taïbi Mohamed Réda  
Pr. TAZI Saoud Anas

Médecine Interne  
Cardiologie  
Pathologie Chirurgicale  
Pathologie Chirurgicale  
Médecine-Interne  
Gynécologie -Obstétrique  
Anatomie-Pathologique  
Neurologie  
Anesthésie Réanimation

**Février Avril Juillet et Décembre 1991**

Pr. AL HAMANY Zaïtounia  
Pr. AZZOUZI Abderrahim  
Pr. BAYAHIA Rabéa  
Pr. BELKOUCHI Abdelkader  
Pr. BENABDELLAH Chahrazad  
Pr. BENCHEKROUN Belabbes Abdellatif  
Pr. BENSOUADA Yahia  
Pr. BERRAHO Amina  
Pr. BEZZAD Rachid  
Pr. CHABRAOUI Layachi  
Pr. CHERRAH Yahia  
Pr. CHOKAIRI Omar  
Pr. JANATI Idrissi Mohamed\*

Anatomie-Pathologique  
Anesthésie Réanimation  
Néphrologie  
Chirurgie Générale  
Hématologie  
Chirurgie Générale  
Pharmacie galénique  
Ophtalmologie  
Gynécologie Obstétrique  
Biochimie et Chimie  
Pharmacologie  
Histologie Embryologie  
Chirurgie Générale

Pr. KHATTAB Mohamed  
Pr. SOULAYMANI Rachida  
Pr. TAOUFIK Jamal

Pédiatrie  
Pharmacologie  
Chimie thérapeutique

### **Décembre 1992**

Pr. AHALLAT Mohamed  
Pr. BENSOUDA Adil  
Pr. BOUJIDA Mohamed Najib  
Pr. CHAHED OUAZZANI Laaziza  
Pr. CHRAIBI Chafiq  
Pr. DAOUDI Rajae  
Pr. DEHAYNI Mohamed\*  
Pr. EL OUAHABI Abdessamad  
Pr. FELLAT Rokaya  
Pr. GHAFIR Driss\*  
Pr. JIDDANE Mohamed  
Pr. OUAZZANI TAIBI Med Charaf Eddine  
Pr. TAGHY Ahmed  
Pr. ZOUHDI Mimoun

Chirurgie Générale  
Anesthésie Réanimation  
Radiologie  
Gastro-Entérologie  
Gynécologie Obstétrique  
Ophtalmologie  
Gynécologie Obstétrique  
Neurochirurgie  
Cardiologie  
Médecine Interne  
Anatomie  
Gynécologie Obstétrique  
Chirurgie Générale  
Microbiologie

### **Mars 1994**

Pr. AGNAOU Lahcen  
Pr. BENCHERIFA Fatiha  
Pr. BENJAAFAR Nouredine  
Pr. BEN RAIS Nozha  
Pr. CAOUI Malika  
Pr. CHRAIBI Abdelmjid  
Pr. EL AMRANI Sabah  
Pr. EL AOUAD Rajae  
Pr. EL BARDOUNI Ahmed  
Pr. EL HASSANI My Rachid  
Pr. EL IDRISSE Lamghari Abdennaceur  
Pr. ERROUGANI Abdelkader  
Pr. ESSAKALI Malika  
Pr. ETTAYEBI Fouad  
Pr. HADRI Larbi\*  
Pr. HASSAM Badredine  
Pr. IFRINE Lahssan  
Pr. JELTHI Ahmed  
Pr. MAHFOUD Mustapha  
Pr. MOUDENE Ahmed\*  
Pr. RHRAB Brahim  
Pr. SENOUCI Karima

Ophtalmologie  
Ophtalmologie  
Radiothérapie  
Biophysique  
Biophysique  
Endocrinologie et Maladies Métaboliques  
Gynécologie Obstétrique  
Immunologie  
Traumato-Orthopédie  
Radiologie  
Médecine Interne  
Chirurgie Générale  
Immunologie  
Chirurgie Pédiatrique  
Médecine Interne  
Dermatologie  
Chirurgie Générale  
Anatomie Pathologique  
Traumatologie – Orthopédie  
Traumatologie- Orthopédie  
Gynécologie – Obstétrique  
Dermatologie

### **Mars 1994**

Pr. ABBAR Mohamed\*  
Pr. ABDELHAK M'barek  
Pr. BELAIDI Halima  
Pr. BRAHMI Rida Slimane  
Pr. BENTAHILA Abdelali  
Pr. BENYAHIA Mohammed Ali  
Pr. BERRADA Mohamed Saleh  
Pr. CHAMI Ilham  
Pr. CHERKAOUI Lalla Ouafae  
Pr. EL ABBADI Najia  
Pr. HANINE Ahmed\*  
Pr. JALIL Abdelouahed  
Pr. LAKHDAR Amina  
Pr. MOUANE Nezha

Urologie  
Chirurgie – Pédiatrique  
Neurologie  
Gynécologie Obstétrique  
Pédiatrie  
Gynécologie – Obstétrique  
Traumatologie – Orthopédie  
Radiologie  
Ophtalmologie  
Neurochirurgie  
Radiologie  
Chirurgie Générale  
Gynécologie Obstétrique  
Pédiatrie

### **Mars 1995**

Pr. ABOUQUAL Redouane  
Pr. AMRAOUI Mohamed  
Pr. BAIDADA Abdelaziz  
Pr. BARGACH Samir  
Pr. BEDDOUCHE Amoqrane\*  
Pr. CHAARI Jilali\*  
Pr. DIMOU M'barek\*  
Pr. DRISSI KAMILI Med Nordine\*  
Pr. EL MESNAOUI Abbes  
Pr. ESSAKALI HOUSSYNI Leila  
Pr. FERHATI Driss  
Pr. HASSOUNI Fadil  
Pr. HDA Abdelhamid\*  
Pr. IBEN ATTYA ANDALOUSSI Ahmed  
Pr. IBRAHIMY Wafaa  
Pr. MANSOURI Aziz  
Pr. OUAZZANI CHAHDI Bahia  
Pr. SEFIANI Abdelaziz  
Pr. ZEGGWAGH Amine Ali

Réanimation Médicale  
Chirurgie Générale  
Gynécologie Obstétrique  
Gynécologie Obstétrique  
Urologie  
Médecine Interne  
Anesthésie Réanimation  
Anesthésie Réanimation  
Chirurgie Générale  
Oto-Rhino-Laryngologie  
Gynécologie Obstétrique  
Médecine Préventive, Santé Publique et Hygiène  
Cardiologie  
Urologie  
Ophtalmologie  
Radiothérapie  
Ophtalmologie  
Génétique  
Réanimation Médicale

### **Décembre 1996**

Pr. AMIL Touriya\*  
Pr. BELKACEM Rachid  
Pr. BOULANOUAR Abdelkrim  
Pr. EL ALAMI EL FARICHA EL Hassan  
Pr. GAOUZI Ahmed  
Pr. MAHFOUDI M'barek\*

Radiologie  
Chirurgie Pédiatrie  
Ophtalmologie  
Chirurgie Générale  
Pédiatrie  
Radiologie

Pr. MOHAMMADINE EL Hamid  
Pr. MOHAMMADI Mohamed  
Pr. MOULINE Soumaya  
Pr. OUADGHIRI Mohamed  
Pr. OUZEDDOUN Naima  
Pr. ZBIR EL Mehdi\*

Chirurgie Générale  
Médecine Interne  
Pneumo-phtisiologie  
Traumatologie-Orthopédie  
Néphrologie  
Cardiologie

### **Novembre 1997**

Pr. ALAMI Mohamed Hassan  
Pr. BEN AMAR Abdesselem  
Pr. BEN SLIMANE Lounis  
Pr. BIROUK Nazha  
Pr. CHAOUIR Souad\*  
Pr. DERRAZ Saïd  
Pr. ERREIMI Naima  
Pr. FELLAT Nadia  
Pr. GUEDDARI Fatima Zohra  
Pr. HAIMEUR Charki\*  
Pr. KADDOURI Nouredine  
Pr. KOUTANI Abdellatif  
Pr. LAHLOU Mohamed Khalid  
Pr. MAHRAOUI CHAFIQ  
Pr. NAZI M'barek\*  
Pr. OUAHABI Hamid\*  
Pr. TAOUFIQ Jallal  
Pr. YOUSFI MALKI Mounia

Gynécologie-Obstétrique  
Chirurgie Générale  
Urologie  
Neurologie  
Radiologie  
Neurochirurgie  
Pédiatrie  
Cardiologie  
Radiologie  
Anesthésie Réanimation  
Chirurgie Pédiatrique  
Urologie  
Chirurgie Générale  
Pédiatrie  
Cardiologie  
Neurologie  
Psychiatrie  
Gynécologie Obstétrique

### **Novembre 1998**

Pr. AFIFI RAJAA  
Pr. BENOMAR ALI  
Pr. BOUGTAB Abdesslam  
Pr. ER RIHANI Hassan  
Pr. EZZAITOUNI Fatima  
Pr. LAZRAK Khalid \*

Gastro-Entérologie  
Neurologie  
Chirurgie Générale  
Oncologie Médicale  
Néphrologie  
Traumatologie Orthopédie

Pr. BENKIRANE Majid\*  
Pr. KHATOURI ALI\*  
Pr. LABRAIMI Ahmed\*

Hématologie  
Cardiologie  
Anatomie Pathologique

### **Janvier 2000**

Pr. ABID Ahmed\*  
Pr. AIT OUMAR Hassan  
Pr. BENCHERIF My Zahid  
Pr. BENJELLOUN Dakhama Badr.Sououd

Pneumophtisiologie  
Pédiatrie  
Ophtalmologie  
Pédiatrie

Pr. BOURKADI Jamal-Eddine  
Pr. CHAOUI Zineb  
Pr. CHARIF CHEFCHAOUNI Al Montacer  
Pr. ECHARRAB El Mahjoub  
Pr. EL FTOUH Mustapha  
Pr. EL MOSTARCHID Brahim\*  
Pr. EL OTMANY Azzedine  
Pr. HAMMANI Lahcen  
Pr. ISMAILI Mohamed Hatim  
Pr. ISMAILI Hassane\*  
Pr. KRAMI Hayat Ennoufouss  
Pr. MAHMOUDI Abdelkrim\*  
Pr. TACHINANTE Rajae  
Pr. TAZI MEZALEK Zoubida

Pneumo-phtisiologie  
Ophtalmologie  
Chirurgie Générale  
Chirurgie Générale  
Pneumo-phtisiologie  
Neurochirurgie  
Chirurgie Générale  
Radiologie  
Anesthésie-Réanimation  
Traumatologie Orthopédie  
Gastro-Entérologie  
Anesthésie-Réanimation  
Anesthésie-Réanimation  
Médecine Interne

### **Novembre 2000**

Pr. AIDI Saadia  
Pr. AIT OURHROUI Mohamed  
Pr. AJANA Fatima Zohra  
Pr. BENAMR Said  
Pr. BENCHEKROUN Nabihha  
Pr. CHERTI Mohammed  
Pr. ECH-CHERIF EL KETTANI Selma  
Pr. EL HASSANI Amine  
Pr. EL IDGHIRI Hassan  
Pr. EL KHADER Khalid  
Pr. EL MAGHRAOUI Abdellah\*  
Pr. GHARBI Mohamed El Hassan  
Pr. HSSAIDA Rachid\*  
Pr. LAHLOU Abdou  
Pr. MAFTAH Mohamed\*  
Pr. MAHASSINI Najat  
Pr. MDAGHRI ALAOUI Asmae  
Pr. NASSIH Mohamed\*  
Pr. ROUIMI Abdelhadi

Neurologie  
Dermatologie  
Gastro-Entérologie  
Chirurgie Générale  
Ophtalmologie  
Cardiologie  
Anesthésie-Réanimation  
Pédiatrie  
Oto-Rhino-Laryngologie  
Urologie  
Rhumatologie  
Endocrinologie et Maladies Métaboliques  
Anesthésie-Réanimation  
Traumatologie Orthopédie  
Neurochirurgie  
Anatomie Pathologique  
Pédiatrie  
Stomatologie Et Chirurgie Maxillo-Faciale  
Neurologie

### **Décembre 2001**

Pr. ABABOU Adil  
Pr. BALKHI Hicham\*  
Pr. BELMEKKI Mohammed  
Pr. BENABDELJLIL Maria  
Pr. BENAMAR Loubna  
Pr. BENAMOR Jouda  
Pr. BENELBARHDADI Imane

Anesthésie-Réanimation  
Anesthésie-Réanimation  
Ophtalmologie  
Neurologie  
Néphrologie  
Pneumo-phtisiologie  
Gastro-Entérologie

Pr. BENNANI Rajae  
 Pr. BENOUACHANE Thami  
 Pr. BENYOUSSEF Khalil  
 Pr. BERRADA Rachid  
 Pr. BEZZA Ahmed\*  
 Pr. BOUCHIKHI IDRISSE Med Larbi  
 Pr. BOUHOUCHE Rachida  
 Pr. BOUMDIN El Hassane\*  
 Pr. CHAT Latifa  
 Pr. CHELLAOUI Mounia  
 Pr. DAALI Mustapha\*  
 Pr. DRISSE Sidi Mourad\*  
 Pr. EL HIJRI Ahmed  
 Pr. EL MAAQILI Moulay Rachid  
 Pr. EL MADHI Tarik  
 Pr. EL MOUSSAIF Hamid  
 Pr. EL OUNANI Mohamed  
 Pr. ETTAIR Said  
 Pr. GAZZAZ Miloudi\*  
 Pr. GOURINDA Hassan  
 Pr. HRORA Abdelmalek  
 Pr. KABBAJ Saad  
 Pr. KABIRI EL Hassane\*  
 Pr. LAMRANI Moulay Omar  
 Pr. LEKEHAL Brahim  
 Pr. MAHASSIN Fattouma\*  
 Pr. MEDARHRI Jalil  
 Pr. MIKDAME Mohammed\*  
 Pr. MOHSINE Raouf  
 Pr. NOUINI Yassine  
 Pr. SABBAH Farid  
 Pr. SEFIANI Yasser  
 Pr. TAOUFIQ BENCHEKROUN Soumia

Cardiologie  
 Pédiatrie  
 Dermatologie  
 Gynécologie Obstétrique  
 Rhumatologie  
 Anatomie  
 Cardiologie  
 Radiologie  
 Radiologie  
 Radiologie  
 Chirurgie Générale  
 Radiologie  
 Anesthésie-Réanimation  
 Neuro-Chirurgie  
 Chirurgie-Pédiatrique  
 Ophtalmologie  
 Chirurgie Générale  
 Pédiatrie  
 Neuro-Chirurgie  
 Chirurgie-Pédiatrique  
 Chirurgie Générale  
 Anesthésie-Réanimation  
 Chirurgie Thoracique  
 Traumatologie Orthopédie  
 Chirurgie Vasculaire Périphérique  
 Médecine Interne  
 Chirurgie Générale  
 Hématologie Clinique  
 Chirurgie Générale  
 Urologie  
 Chirurgie Générale  
 Chirurgie Vasculaire Périphérique  
 Pédiatrie

### **Décembre 2002**

Pr. AL BOUZIDI Abderrahmane\*  
 Pr. AMEUR Ahmed \*  
 Pr. AMRI Rachida  
 Pr. AOURLARH Aziz\*  
 Pr. BAMOU Youssef \*  
 Pr. BELMEJDOUB Ghizlene\*  
 Pr. BENZEKRI Laila  
 Pr. BENZZOUBEIR Nadia\*  
 Pr. BERNOUSSI Zakiya

Anatomie Pathologique  
 Urologie  
 Cardiologie  
 Gastro-Entérologie  
 Biochimie-Chimie  
 Endocrinologie et Maladies Métaboliques  
 Dermatologie  
 Gastro-Entérologie  
 Anatomie Pathologique

Pr. BICHRA Mohamed Zakariya  
Pr. CHOHO Abdelkrim \*  
Pr. CHKIRATE Bouchra  
Pr. EL ALAMI EL FELLOUS Sidi Zouhair  
Pr. EL BARNOUSSI Leila  
Pr. EL HAOURI Mohamed \*  
Pr. EL MANSARI Omar\*  
Pr. ES-SADEL Abdelhamid  
Pr. FILALI ADIB Abdelhai  
Pr. HADDOUR Leila  
Pr. HAJJI Zakia  
Pr. IKEN Ali  
Pr. ISMAEL Farid  
Pr. JAAFAR Abdeloihab\*  
Pr. KRIOUILE Yamina  
Pr. LAGHMARI Mina  
Pr. MABROUK Hfid\*  
Pr. MOUSSAOUI RAHALI Driss\*  
Pr. MOUSTAGHFIR Abdelhamid\*  
Pr. NAITLHO Abdelhamid\*  
Pr. OUJILAL Abdelilah  
Pr. RACHID Khalid \*  
Pr. RAISS Mohamed  
Pr. RGUIBI IDRISSE Sidi Mustapha\*  
Pr. RHOU Hakima  
Pr. SIAH Samir \*  
Pr. THIMOU Amal  
Pr. ZENTAR Aziz\*

### **Janvier 2004**

Pr. ABDELLAH El Hassan  
Pr. AMRANI Mariam  
Pr. BENBOUZID Mohammed Anas  
Pr. BENKIRANE Ahmed\*  
Pr. BOUGHALEM Mohamed\*  
Pr. BOULAADAS Malik  
Pr. BOURAZZA Ahmed\*  
Pr. CHAGAR Belkacem\*  
Pr. CHERRADI Nadia  
Pr. EL FENNI Jamal\*  
Pr. EL HANCHI ZAKI  
Pr. EL KHORASSANI Mohamed  
Pr. EL YOUNASSI Badreddine\*  
Pr. HACHI Hafid

Psychiatrie  
Chirurgie Générale  
Pédiatrie  
Chirurgie Pédiatrique  
Gynécologie Obstétrique  
Dermatologie  
Chirurgie Générale  
Chirurgie Générale  
Gynécologie Obstétrique  
Cardiologie  
Ophtalmologie  
Urologie  
Traumatologie Orthopédie  
Traumatologie Orthopédie  
Pédiatrie  
Ophtalmologie  
Traumatologie Orthopédie  
Gynécologie Obstétrique  
Cardiologie  
Médecine Interne  
Oto-Rhino-Laryngologie  
Traumatologie Orthopédie  
Chirurgie Générale  
Pneumophtisiologie  
Néphrologie  
Anesthésie Réanimation  
Pédiatrie  
Chirurgie Générale

Ophtalmologie  
Anatomie Pathologique  
Oto-Rhino-Laryngologie  
Gastro-Entérologie  
Anesthésie Réanimation  
Stomatologie et Chirurgie Maxillo-faciale  
Neurologie  
Traumatologie Orthopédie  
Anatomie Pathologique  
Radiologie  
Gynécologie Obstétrique  
Pédiatrie  
Cardiologie  
Chirurgie Générale

Pr. JABOUIRIK Fatima  
Pr. KARMANE Abdelouahed  
Pr. KHABOUZE Samira  
Pr. KHARMAZ Mohamed  
Pr. LEZREK Mohammed\*  
Pr. MOUGHIL Said  
Pr. SASSENOU ISMAIL\*  
Pr. TARIB Abdelilah\*  
Pr. TIJAMI Fouad  
Pr. ZARZUR Jamila

Pédiatrie  
Ophtalmologie  
Gynécologie Obstétrique  
Traumatologie Orthopédie  
Urologie  
Chirurgie Cardio-Vasculaire  
Gastro-Entérologie  
Pharmacie Clinique  
Chirurgie Générale  
Cardiologie

### **Janvier 2005**

Pr. ABBASSI Abdellah  
Pr. AL KANDRY Sif Eddine\*  
Pr. ALAOUI Ahmed Essaid  
Pr. ALLALI Fadoua  
Pr. AMAZOUZI Abdellah  
Pr. AZIZ Nouredine\*  
Pr. BAHIRI Rachid  
Pr. BARKAT Amina  
Pr. BENHALIMA Hanane  
Pr. BENHARBIT Mohamed  
Pr. BENYASS Aatif  
Pr. BERNOUSSI Abdelghani  
Pr. CHARIF CHEFCHAOUNI Mohamed  
Pr. DOUDOUH Abderrahim\*  
Pr. EL HAMZAOUI Sakina  
Pr. HAJJI Leila  
Pr. HESSISSEN Leila  
Pr. JIDAL Mohamed\*  
Pr. KARIM Abdelouahed  
Pr. KENDOSSI Mohamed\*  
Pr. LAAROUSSI Mohamed  
Pr. LYAGOUBI Mohammed  
Pr. NIAMANE Radouane\*  
Pr. RAGALA Abdelhak  
Pr. SBIHI Souad  
Pr. TNACHERI OUAZZANI Btissam  
Pr. ZERAIDI Najia

Chirurgie Réparatrice et Plastique  
Chirurgie Générale  
Microbiologie  
Rhumatologie  
Ophtalmologie  
Radiologie  
Rhumatologie  
Pédiatrie  
Stomatologie et Chirurgie Maxillo Faciale  
Ophtalmologie  
Cardiologie  
Ophtalmologie  
Ophtalmologie  
Biophysique  
Microbiologie  
Cardiologie  
Pédiatrie  
Radiologie  
Ophtalmologie  
Cardiologie  
Chirurgie Cardio-vasculaire  
Parasitologie  
Rhumatologie  
Gynécologie Obstétrique  
Histo-Embryologie Cytogénétique  
Ophtalmologie  
Gynécologie Obstétrique

## **Décembre 2005**

Pr. CHANI Mohamed

Anesthésie Réanimation

## **Avril 2006**

Pr. ACHEMLAL Lahsen\*  
Pr. AKJOUJ Said\*  
Pr. BELMEKKI Abdelkader\*  
Pr. BENCHEIKH Razika  
Pr. BIYI Abdelhamid\*  
Pr. BOUHAFS Mohamed El Amine  
Pr. BOULAHYA Abdellatif\*  
Pr. CHENGUETI ANSARI Anas  
Pr. DOGHMI Nawal  
Pr. ESSAMRI Wafaa  
Pr. FELLAT Ibtissam  
Pr. FAROUDY Mamoun  
Pr. GHADOUANE Mohammed\*  
Pr. HARMOUCHE Hicham  
Pr. HANAFI Sidi Mohamed\*  
Pr. IDRIS LAHLOU Amin  
Pr. JROUNDI Laila  
Pr. KARMOUNI Tariq  
Pr. KILI Amina  
Pr. KISRA Hassan  
Pr. KISRA Mounir  
Pr. LAATIRIS Abdelkader\*  
Pr. LMIMOUNI Badreddine\*  
Pr. MANSOURI Hamid\*  
Pr. OUANASS Abderrazzak  
Pr. SAFI Soumaya\*  
Pr. SEKKAT Fatima Zahra  
Pr. SOUALHI Mouna  
Pr. TELLAL Saida\*  
Pr. ZAHRAOUI Rachida

Rhumatologie  
Radiologie  
Hématologie  
O.R.L  
Biophysique  
Chirurgie - Pédiatrique  
Chirurgie Cardio – Vasculaire  
Gynécologie Obstétrique  
Cardiologie  
Gastro-entérologie  
Cardiologie  
Anesthésie Réanimation  
Urologie  
Médecine Interne  
Anesthésie Réanimation  
Microbiologie  
Radiologie  
Urologie  
Pédiatrie  
Psychiatrie  
Chirurgie – Pédiatrique  
Pharmacie Galénique  
Parasitologie  
Radiothérapie  
Psychiatrie  
Endocrinologie  
Psychiatrie  
Pneumo – Phtisiologie  
Biochimie  
Pneumo – Phtisiologie

## **Octobre 2007**

Pr. ABIDI Khalid  
Pr. ACHACHI Leila  
Pr. ACHOUR Abdessamad\*  
Pr. AIT HOUSSA Mahdi\*  
Pr. AMHAJJI Larbi\*  
Pr. AMMAR Haddou  
Pr. AOUI Sarra  
Pr. BAITE Abdelouahed\*  
Pr. BALOUCH Lhousaine\*

Réanimation médicale  
Pneumo phtisiologie  
Chirurgie générale  
Chirurgie cardio vasculaire  
Traumatologie orthopédie  
ORL  
Parasitologie  
Anesthésie réanimation  
Biochimie-chimie

Pr. BENZIANE Hamid\*  
Pr. BOUTIMZIANE Nourdine  
Pr. CHARKAOUI Naoual\*  
Pr. EHIRCHIOU Abdelkader\*  
Pr. ELABSI Mohamed  
Pr. EL BEKKALI Youssef\*  
Pr. EL MOUSSAOUI Rachid  
Pr. EL OMARI Fatima  
Pr. GANA Rachid  
Pr. GHARIB Nouredine  
Pr. HADADI Khalid\*  
Pr. ICHOU Mohamed\*  
Pr. ISMAILI Nadia  
Pr. KEBDANI Tayeb  
Pr. LALAOUI SALIM Jaafar\*  
Pr. LOUZI Lhoussain\*  
Pr. MADANI Naoufel  
Pr. MAHI Mohamed\*  
Pr. MARC Karima  
Pr. MASRAR Azlarab  
Pr. MOUSSAOUI Abdelmajid  
Pr. MOUTAJ Redouane \*  
Pr. MRABET Mustapha\*  
Pr. MRANI Saad\*  
Pr. OUZZIF Ez zohra\*  
Pr. RABHI Monsef\*  
Pr. RADOUANE Bouchaib\*  
Pr. SEFFAR Myriame  
Pr. SEKHSOKH Yessine\*  
Pr. SIFAT Hassan\*  
Pr. TABERKANET Mustafa\*  
Pr. TACHFOUTI Samira  
Pr. TAJDINE Mohammed Tariq\*  
Pr. TANANE Mansour\*  
Pr. TLIGUI Houssain  
Pr. TOUATI Zakia

### **Décembre 2008**

Pr ZOUBIR Mohamed\*  
Pr TAHIRI My El Hassan\*

Pharmacie clinique  
Ophtalmologie  
Pharmacie galénique  
Chirurgie générale  
Chirurgie générale  
Chirurgie cardio vasculaire  
Anesthésie réanimation  
Psychiatrie  
Neuro chirurgie  
Chirurgie plastique et réparatrice  
Radiothérapie  
Oncologie médicale  
Dermatologie  
Radiothérapie  
Anesthésie réanimation  
Microbiologie  
Réanimation médicale  
Radiologie  
Pneumo phtisiologie  
Hématologie  
Anesthésier réanimation  
Parasitologie  
Médecine préventive santé publique et hygiène  
Virologie  
Biochimie-chimie  
Médecine interne  
Radiologie  
Microbiologie  
Microbiologie  
Radiothérapie  
Chirurgie vasculaire périphérique  
Ophtalmologie  
Chirurgie générale  
Traumatologie orthopédie  
Parasitologie  
Cardiologie

Anesthésie Réanimation  
Chirurgie Générale

**PROFESSEURS AGREGES :**  
**Mars 2009**

Pr. ABOUZAHIR Ali*	Médecine interne
Pr. AGDR Aomar*	Pédiatre
Pr. AIT ALI Abdelmounaim*	Chirurgie Générale
Pr. AIT BENHADDOU El hachmia	Neurologie
Pr. AKHADDAR Ali*	Neuro-chirurgie
Pr. ALLALI Nazik	Radiologie
Pr. AMAHZOUNE Brahim*	Chirurgie Cardio-vasculaire
Pr. AMINE Bouchra	Rhumatologie
Pr. AZENDOUR Hicham*	Anesthésie Réanimation
Pr. BELYAMANI Lahcen*	Anesthésie Réanimation
Pr. BJIJOU Younes	Anatomie
Pr. BOUHSAIN Sanae*	Biochimie-chimie
Pr. BOUI Mohammed*	Dermatologie
Pr. BOUNAIM Ahmed*	Chirurgie Générale
Pr. BOUSSOUGA Mostapha*	Traumatologie orthopédique
Pr. CHAKOUR Mohammed *	Hématologie biologique
Pr. CHTATA Hassan Toufik*	Chirurgie vasculaire périphérique
Pr. DOGHMI Kamal*	Hématologie clinique
Pr. EL MALKI Hadj Omar	Chirurgie Générale
Pr. EL OUENNASS Mostapha*	Microbiologie
Pr. ENNIBI Khalid*	Médecine interne
Pr. FATHI Khalid	Gynécologie obstétrique
Pr. HASSIKOU Hasna *	Rhumatologie
Pr. KABBAJ Nawal	Gastro-entérologie
Pr. KABIRI Meryem	Pédiatrie
Pr. KADI Said *	Traumatologie orthopédique
Pr. KARBOUBI Lamya	Pédiatrie
Pr. L'KASSIMI Hachemi*	Microbiologie
Pr. LAMSAOURI Jamal*	Chimie Thérapeutique
Pr. MARMADE Lahcen	Chirurgie Cardio-vasculaire
Pr. MESKINI Toufik	Pédiatrie
Pr. MESSAOUDI Nezha *	Hématologie biologique
Pr. MSSROURI Rahal	Chirurgie Générale
Pr. NASSAR Ittimade	Radiologie
Pr. OUKERRAJ Latifa	Cardiologie
Pr. RHORFI Ismail Abderrahmani *	Pneumo-phtisiologie
Pr. ZOUHAIR Said*	Microbiologie

### **Octobre 2010**

Pr. ALILOU Mustapha  
Pr. AMEZIANE Taoufiq\*  
Pr. BELAGUID Abdelaziz  
Pr. BOUAITY Brahim\*  
Pr. CHADLI Mariama\*  
Pr. CHEMSI Mohamed\*  
Pr. CHERRADI Ghizlan  
Pr. DAMI Abdellah\*  
Pr. DARBI Abdellatif\*  
Pr. DENDANE Mohammed Anouar  
Pr. EL HAFIDI Naima  
Pr. EL KHARRAS Abdennasser\*  
Pr. EL MAZOUZ Samir  
Pr. EL SAYEGH Hachem  
Pr. ERRABIH Ikram  
Pr. LAMALMI Najat  
Pr. LEZREK Mounir  
Pr. MALIH Mohamed\*  
Pr. MOSADIK Ahlam  
Pr. MOUJAHID Mountassir\*  
Pr. NAZIH Mouna\*  
Pr. RAISSOUNI Zakaria\*  
Pr. ZOUAIDIA Fouad

Anesthésie réanimation  
Médecine interne  
Physiologie  
ORL  
Microbiologie  
Médecine aéronautique  
Cardiologie  
Biochimie chimie  
Radiologie  
Chirurgie pédiatrique  
Pédiatrie  
Radiologie  
Chirurgie plastique et réparatrice  
Urologie  
Gastro entérologie  
Anatomie pathologique  
Ophtalmologie  
Pédiatrie  
Anesthésie Réanimation  
Chirurgie générale  
Hématologie  
Traumatologie Orthopédie  
Anatomie pathologique

### **Mai 2012**

Pr. Abdelouahed AMRANI  
Pr. ABOUELALAA Khalil\*  
Pr. Ahmed JAHID  
Pr. BELAIZI Mohamed\*  
Pr. BENCHEBBA Drissi\*  
Pr. DRISSI Mohamed\*  
Pr. EL KHATTABI Abdessadek\*  
Pr. EL OUAZZANI Hanane\*  
Pr. MEHSSANI Jamal\*  
Pr. Mouna EL ALAOUI MHAMDI  
Pr. Mounir ER-RAJI  
Pr. RAISSOUNI Maha\*

Chirurgie Pédiatrique  
Anesthésie Réanimation  
Anatomie Pathologique  
Psychiatrie  
Traumatologie Orthopédique  
Anesthésie Réanimation  
Médecine Interne  
Pneumophtisiologie  
Psychiatrie  
Chirurgie Générale  
Chirurgie Pédiatrique  
Cardiologie

**ENSEIGNANTS SCIENTIFIQUES**  
***PROFESSEURS***

Pr. ABOUDRAR Saadia  
Pr. ALAMI OUHABI Naïma  
Pr. ALAOUI KATIM  
Pr. ALAOUI SLIMANI Lalla Naïma  
Pr. ANSAR M'hammed  
Pr. BOUHOUCHE Ahmed  
Pr. BOUKLOUZE Abdelaziz  
Pr. BOURJOUANE Mohamed  
Pr. CHAHED OUAZZANI Lalla Chadia  
Pr. DAKKA Taoufiq  
Pr. DRAOUI Mustapha  
Pr. EL GUESSABI Lahcen  
Pr. ETTAIB Abdelkader  
Pr. FAOUZI Moulay El Abbes  
Pr. HAMZAOUI Laila  
Pr. HMAMOUCHE Mohamed  
Pr. IBRAHIMI Azeddine  
Pr. KHANFRI Jamal Eddine  
Pr. OULAD BOUYAHYA IDRISSE Med  
Pr. REDHA Ahlam  
Pr. TOUATI Driss  
Pr. ZAHIDI Ahmed  
Pr. ZELLOU Amina

Physiologie  
Biochimie  
Pharmacologie  
Histologie-Embryologie  
Chimie Organique et Pharmacie Chimique  
Génétique Humaine  
Applications Pharmaceutiques  
Microbiologie  
Biochimie  
Physiologie  
Chimie Analytique  
Pharmacognosie  
Zootechnie  
Pharmacologie  
Biophysique  
Chimie Organique  
Biotechnologie  
Biologie  
Chimie Organique  
Biochimie  
Pharmacognosie  
Pharmacologie  
Chimie Organique

*Enseignants Militaires\**

*Mise à jour le 02/05/2013*

# DEDICACES

*Toutes mes pensées ne sauront trouver les mots qu'il  
faut...*

*Tous les mots ne sauraient exprimer la gratitude, l'amour,  
le respect, la reconnaissance*

*Aussi, c'est tout simplement que je dédie ce travail à...*



*A MON PAYS LE BURKINA FASO*

*Mon très cher faso, je promets de toujours te servir et de rester toujours intègre.*

*AU ROYAUME DU MAROC*

*Terre d'adoption, puisse Allah raffermir nos relations.*

*A SON EXCELLENCE BLAISE COMPAORE*

*Président du faso et Chef Suprême des Forces Armées Burkinabé.*

*Que Dieu l'accompagne et le protège.*

*A FEU SA MAJESTE LE ROI HASSAN II*

*Qu'Allah l'accueille dans sa sainte miséricorde.*

*A SA MAJESTE LE ROI MOHAMED VI*

*Chef suprême et Chef d'Etat Major Général des Forces Armées Royales.*

*Qu'Allah glorifie son règne et le préserve.*





### *A ma mère*

*Hadja Fatimata OUEDRAOGO* Quelque soit ce que je dirai rien ne pourra exprimer ce que je ressens au plus profond de mon cœur. Tu as toujours été là pour moi aussi bien physiquement, moralement, matériellement que spirituellement et ça je ne pourrai t'en remercier assez. Tu es pour moi, la meilleure. Tu as fait de moi l'Homme que je suis et j'en suis très fier. Qu'Allah t'accorde la santé, le bonheur et qu'il te comble de sa miséricorde.

### *A feu mon père*

*El hadj Doulaye OUEDRAGO* Voila de cela quelques années que tu nous as quitté, mais saches que tu es toujours dans mes pensées et que tes conseils guident chacun de mes pas. J'aurai voulu qu'on puisse vivre ces moments ensemble mais je sais que d'où tu es t'es fier de ton petit garçon. Je voudrais surtout te dire que je n'ai pas oublié ton dernier conseil: « Cheik, un jour tu seras médecin et la vie des gens dépendra de toi. Ne laisse pas l'appât du gain prendre le dessus sur toi ». Repose en paix et qu'Allah t'accueille auprès de lui et de son prophète.





### *A mes frères et sœurs*

*Awa, Mariam, Mohamed, Galiou, Ousmane, Sayouba, Abibata, Aminata, Ibrahim. Vous avez toujours été là pour me soutenir, me conseiller, me guider et surtout me défendre. Pour tout cela je vous remercie et vous souhaite à vous et à vos familles tout le bonheur du monde. Qu'Allah vous bénisse et vous guide.*

### *A ma femme*

*Pinda KABA que dire, sinon remercier Allah de t'avoir mis sur mon chemin. Tu m'as tant apporté, tu m'as rendu meilleur et surtout tu m'as comblé de bonheur. T'as toujours été là pour moi et t'as tout bravé pour moi et je t'en suis reconnaissant. T'es et resteras ma meilleure amie. Je te souhaite tout le meilleur du monde. Qu'Allah t'accorde sa miséricorde et te protège.*

*Merci d'avoir accepté de partager ta vie avec moi. Je t'aime.....*





*A mes neveux et nièces*

*Kadi, Abdoul Razack, Abdoul Nasser, Mohamed, Mouniratou, Zenatou, Mazida, Cheick Omar, Adine, Rachida, Anifa, Fadil, Walid, Kenza, Iris, J'espère être pour vous un grand-frère et un exemple. Qu'Allah vous donne santé, succès, bonheur et longévité.*



# *Remerciements*





*A notre Maître, Président et Rapporteur de thèse*

*Monsieur Abdeloïhab JAAFAR*

*Professeur de Traumatologie Orthopédie*

*Nous sommes très sensibles à l'honneur que vous nous faites en étant rapporteur et président du jury de notre thèse.*

*Votre culture scientifique, votre compétence, votre dynamisme et vos qualités humaines ont suscités en nous une grande admiration.*

*Vous êtes pour nous un exemple à suivre.*

*Veillez accepter, cher Maître, l'assurance de notre estime et de notre profond respect.*





*A notre maître et Juge de thèse*

*Monsieur Mansour TANANE*

*Professeur de Traumatologie Orthopédie*

*Nous sommes très sensibles à l'honneur que vous nous faites en acceptant avec spontanéité de juger notre modeste travail.*

*Votre bonté, votre modestie et votre compréhension ne peuvent que valoir l'estime et le respect de tous.*

*Veillez trouver ici, cher maître, le témoignage de nos sentiments respectueux et de notre grande admiration pour vos précieuses qualités humaines et professionnelles.*





*A notre maître et Juge de thèse*

*Monsieur Mostapha BOUSSOUÇA*

*Professeur de Traumatologie Orthopédie*

*Nous sommes très sensibles à l'honneur que vous nous faites en acceptant avec spontanéité de juger notre modeste travail.*

*Votre bonté, votre modestie et votre compréhension ne peuvent que valoir l'estime et le respect de tous.*

*Veillez trouver ici, cher maître, le témoignage de nos sentiments respectueux et de notre grande admiration pour vos précieuses qualités humaines et professionnelles.*





*A notre Maître et Juge de thèse*

*Monsieur Said AKJOUJ*

*Professeur de Radiologie.*

*Nous sommes très sensibles à l'honneur que vous nous faites en acceptant avec spontanéité de juger notre modeste travail.*

*Votre bonté, votre modestie et votre compréhension ne peuvent que valoir l'estime et le respect de tous.*

*Veillez trouver ici, cher maître, le témoignage de nos sentiments respectueux et de notre grande admiration pour vos précieuses qualités humaines et professionnelles.*



## **LISTE DES ABREVIATIONS**

<b>ACP</b>	: Angle Condylie Postérieur
<b>ATE</b>	: Axe Transépicondylien
<b>ATEa</b>	: Axe Transépicondylien anatomique
<b>ATEc</b>	: Axe Transépicondylien chirurgical
<b>AMPt</b>	: Axe Marginal Postérieur tibial
<b>AP</b>	: Axe Antéropostérieur
<b>AW</b>	: Angle de Whiteside
<b>BCPf</b>	: Axe Condylie Postérieur fémoral
<b>HKA</b>	: Hip Knee Ankle
<b>HMIMV</b>	: Hôpital Militaire d'Instruction Mohammed V
<b>IKS</b>	: International Knee Society
<b>LCA</b>	: Ligament Croisé Antérieur
<b>LCP</b>	: Ligament Croisé Postérieur
<b>LW</b>	: Ligne de Whiteside
<b>PAPL</b>	: Point d'Angle Postéro-Latéral
<b>PAPM</b>	: Point d'Angle Postéro-Médial
<b>PTG</b>	: Prothèse Totale du Genou
<b>SOFCOT</b>	: Société Française de Chirurgie Orthopédique et traumatologique
<b>TCP</b>	: Ligne Tangente des Condyles Postérieurs
<b>TDM</b>	: Tomodensitométrie

**TEDF** : Torsion Epiphysaire Distale du Fémur  
**TTA** : Tubérosité Tibiale Antérieure  
**SFGH** : Société Française du Genou et de la Hanche

## **LISTE DES FIGURES**

**Figure 1 :** Radiographie de face des genoux prothétiques.

**Figure 2 :** TDM montrant les différents angles de rotation des pièces prothétiques.

**Figure 3 :** TDM montrant les différents angles de rotation des pièces prothétiques.

**Figure 4 :** TDM montrant les différents angles de rotation des pièces prothétiques.

**Figure 5 :** Schéma montrant une vue de face du genou.

**Figure 6 :** Schéma montrant les rayons de courbure des condyles fémoraux.

**Figure 7 :** Représentation arthrocinétique de l'articulation fémoro-tibiale.

**Figure 8 :** Mouvement de flexion de l'articulation fémoro-tibiale.

**Figure 9 :** Décoaptation latérale en flexion d'une PTG.

**Figure 10 :** Image fluoroscopique du genou prothétique.

**Figure 11 :** Prothèse charnière du genou.

**Figure 12 :** Prothèse tricompartmentale du genou.

**Figure 13 :** Pangenogramme.

**Figure 14 :** Axes de référence de la rotation de la pièce fémorale.

**Figure 15 :** Axe fémoral transverse

**Figure 16 :** Différents axes de la pièce tibiale.

**Figure 17 :** TDM du genou montrant l'ACP.

**Figure 18 :** TDM du genou montrant l'angle AMPt ptg/ ATE.

**Figure 19 :** TDM du genou montrant l'angle AMPt ptg/ AMPt natif.

**Figure 20 :** TDM du genou montrant l'angle BCPf ptg/ AMPt ptg.

## **LISTE DES TABLEAUX**

**Tableau I :** description de la population étudiée.

**Tableau II:** Résultats des différents angles mesurés à la TDM.

**Tableau III :** Moyenne d'âge des différentes séries.

**Tableau IV:** Répartition selon le sexe des différentes séries.

**Tableau V :** HKA moyen des différentes séries.

**Tableau VI :** ACP des différentes séries avec technique de mise sous tension.

**Tableau VII :** ACP des différentes séries avec ATE comme repère.

**Tableau VIII :** ACP des différentes séries avec chirurgie naviguée.

**Tableau IX :** Différents angles de rotation de la pièce tibiale.

## **LISTE DES GRAPHIQUES**

**Graphique 1** : Répartition des patients selon l'âge.

**Graphique 2** : Répartition des patients selon le sexe.

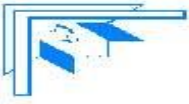
**Graphique 3** : Répartition des patients selon le score IKS préopératoire.

**Graphique 4** : Répartition des patients selon le score IKS postopératoire.

**Graphique 5** : Répartition des patients selon l'HKA préopératoire.

**Graphique 6** : Répartition des patients selon l'HKA postopératoire.

**Graphique 7** : Répartition des patients selon l'implant utilisé.



# *Sommaire*

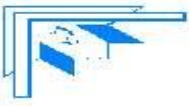


<b>Introduction</b> .....	1
<b>Matériels et méthodes</b> .....	3
1 Matériels.....	4
1.1 Type et période d'étude .....	4
1.2 Critères d'inclusion .....	4
1.3 Critères d'exclusion .....	4
2 Méthodes d'étude .....	5
2.1 Fiche d'exploitation : Voir annexes 1 et 2.....	5
2.2 Examens radiologiques .....	5
3 Analyse statistique .....	6
<b>Résultats</b> .....	7
1 Description de la population étudiée .....	8
2 Aspects épidémiologiques .....	10
2.1 Age .....	10
2.2 Sexe .....	11
2.3 Indication .....	11
3 Evaluation clinique pré et postopératoire .....	12
3.1 Score IKS préopératoire .....	12
3.2 Score IKS postopératoire .....	13
4 Evaluation radiologique pré et postopératoire .....	14

4.1 HKA préopératoire .....	14
4.2 HKA postopératoire .....	15
4.3 Radiographie simple du genou prothétique .....	16
5 Données thérapeutiques .....	17
5.1 Implants utilisés .....	17
5.2 Technique chirurgicale .....	17
6 Evaluation rotation des implants à la TDM .....	18
6.1 L'ACP prothétique .....	22
6.2 L'angle entre ATE et AMPt ptg .....	22
6.3 L'angle entre l'AMPt ptg et l'AMPt natif .....	22
6.4 L'angle entre le BCPf ptg et l'AMPt ptg .....	22
<b>Discussion</b> .....	23
1 Généralités .....	24
1.1 Rappels anatomiques du genou .....	24
1.1.1 L'extrémité distale du fémur .....	24
1.1.2 La face postérieure de la patella .....	25
1.1.3 L'extrémité supérieure du tibia .....	25
1.1.4 Les ménisques .....	26
1.2 Biomécanique du genou normal .....	27
1.2.1 L'articulation fémoro-tibiale .....	29
1.2.2 L'articulation fémoro-patellaire .....	32

1.2.3 La stabilité passive .....	33
1.2.4 La stabilité active .....	34
1.2.5 Les contraintes .....	35
1.3 Biomécanique du genou prothétique .....	36
1.4 Historique et évolution des concepts des PTG.....	40
1.4.1 Les prothèses charnières .....	40
1.4.2 Les prothèses tricompartmentales .....	41
1.4.3 Matériaux utilisés .....	42
2 Les troubles de rotation des pièces prothétiques .....	43
2.1 Définition et épidémiologie .....	43
2.2 Différents axes et repères .....	43
2.2.1 Sur le plan frontal et sagittal .....	44
2.2.2 Sur le plan axial .....	45
2.2.2.1 La pièce fémorale .....	45
2.2.2.2 La pièce tibiale .....	49
2.3 Physiopathologie .....	51
2.4 Diagnostic et évolution .....	53
3 Discussion .....	54
3.1 Epidémiologie .....	54
3.1.1 L'âge.....	54
3.1.2 Le sexe.....	55

3.2 Analyse radiologique .....	56
3.3 La rotation de la pièce fémorale .....	56
3.3.1 La technique de mise sous tension par rapport à la TCP .....	57
3.3.2 L'Axe Transépicondylien par rapport à la TCP .....	59
3.3.3 La Ligne de Whiteside par rapport à la TCP .....	60
3.3.4 L'ATEa par rapport à l'ATEc .....	61
3.3.5 Chirurgie assistée par ordinateur .....	62
3.4 La rotation de la pièce tibiale .....	63
<b>Conclusion</b> .....	68
<b>Résumé</b> .....	70
<b>Annexes</b> .....	74
<b>Bibliographie</b> .....	78



# *Introduction*



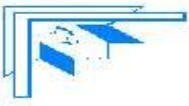
La prothèse totale du genou est devenue depuis les années 1985, le traitement de référence de la gonarthrose. Les progrès techniques et l'expérience acquise ont permis une amélioration continue des résultats de cette chirurgie. Néanmoins le succès à court et à long terme dépend du positionnement des différentes pièces prothétiques.

Le positionnement en rotation des pièces fémorale et tibiale constitue un des facteurs essentiels de l'arthroplastie du genou. Les troubles de rotation des pièces prothétiques du genou, définis comme tout défaut de positionnement dans le plan transversal, ont des conséquences majeures sur la cinématique fémoro-patellaire et fémoro-tibiale. Malgré l'évolution de la chirurgie prothétique du genou, les troubles de rotation demeurent une des causes d'échec de l'arthroplastie du genou aussi bien sur le plan fonctionnel que mécanique.

Plusieurs études anatomiques et chirurgicales ont permis de définir des repères permettant d'apprécier la torsion fémorale distale ainsi que le positionnement tibial, mais surtout le degré de rotation à donner aux différentes pièces prothétiques afin d'obtenir un bon alignement en rotation.

Le diagnostic des troubles de rotation des pièces dans l'arthroplastie est un diagnostic radiologique qui ne peut être fait que par la tomодensitométrie, qui permet de manière fiable, précise et reproductible la mesure des différents axes et angles de rotation.

Notre travail consiste à décrire les différents paramètres permettant de bien positionner les pièces prothétiques, d'en apprécier la rotation par une étude tomодensitométrique d'une série prospective et enfin de comparer nos résultats à ceux de la littérature.



# *Matériels et méthodes*



# **1 Matériels**

## **1.1 Type et période d'étude :**

Il s'agit d'une étude prospective statistique portant sur 31 cas de PTG colligés au service de chirurgie orthopédique I en collaboration avec le service de radiologie de l'Hôpital Militaire d'Instruction Mohammed V (HMIMV) de Rabat sur une période de deux ans allant de Janvier 2010 à Décembre 2012.

## **1.2 Critères d'inclusion :**

Patients ayant bénéficié :

- d'une prothèse totale du genou de 1<sup>ère</sup> intention
- d'un examen radiologique simple et d'un pangonogramme pré et postopératoires.
- d'une TDM post opératoire du genou opéré.

## **1.3 Critères d'exclusion :**

PTG à charnière.

PTG de reconstruction.

Reprise de PTG.

## **2 Méthodes d'étude :**

**2.1 Fiche d'exploitation : Voir annexes 1 et 2.**

**2.2 Examens radiologiques :**

**- Radiographie simple:**

Radiographie simple du genou prothétique de face et de profil en charge et une incidence fémoro-patellaire à 30°.

**- Pangenogramme :**

C'est la radiographie des membres inférieurs en appui bipodal prenant tout le membre inférieur, il peut être réalisé également en appui monopodal pour apprécier la laxité du genou. Il permet de mesurer l'axe du membre inférieur ainsi que les déformations.

**- Tomodensitométrie (TDM):**

Tous nos patients ont bénéficié d'un examen tomodensitométrique du genou opéré selon le protocole proposé par la Société Française de la Hanche et du Genou (**SFHG**) lors de la séance du congrès de la **SOFCOT** en 2007 [1] à la recherche d'une malposition des pièces prothétiques (voir annexe 3).

### **3 Analyse statistique :**

Les variables quantitatives ont été exprimées en moyenne  $\pm$  Ecart-type si leur distribution est gaussienne, dans le cas contraire, elles ont été exprimées en médiane [quartiles].

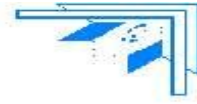
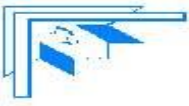
La normalité a été testée par le test de Kolmogorov-Smirnov.

Les variables qualitatives ont été exprimées en effectifs (pourcentage).

Les tests de comparaison statistique ont été adaptés selon la nature de la variable et sa distribution pour les variables quantitatives.

Le risque de 1<sup>ère</sup> espèce  $\alpha$  a été fixé à 5% pour un seuil de significativité  $p$  inférieur à 0,05.

L'analyse statistique des données a été réalisée par le logiciel SPSS 10.0



# *Résultats*



# 1 Description de la population étudiée :

Les principaux résultats de notre étude sont résumés dans le tableau ci-après :

**Tableau I : Description de la population étudiée**

Caractéristiques	Valeurs (N=31)
<b>Sujets inclus :</b>	31
<b>Age en année</b> (moyenne ± écart-type) :	63,06 ± 8,21
<b>Sexe</b> (effectifs et %) :	
Homme :	11 (35,5%)
Femme :	20 (64,5%)
<b>Axe du Genou</b> (effectifs et %) :	
Varum :	24 (77,4%)
Valgum :	7 (22,6%)
<b>Implants</b> (effectifs et %) :	
New wave :	10 (32,3%)
Nex Gen :	21 (67,7%)
<b>HKA</b> (moyenne ± écart-type) :	
Pre-opératoire :	174,03 ± 6,16
Post-opératoire :	178,38 ± 2,12
<b>IKSS: médiane</b> [quartiles]	
Pre-opératoire :	163 [148-170]
Post-opératoire :	189 [181-195]
<b>ACP ptg: médiane</b> [quartiles]	3,4° [3-4,2]
Normal :	7 (22,58%)
ACP entre 3 et 6° :	24 (77,42%)
<b>Angle ATE-AMPT ptg :</b>	3,1° [2,6°-3,7°]
Normal :	27 (87,09%)
Malrotation :	4 (12,91%)
<b>Angle AMPt ptg-AMPt natif :</b>	1,7° [1°-2,1°]
Normal :	23 (74,19%)
Malrotation :	8 (25,81%)
<b>Angle BCPf ptg-AMPt ptg:</b>	0,8° [0,6°-1,2°]
Normal :	31 (100%)
malrotation :	0 (0%)

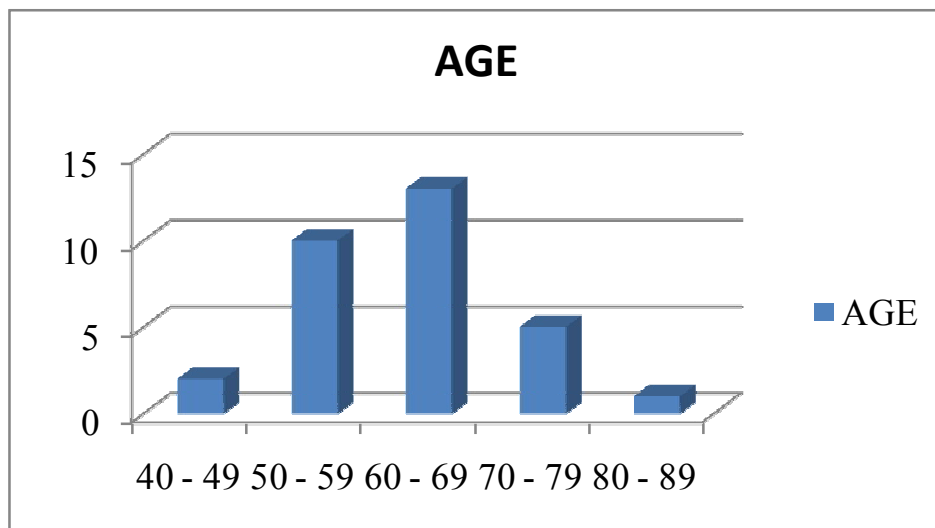
### **Les comparaisons :**

1. Il existe une différence statistiquement significative entre HKA préopératoire et postopératoire ainsi que l'IKSS préopératoire et postopératoire avec un seuil de significativité inférieur à 0,001.
2. Il n'existe pas de différence statistiquement significative de l'angle ACP-ptg selon le sexe avec un seuil de significativité de l'ordre 0,06.
3. L'axe du genou n'avait pas d'influence statistiquement significative sur l'angle ACP-ptg avec un  $p = 0,11$ , ni sur l'angle AMPt-ptg et AMPt-natif ni sur l'angle BCPf-ptg et AMPt-ptg.
4. Le sexe n'avait pas d'influence statistiquement significative sur l'angle ACP ptg ni sur l'angle AMPT-ptg et AMPT ni sur l'angle BCPf-ptg et AMPt-ptg.
5. Il n'y avait pas de corrélation entre ACP-ptg et AMPT-ptg. Il n'existe pas de corrélation statistiquement significative de l'angle ACP-ptg selon l'âge.

## 2 Aspects épidémiologiques :

### 2.1 Age :

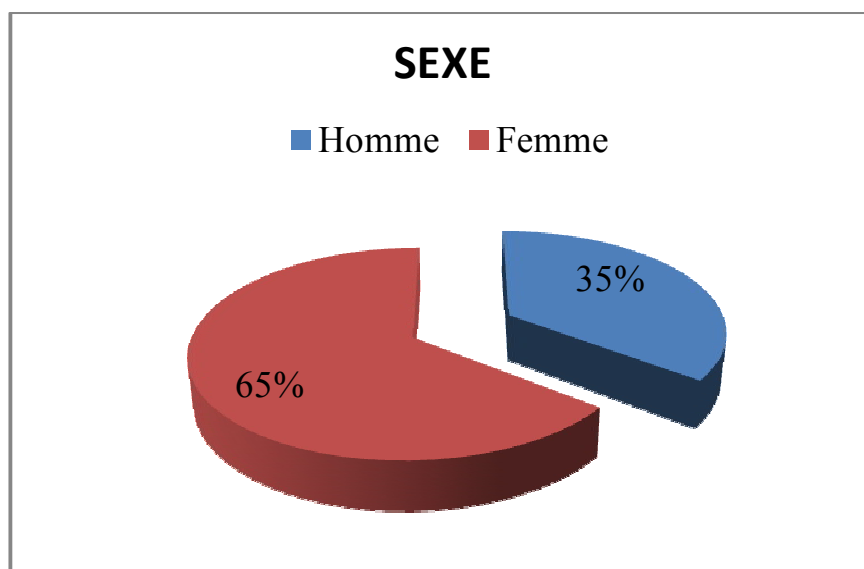
Dans notre série l'âge moyen des patients était de 63,06 ans avec des extrêmes de 49 et 81 ans. La tranche d'âge la plus représentée était entre 60 ans et 69ans (graphique 1).



**Graphique 1** : Schéma de la répartition des patients selon l'âge

## 2.2 Sexe :

Sur les 31 cas de notre étude la répartition selon de sexe était de 11 hommes et de 20 femmes soit 65% des cas avec un sexe ration de 0,55. (graphique 2)



**Graphique 2 :** Schéma de la répartition des patients selon le sexe

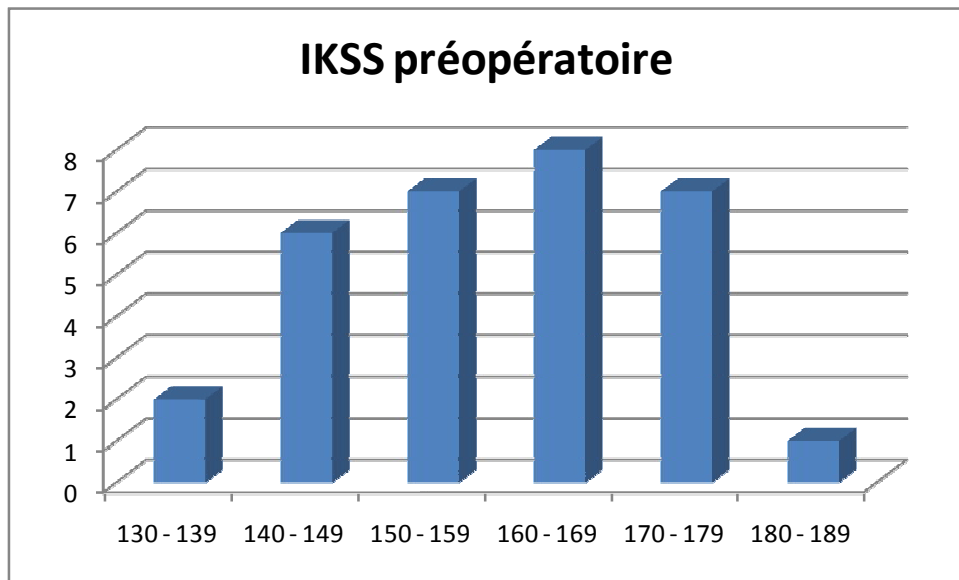
## 2.3 Indication :

L'arthroplastie totale du genou a été indiquée chez tous nos patients pour cause d'arthrose fémoro-tibiale primitive sur genu varum dans 24 cas soit 77,41%.

### 3 Evaluation clinique pré et postopératoire :

#### 3.1 Score IKS préopératoire :

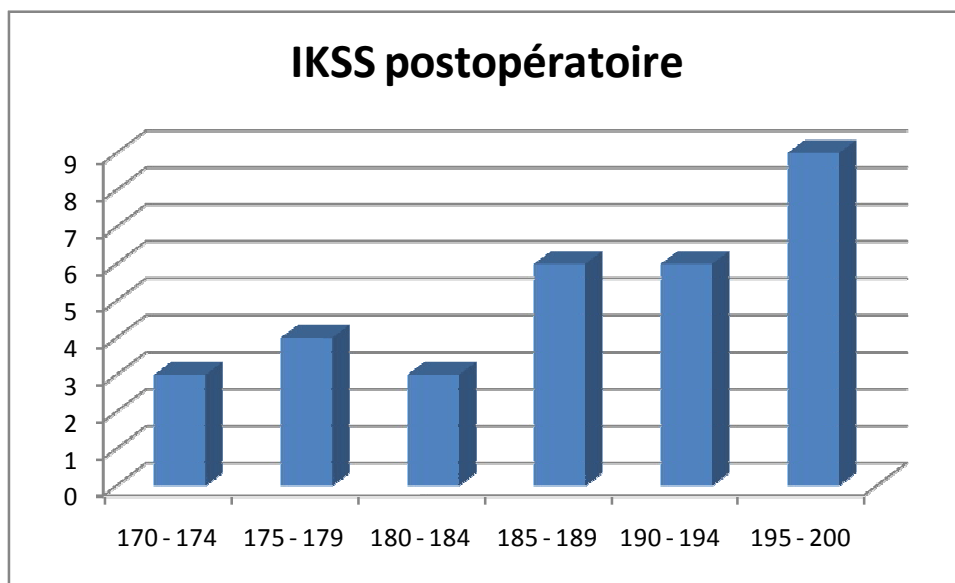
Le score **IKS** préopératoire de nos patients était de 163 [148 – 170] avec des extrêmes allant de 134 à 183 (graphique 3).



**Graphique 3 :** Schéma de la répartition selon le score IKS préopératoire

### 3.2 Score IKS postopératoire :

Le score **IKS** est passé à 189 [181 – 195] en postopératoire avec des extrêmes allant de 171 à 200 (graphique 4).

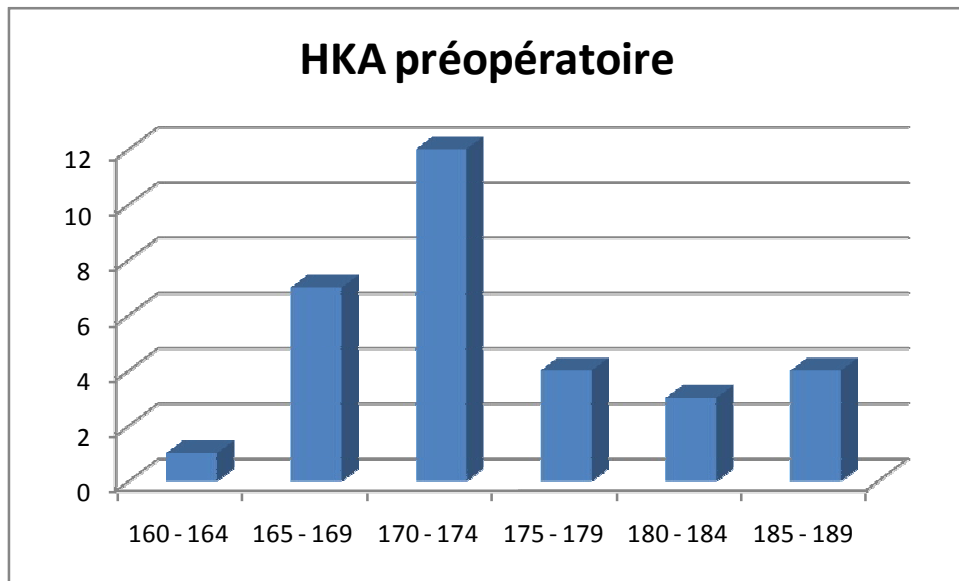


**Graphique 4** : Schéma de la répartition selon le score IKS postopératoire

## 4 Evaluation radiologique pré et postopératoire :

### 4.1 HKA préopératoire :

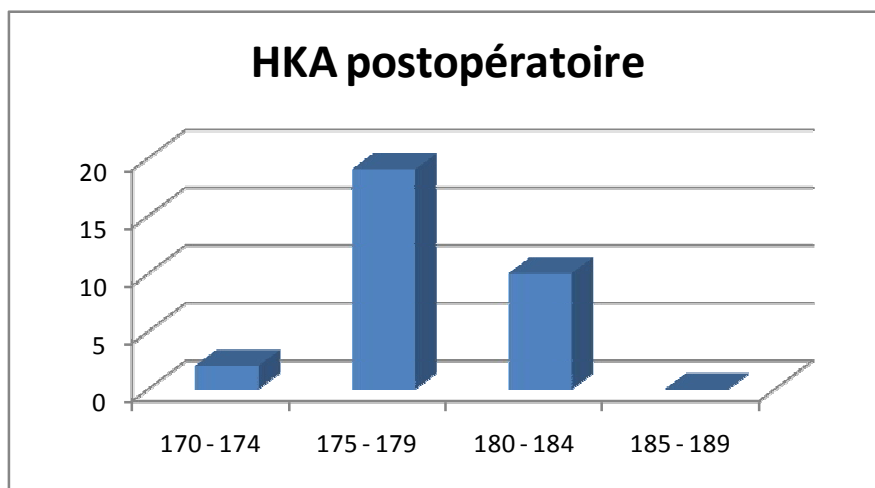
L'angle **HKA** était en moyenne de  $174,03 \pm 6,16^\circ$  en préopératoire (graphique 5).



**Graphique 5 :** Schéma de la répartition des patients selon l'HKA préopératoire

## 4.2 HKA postopératoire :

En postopératoire l'angle **HKA** est passé en moyenne à  $18,38 \pm 2,12^\circ$  (graphique 6).



**Graphique 6 :** Schéma de la répartition des patients selon l'HKA préopératoire

### 4.3 Radiographie simple du genou prothétique :



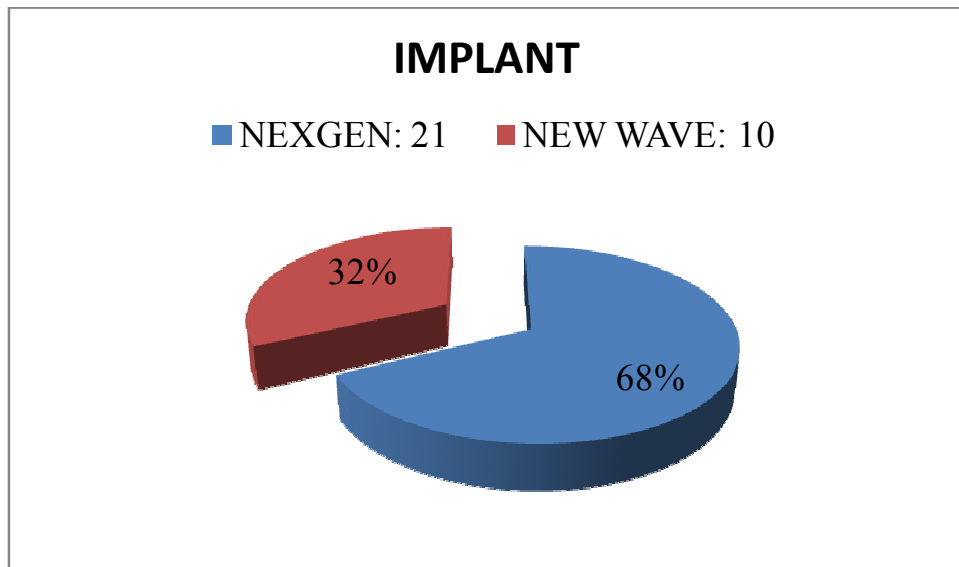
**Figure 1:** radiographie de face des genoux d'un patient porteur de PTG bilatérales [2]

Les radiographies de face et de profil ne révèlent pas d'encoche corticale antérieure (**Notch**), ni de signe de descellement septique ou aseptique par l'absence de liséré ciment-os, ni de signe d'infection osseuse par l'absence de réaction périostée et d'ostéolyse.

## 5 Données thérapeutiques :

### 5.1 Implants utilisés :

Les implants utilisés pour la pose de la **PTG** chez nos patients étaient de type **Nexgen** (21) du groupe **Zimmer** dans 68% et de type **New Wave** (10) du groupe **Lepine** dans 32% (graphique 7).



Graphique 7 : schéma de la répartition des différents implants

### 5.2 Technique chirurgicale :

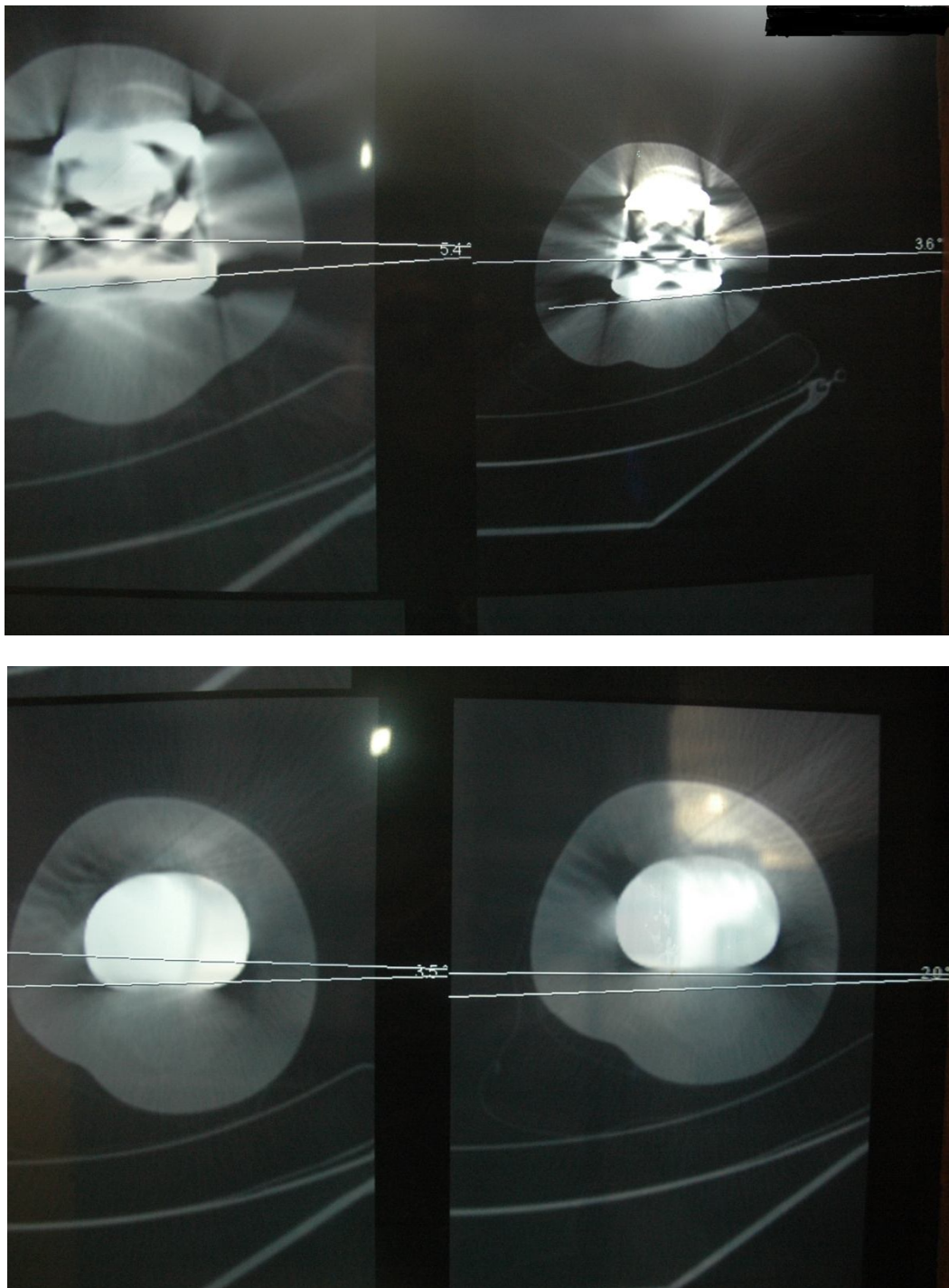
Tous nos patients ont bénéficié d'une chirurgie conventionnelle à l'aide d'un ancillaire à visée intramédullaire. La voie d'abord cutanée était médiane, avec arthrotomie parapatellaire médiale de **Langenbeck**. Les coupes osseuses ont été réalisées en « 5 en 1 » avec coupe fémorale distale 1<sup>ère</sup> en rotation externe systématique de 3° puis coupe tibiale en 2<sup>nd</sup> et enfin les coupes fémorales antérieure et postérieure. L'équilibrage ligamentaire est réalisé grâce à un « spacer », puis mise en place des implants définitifs après simulation avec les implants d'essai.

## 6 Evaluation rotation des implants à la TDM :

Tableau II : Résultats des différents angles mesurés à la TDM dans notre étude :

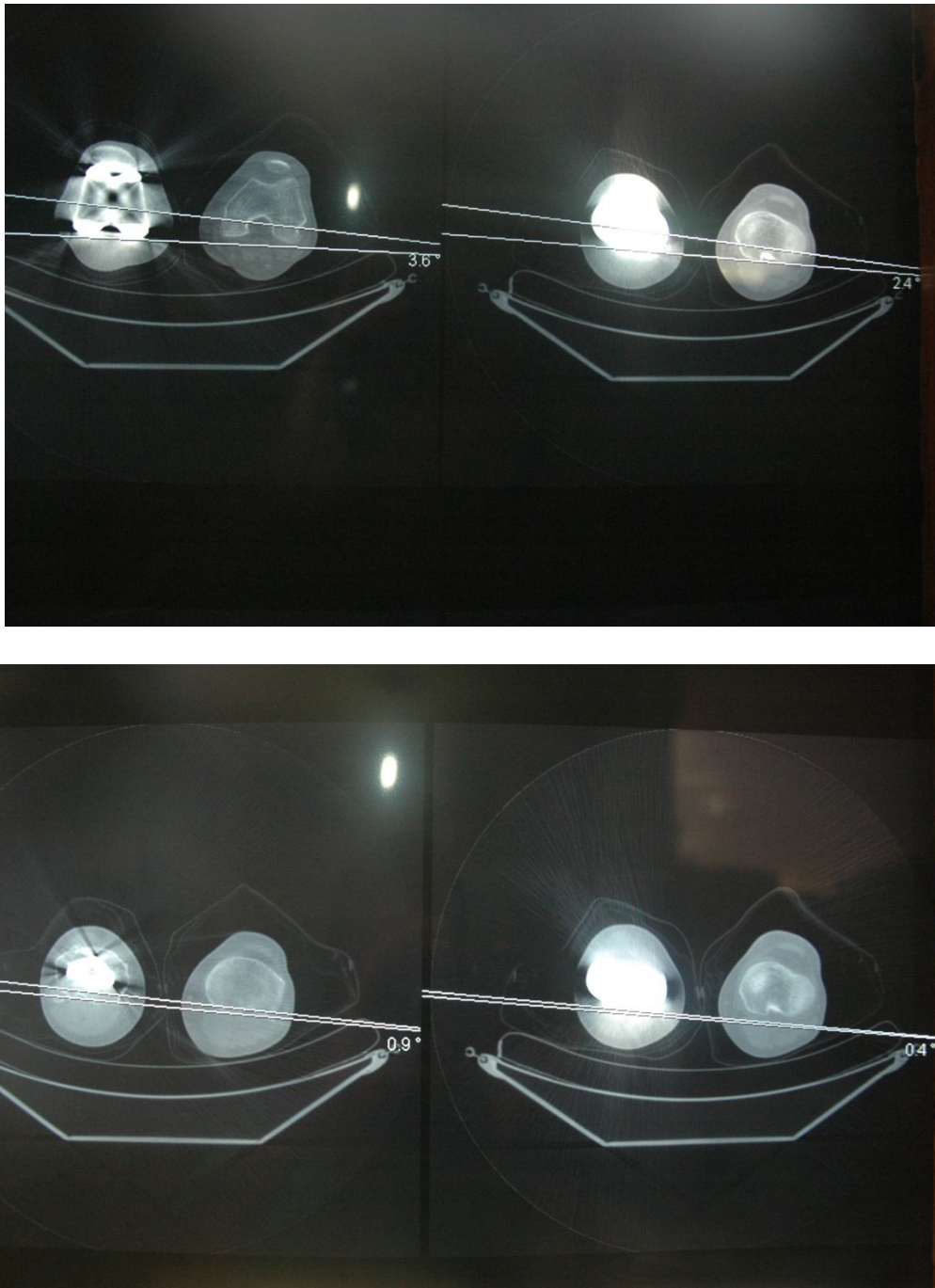
	ACP	ATE/AMPtptg	AMPtptg/AMPt natif	BCPf ptg/AMPt ptg
<b>Moyenne</b>	3,72°	3,33°	1,75°	0,94°
<b>Médiane</b>	3,4°	3,1°	1,7°	0,8°
<b>Minimum</b>	2,4°	2,2°	0,6°	0,4°
<b>Maximum</b>	5,8°	5,4°	3,5°	2°
<b>Ecart-type</b>	0,98°	0,91°	0,82°	0,45°
<b>Centiles 25</b>	3,0°	2,6°	1°	0,6°
<b>50</b>	3,4°	3,1°	1,7°	0,8°
<b>75</b>	4,2°	3,7°	2,1°	1,2°

**Cas clinique n° 3 :**



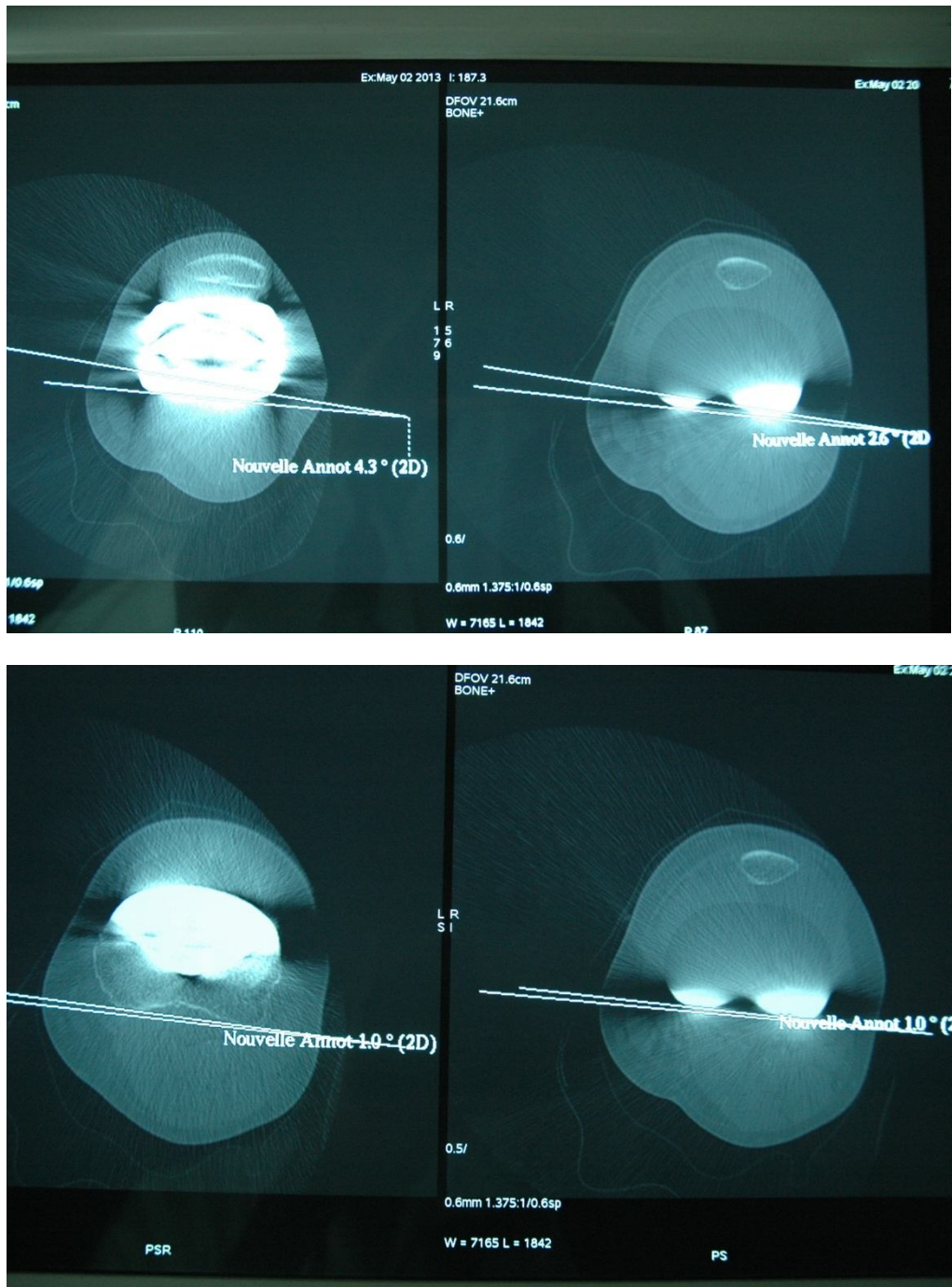
**Figure 2 :** TDM montrant les différents angles de rotation de la pièce fémorale et de la pièce tibiale [2]

**Cas clinique n° 9 :**



**Figure 3 :** TDM montrant les différents angles de rotation de la pièce fémorale et de la pièce tibiale [2]

## Cas clinique n° 16 :



**Figure 4 :** TDM montrant les différents angles de rotation de la pièce fémorale et de la pièce tibiale [2]

### **6.1 L'ACP prothétique :**

L'ACP moyen dans notre étude était de  $3,4^{\circ}$  [ $3^{\circ}$ -  $4,2^{\circ}$ ] avec des extrêmes allant de  $2,4^{\circ}$  à  $5,8^{\circ}$

### **6.2 L'angle entre ATE et AMPt ptg :**

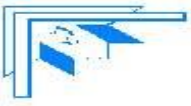
L'angle entre l'ATE et l'AMPt ptg était de  $3,1^{\circ}$  [ $2,6^{\circ}$ - $3,7^{\circ}$ ] avec des extrêmes allant de  $2,2^{\circ}$  à  $5,4^{\circ}$

### **6.3 L'angle entre l'AMPt ptg et l'AMPt natif :**

L'angle moyen entre l'AMPt ptg et l'AMPt natif était de  $1,7^{\circ}$  [ $1^{\circ}$ - $2,1^{\circ}$ ] avec des extrêmes allant de  $0,6^{\circ}$  à  $3,5^{\circ}$ .

### **6.4 L'angle entre le BCPf ptg et l'AMPt ptg :**

L'angle entre le BCPf ptg et l'AMPt ptg était en moyenne de  $0,8^{\circ}$  [ $0,6^{\circ}$ - $1,2^{\circ}$ ] avec des extrêmes allant de  $0,4^{\circ}$  à  $2^{\circ}$ .



# *Discussion*



# **1 Généralités :**

## **1.1 Rappels anatomiques du genou [3,4]**

L'articulation du genou est une articulation portante du membre inférieur elle est volumineuse, superficielle accessible à l'examen clinique. Le genou est une diarthrose constituée de 3 articulations mettant en contact 3 os (le fémur, le tibia et la patella) : la ginglyme fémoro-patellaire de type trochléen et 2 ginglymes fémoro-tibiale de type condylien. Mais anatomiquement elles forment une seule articulation avec une seule capsule, une seule cavité articulaire, une seule synoviale et un seul appareil ligamentaire commun.

### **1.1.1 L'extrémité distale du fémur :**

La surface articulaire est constituée par :

- la surface patellaire (trochlée) articulaire avec la patella
- les condyles fémoraux articulaires avec les cavités glénoïdes du tibia et les ménisques.

#### **✓ La surface patellaire (trochlée) :**

En forme de poulie, elle est constituée par une gorge et deux « joues » asymétriques latérale et médiale convexes de haut en bas, elle est surmontée en avant par une large fossette (sus-trochléenne) se prolongeant de chaque côté par deux fosses supra-condyliennes surmontées par une rampe capsulaire sur laquelle s'insère la capsule articulaire.

### ✓ Les condyles fémoraux :

Ils forment deux masses latérales et postérieures par rapport à la surface patellaire. On distingue :

- le condyle médial ou interne, allongé et étroit
- le condyle latéral ou externe court et large

Ils sont surmontés par deux tubérosités supra-condyliennes sur lesquelles s'insère le muscle gastrocnémien (muscles jumeaux). Ils sont séparés en arrière par la fosse inter-condylienne donnant insertion au ligament adipeux du genou.

#### **1.1.2 La face postérieure de la patella :**

Articulaire sur ses 2 /3 supérieur, elle est divisée en deux facettes par une crête verticale : la facette latérale plus large et la facette médiale répondant à la joue médiane de la surface patellaire du fémur.

#### **1.1.3 L'extrémité supérieure du tibia :**

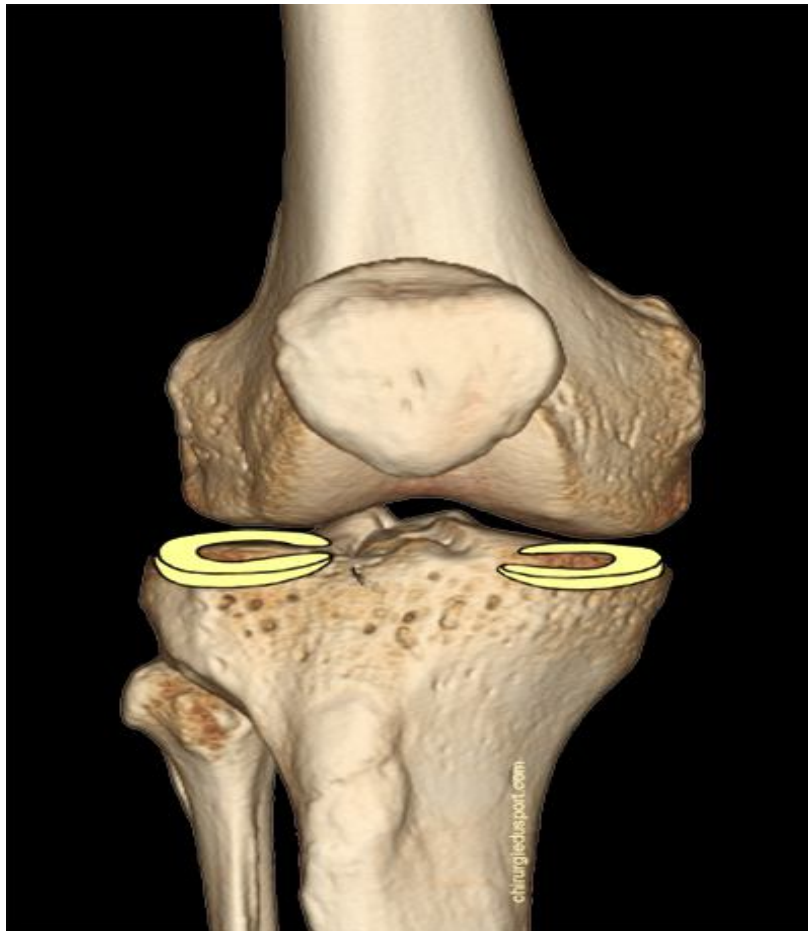
La surface articulaire comporte deux cavités glénoïdes ovalaires, à grand axe oblique en avant et latéralement, recouvertes de cartilage :

- la cavité médiale est longue, étroite et concave dans tous les sens.
- la cavité latérale est plus large, moins longue, concave transversalement et convexe dans le sens antéropostérieur.

Les 2 cavités glénoïdales se relèvent sur leur bord axial en regard de l'éminence inter-condylienne dessinant les tubercules inter-condyliennes ou épines tibiales.

#### 1.1.4 Les ménisques :

Au nombre de deux, latéral (externe) en forme d'un « O » et médial (interne) en forme d'un « C ». Ce sont des éléments fibro-cartilagineux qui reposent sur les surfaces articulaires de l'extrémité supérieure du tibia ; ils augmentent la congruence entre les cavités glénoïdes et les condyles fémoraux.



**Figure 5** : schéma montrant une vue de face du genou [5]

## 1.2 Biomécanique du genou normal [6-8] :

C'est une articulation complexe, paradoxale et en danger permanent.

- Complexe, parce qu'elle comprend deux articulations de types différents au sein d'une même capsule. Qui plus chaque type est « atypique »: la ginglyme fémoro-patellaire est flottante et la bi-condylienne fémoro-tibiale est asymétrique.

Paradoxale, car elle est totalement non congruente, située au milieu du membre inférieur entre deux énormes bras de levier c'est le « valet soumis à deux maîtres » de **B. Dolto**.

En danger permanent car contrairement à son homologue du membre supérieur, elle ne régit pas la mobilité du segment distal mais du segment proximal, c'est-à-dire celle en rapport avec le poids du corps en charge sur l'appui podal.

La description de la biomécanique du genou a été sujette à de nombreuses interprétations depuis le XIX<sup>e</sup> siècle. Les travaux étaient réalisés sur cadavres ou sur sujets vivants. La compréhension des mécanismes fonctionnels du genou en charge, lors de mouvements actifs permet d'adapter la biomécanique prothétique.

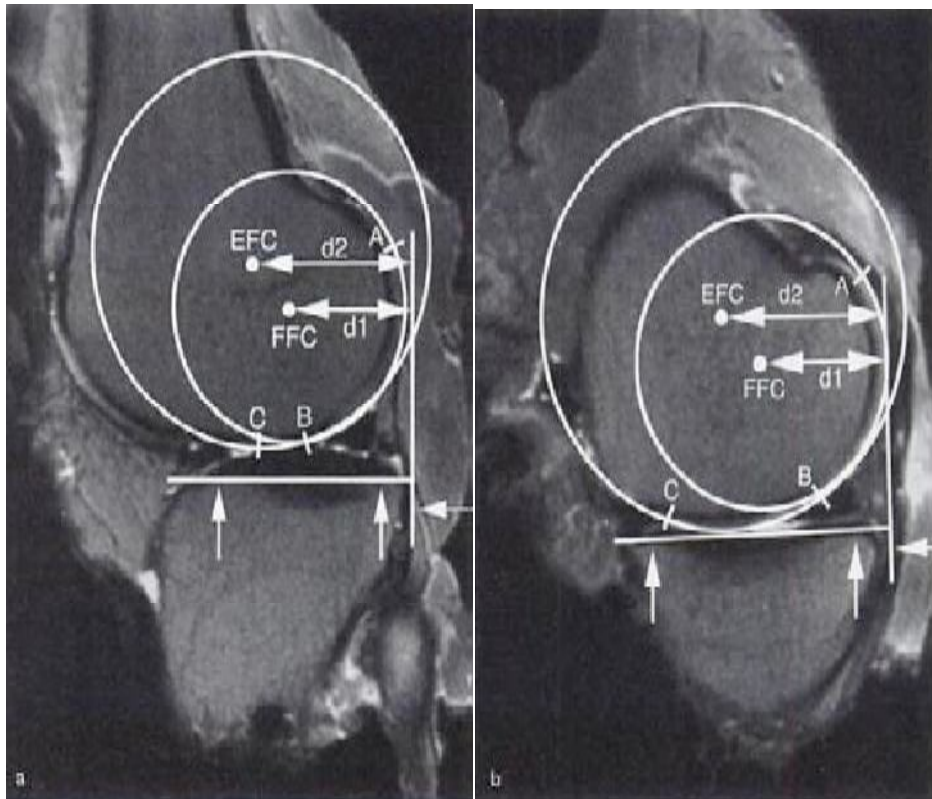
Dans le plan sagittal, les techniques informatiques modernes ont permis des études morphologiques qui ont confirmé le profil circulaire dans l'arc de flexion de 10° à 120°. Ces travaux ont montré que les condyles s'inscrivaient dans deux cylindres ayant le même axe de rotation mais avec deux rayons de courbure. Le rayon médial est plus grand que le rayon latéral, de plus chaque condyle voit la diminution d'avant en arrière de son rayon de courbure (Figure 6).

Dans les 10 derniers degrés d'extension, le condyle en contact a une courbure différente du condyle postérieur et différente de la courbure de la trochlée.

La différence de forme entre le compartiment médial et latéral est intimement liée aux différences cinématiques retrouvées entre les deux compartiments [9].

Dans le plan coronal, la surface patellaire est déviée latéralement. Ainsi, son axe s'inscrit entre l'axe mécanique et l'axe anatomique du fémur, ce qui est une donnée importante dans la mise en place d'une prothèse fémoro-patellaire [10].

Telle que le rappelle **Eckhoff**, la cinématique du genou est intimement liée à la forme des surfaces osseuses, asymétriques au niveau du fémur distal [11].



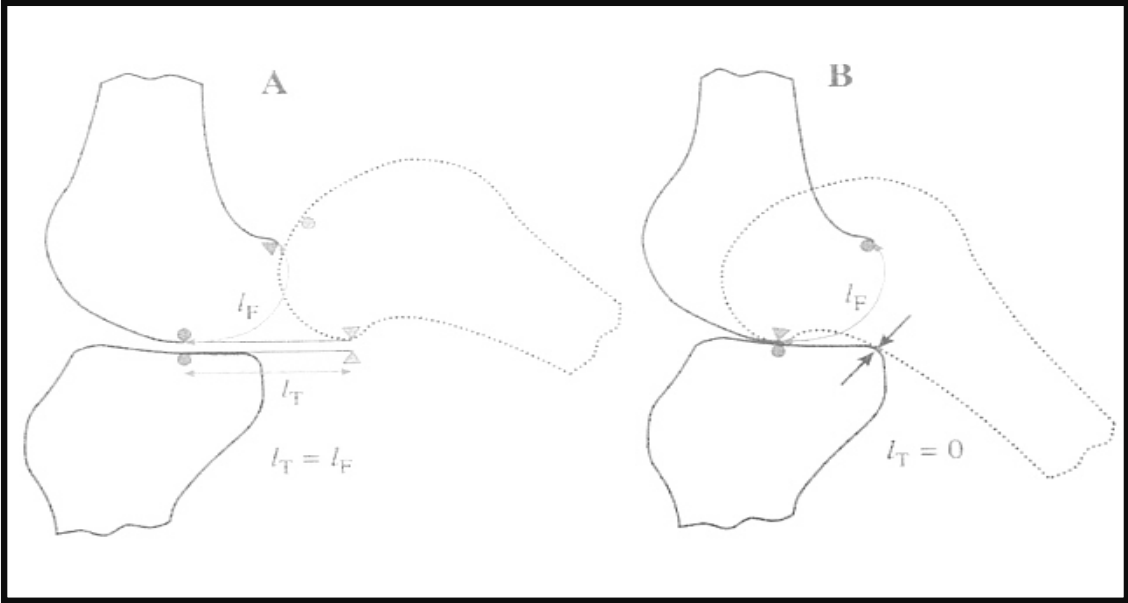
**Figure 6** : rayons de courbure des condyles latéral (a) et médial (b) [11]

### 1.2.1 L'articulation fémoro-tibiale :

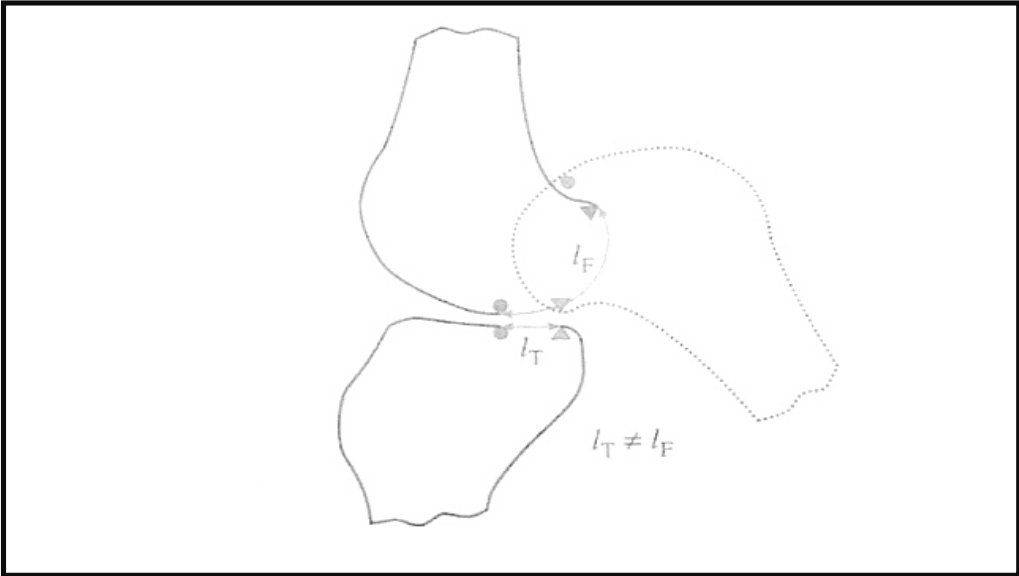
La longueur de la surface de chaque condyle fémoral est à peu près de deux fois celle du condyle tibial correspondant. Historiquement, on considérait qu'il ne pouvait pas exister de mouvement unique de rotation. Le genou était le siège de mouvements associés de roulement et de glissement et en fin de flexion, de glissement uniquement. Ce mécanisme (figures 7 et 8) constitue un aspect arthrocinématique essentiel du mouvement de flexion extension comme le décrit **Klein** [12].

Le concept du roulement glissement postérieur ou « roll back » a été la référence en matière de cinématique du genou au cours de ces trente dernières

années [9]. Ce mouvement était interprété comme un déplacement avec translation du fémur par rapport au tibia.



**Figure 7 :** Représentation des deux comportements arthrocinématiques extrêmes de l’articulation fémoro-tibiale : le roulement pur A et le glissement pur B [9].



**Figure 8 :** les distances de roulement sur le fémur (IF) et sur le tibia (IT) au cours de la flexion [9].

Les études en résonance magnétique nucléaire ont permis l'étude in vivo du genou en trois dimensions et en charge au cours de la flexion. Elles ont remis en cause ces théories basées sur des études dans un seul plan sagittal. Elles ont montré le déplacement de chaque condyle en fonction de l'amplitude de flexion et l'identification d'un axe de flexion-extension situé dans les condyles fémoraux [13].

D'après **Williams** et **Phillips** [9], au niveau du compartiment médial, la forme sagittale du condyle médial décrit deux arcs de cercle, le plus antérieur est court avec un rayon plus grand que le postérieur. Le plateau tibial est relativement plat. Avec le ménisque solidement fixé, il forme une surface relativement concave.

Le déplacement du condyle médial se fait par un mouvement de glissement pur entre  $0^\circ$  et  $120^\circ$ . C'est à dire que le centre de rotation du condyle ne se déplace pas par rapport au tibia. Au delà de  $120^\circ$ , le condyle médial recule de 9mm en moyenne.

Au niveau du compartiment latéral, le condyle présente lui aussi deux arcs de cercle, mais l'arc antérieur apparaît très court voir absent, de sorte que la surface articulaire est décrite comme un arc de cercle unique. Le tibia présente une surface convexe avec un ménisque mobile.

Le condyle latéral se déplace en arrière par un mécanisme de roulement et de glissement, d'abord rapidement puis régulièrement jusqu'à  $120^\circ$ . Le centre de rotation du fémur se déplace par rapport au tibia sur environ 20mm. Au delà de  $120^\circ$  de flexion, il recule encore de 10mm [7-9].

Ainsi, le compartiment latéral effectue un déplacement de plus grande amplitude que le compartiment médial. Il n'y a pas de réelle translation du fémur par rapport au tibia, et la différence de déplacement entre les deux condyles entraîne une rotation asymétrique des deux compartiments du genou.

Cette rotation tibiale interne ou fémorale externe autour d'un axe médial est d'environ 20° (16° lors de la flexion et 4° lors de la marche). Il s'y associe un soulèvement du condyle externe (« lift-off ») qui varie de 2,6 à 8mm au cours de la marche [9].

Dans un travail récent, **Victor et al.** [14,15] proposent un modèle expérimental sur pièce cadavérique permettant l'analyse et la description de la cinématique d'un genou natif et prothétique en condition passive et dynamique. Les valeurs de rotation, de translation des condyles médial et latéral sont comparables aux travaux de **Williams et Phillips** [9] sur des mouvements passifs. Ces valeurs sont modifiées sur des mouvements actifs : la rotation tibiale s'inverse et le recul des condyles diminue [14,15].

En conclusion, même si le mouvement différentiel des deux condyles ne correspond pas à la définition mécanique du roll Back, ce terme consacré garde toute sa valeur. Ce mécanisme de roll back, avec le recul fémoral et la rotation externe, entraînent un bénéfice mécanique en augmentant le bras de levier de l'appareil extenseur et en facilitant la flexion complète.

### **1.2.2 L'articulation fémoro-patellaire :**

Les travaux en situation dynamique de la cinétique fémoro-patellaire sont relativement récents par rapport à l'étude d'une succession d'états statiques, ils ont permis une meilleure approche de l'articulation fémoro-patellaire.

La patella effectue un mouvement de flexion continue suivant directement l'axe de flexion du genou dans le plan sagittal. Dans le plan frontal, la patella se déplace légèrement latéralement en raison de l'axe du quadriceps, qui est oblique en haut et latéralement, et de l'axe du ligament patellaire, oblique en bas et médialement. La patella effectue également des mouvements de rotation de faibles amplitudes dans le plan axial au cours de la flexion [16].

### **1.2.3 La stabilité passive :**

N'ayant aucune stabilité osseuse, la stabilité passive du genou repose sur un fort complexe ligamentaire bimodal : un système collatéral assisté d'un pivot central. A ce système s'ajoute une capsule extrêmement épaisse en arrière, les coques condyliennes, qui assument passivement la rectitude (la ligne gravitaire passe en avant de l'articulation). Le compartiment médial, plus concordant et avec une moindre détente ligamentaire en flexion, est plus stable que le compartiment latéral.

Les ligaments collatéraux sont puissants, notamment le collatéral tibial (**LCT**) qui protège le valgus physiologique. Il s'étale en deux plans superposés: le plan profond, fortement amarré au plan méniscal. Ce ligament est lui-même protégé par les trois muscles de la « patte d'oie ». Avec le ligament collatéral fibulaire (**LCF**), ils sont tendus en rectitude et lors de la flexion, en rotation latérale.

Les ligaments croisés le sont dans les plans sagittal et frontal. Dans le plan transversal, ils sont parallèles et viennent au contact dans la rotation médiale qu'ils limitent. Le « roll back » est dû essentiellement aux ligaments croisés. En effet lors de la flexion le **LCA** est responsable d'un roulement vers l'arrière et

d'un glissement vers l'avant et lors de l'extension le **LCP** est responsable d'un roulement vers l'avant et d'un glissement vers l'arrière.

L'insuffisance de stabilité passive se traduit par la présence de mouvements anormaux de latéralité pour les ligaments collatéraux et de tiroir pour les ligaments croisés.

#### **1.2.4 La stabilité active :**

Elle renforce le système capsulo-ligamentaire qu'elle plaque de toute part, les bras de leviers musculaires étant minimales. Les muscles ont la caractéristique d'opérer dans les trois plans de l'espace, quelle que soit la position du genou. **Bonnel** a relevé que tous les muscles, pourtant axiaux, ont des fibres qui au niveau du genou ont une obliquité proche de 45°, ce qui les prédispose à exercer un contrôle rotatoire. On peut regrouper les muscles en trois secteurs :

- le secteur antérieur est sous la dépendance du muscle quadriceps
- le secteur postéro-médial est sous contrôle du **Point d'Angle Postéro-Médial (PAPM)** constitué par la coque condylienne médiale, la corne postérieure du ménisque médial, le ligament poplité oblique, le tendon du muscle semi-membraneux, le chef médial du muscle gastrocnémien, la capsule postéro-médiale, le tractus ilio-tibial ainsi que le ligament collatéral tibial.
- Le secteur postéro-latéral est sous contrôle du **Point d'Angle Postéro-Latéral (PAPL)** constitué coque condylienne latérale, corne postérieure du ménisque latéral, ligament poplité arqué, le tendon du muscle poplité, le chef latéral du muscle gastrocnémien, la capsule postéro-latérale ainsi que le ligament collatéral fibulaire.

L'interaction de toutes ces structures justifie les rééducations de la stabilité en flexion-rotation en chaîne fermée (utilisation du banc à quadriceps, escarpolette de Dotte, kinedisc, skateboard, rouloplan, ballon de rééducation, etc...).

### **1.2.5 Les contraintes :**

Pour la fémoro-patellaire, la zone de contrainte dépend de l'engagement patellaire sur la trochlée (dont le cartilage est le plus épais du corps humain) elle est d'abord inférieure puis s'ascensionne pour finir sur les parties latérales de la patella et le sommet de la fosse inter-condylienne du fémur.

Pour la fémoro-tibiale, la zone de contact diminue et se postériorise au cours de la flexion du genou, ce qui a une incidence de majoration sur la valeur unitaire des contraintes.

Pour la fémoro-patellaire, les contraintes augmentent avec la flexion ; toutefois, la surface de contact augmente aussi, pour se stabiliser en fin de mouvement.

Pour la fémoro-tibiale, le bras de levier gravitaire augmente de façon importante avec le degré de flexion. Il s'ensuit une résultante très importante qui croît non seulement du fait de ce bras de levier, mais aussi du fait de la restriction de la surface de contact. Cela doit discréditer les efforts répétés exécutés en flexion importante des genoux.

Dans le plan frontal, les variations du valgus physiologique font apparaître un risque majeur dans le cas du genu varum. En effet, si la déviation en genu valgum est préjudiciable à la bonne cohérence de l'interligne (surcharge du compartiment latéral et bâillement de l'interligne médial), elle diminue

légèrement la résultante des contraintes. En revanche le genu varum réalise une désharmonie équivalente (surcharge du compartiment médial et bâillement de l'interligne latéral), mais en plus il accroît de façon importante les contraintes. Cela justifie les ostéotomies de valgisation préventive.

La situation physiologique suppose la présence des ménisques, sans lesquels la surface de contact diminue de près de 40 %. En situation de rectitude physiologique, on estime les contraintes à trois fois le poids du corps.

### **1.3 Biomécanique du genou prothétique :**

La prothèse du genou tend à reproduire de façon plus ou moins fidèle l'anatomie des surfaces articulaires et à garantir la stabilité et la laxité du genou. Les différents implants fémoraux comportent une succession de différents rayons de courbures dégressifs, soit un rayon de courbure unique et ce en fonction de la géométrie fémorale du genou normal. Les implants tibiaux ont une géométrie articulaire allant d'une surface quasi plane à une surface quasi cylindrique en passant par des versions plus ou moins concaves. La stabilité des implants est assurée, soit par la géométrie des implants uniquement (prothèse charnière), soit par l'implant et les tissus mous péri-articulaires (prothèse semi-contrainte), soit uniquement par les tissus mous (prothèse non contrainte) [17]. Il faut tenir compte du fait qu'en charge, la friction métal-polyéthylène entre les surfaces articulaires (coefficient 0,5 à 1) est différente de celle des surfaces cartilagineuses (coefficient 0) ce qui augmente la stabilité articulaire, mais diminue l'amplitude de mouvement [18]. La cinématique articulaire des implants prothétiques dépend donc de leurs caractéristiques, mais également de la préservation ou non des structures ligamentaires péri-articulaires. On distingue des implants à préservation du **LCA** et du **LCP**, à préservation du

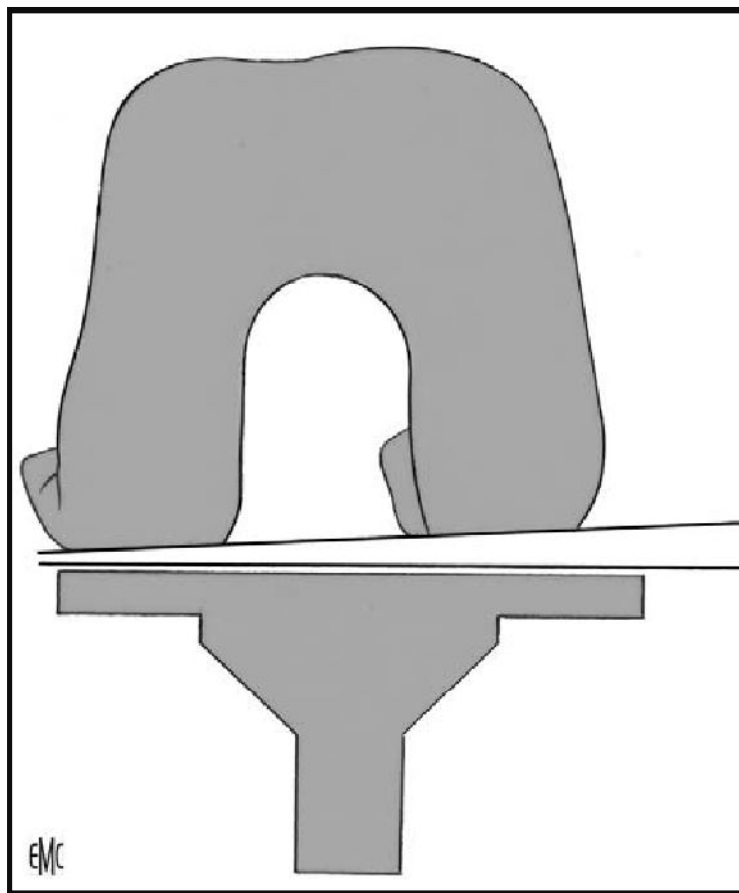
**LCP** uniquement, à résection des deux ligaments croisés, à résection des deux ligaments croisés mais à substitution mécanique du **LCP**.

Lors de la marche, il n'existe que peu de différence entre les différents implants, qui comportent tous une translation antéropostérieure dans le plan sagittal plus importante que celle observée dans le genou non prothétique. Les différences mineures observées entre les différents implants sont liées à la géométrie articulaire. Egalement, les différences minimales entre prothèses à plateau fixe ou mobile s'expliquent par la congruence articulaire généralement plus accentuée dans les prothèses à plateau mobile [19].

En flexion, alors que la cinématique du genou normal est caractérisée par une translation fémorale postérieure, en particulier du condyle latéral et en rotation axiale autour d'un pivot généralement médial, cela ne peut être totalement reproduit par aucun type d'implant. Seuls les implants à conservation des deux croisés ont une cinématique quasi comparable à celle du genou normal [19]. Les prothèses à conservation du LCP, ont une translation fémorale antérieure en flexion dite paradoxale et un point erratique, soit latéral, soit médial. Les prothèses postéro-stabilisées sont en mesure de reproduire la translation postérieure du condyle latéral, soit avec un pivot médial, soit avec un pivot central dans le cas des plateaux mobiles en rotation. Alors que les prothèses à plateau uniquement mobile en rotation ont une cinématique qui s'apparente à celle des prothèses postéro-stabilisées, les prothèses à plateau mobile en rotation et en translation s'approchent plus de la cinématique des prothèses à conservation du LCP. Les prothèses à plateau mobile avec préservation ou résection du LCP ont une cinématique similaire mais d'amplitude réduite. Cela s'expliquant par la congruence nettement plus

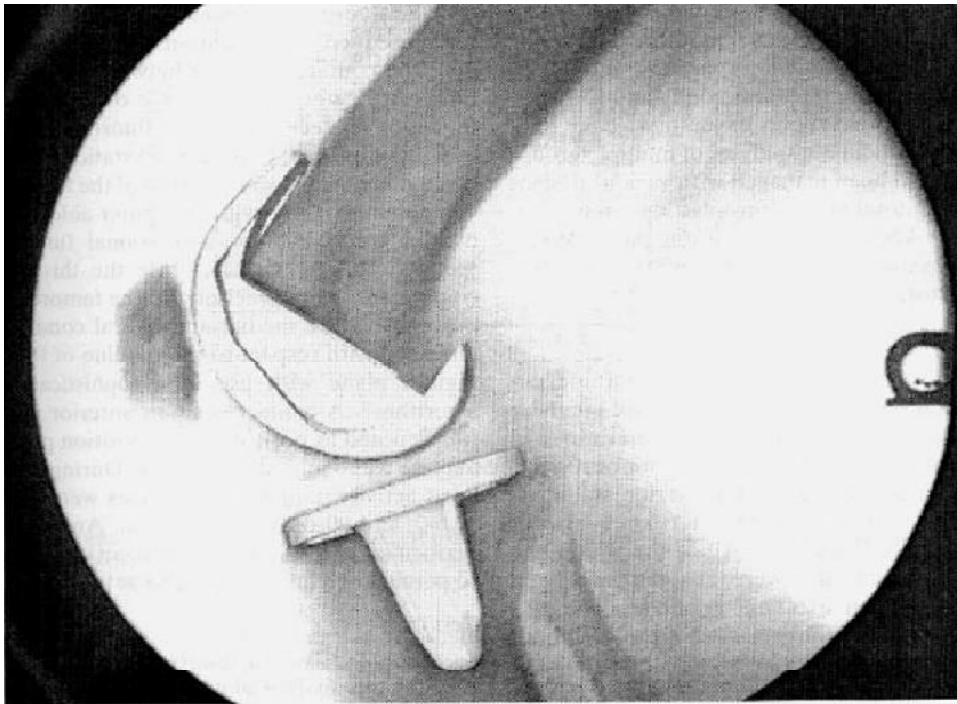
importante. Les prothèses dites à pivot médial démontrent une grande variation individuelle [19]. Tant que le condyle médial reste en contact avec le plateau tibial, il existe effectivement un pivot et une translation postérieure en flexion du condyle latéral.

En revanche s'il existe une décoaptation dans le plan frontal du contact fémoro-tibial médial, on assiste à une translation antérieure paradoxale en flexion.



**Figure 9** : Décoaptation latérale en flexion d'un implant à conservation du LCP [19].

Les études fluoroscopiques [20] en flexion démontrent que seules les prothèses à conservation des deux croisés échappent de façon constante à la décoaptation du contact fémoro-tibial latéral. Le **LCA** est donc en flexion stabilisateur essentiel du condyle fémoral latéral et le **LCP** stabilisant le condyle fémoral médial. Les prothèses à conservation du **LCP** ou postéro-stabilisées n'empêchent nullement la décoaptation latérale. La translation antérieure paradoxale ou erratique dans le plan sagittal et la décoaptation dans le plan frontal ont des conséquences sur le choix de la géométrie articulaire. Les études fluoroscopiques ont démontré des valeurs de flexion maximale en charge plus réduites pour les types d'implants qui ne sont pas en mesure de reproduire une translation postérieure fémorale en flexion, c'est-à-dire en grande partie les prothèses à conservation du **LCP** [21].



**Figure 10** : Image fluoroscopique associée à la projection tridimensionnelle de l'implant [19].

## 1.4 Historique et évolution des concepts des PTG [22] :

L'arthroplastie totale du genou n'a pas connu une évolution historique linéaire et de nombreux chevauchements chronologiques existent. La première prothèse du genou était charnière. En effet pour traiter les séquelles de tumeur blanche du genou, **Gluck** utilisa en 1890 des prothèses intra-condyliennes en ivoire. Cette tentative fut un échec et resta isolée jusqu'au développement entre 1950 et 1965 des prothèses charnières simples.

### 1.4.1 Les prothèses charnières :

Le principe de ces prothèses est de réduire la mobilité du genou à un seul mouvement : la flexion-extension. Elles comportent des tiges diaphysaires qui peuvent être scellées ou pas. En 1967, **Le Guepar**, [23] crée la prothèse Guepar I en stellite avec des tiges diaphysaires scellées. L'évolution de ces prothèses est marquée par l'utilisation d'un matériau en chrome-cobalt ou de l'inox et du polyéthylène de haute densité ; les tiges diaphysaires longues, volumineuses, extractibles. Ces prothèses présentaient de nombreuses complications comme l'infection, le descellement aseptique.



**Figure 11** : Prothèse charnière du genou [22]

### 1.4.2 Les prothèses tricompartmentales [24] :

Selon la configuration du plateau tibial on distingue :

- Les prothèses totales de genou à plateau fixe dont les formes sont conditionnées par le choix de la conservation ou non des ligaments croisés : les prothèses non contraintes conservant les deux ligaments croisés ; les prothèses postéro-conservées laissant en place le ligament croisé postérieur ; les prothèses postéro-stabilisées où les deux ligaments croisés sont supprimés et remplacés artificiellement soit par l'augmentation de la forme de la cuvette de la pièce tibiale soit par l'installation d'un système stabilisateur introduit par **Insall** et **Burstein** (pivot central tibial et barrette postérieure fémorale).

- Les prothèses totales de genou à plateau mobile. La mobilité du plateau peut se faire : en rotation, elle se fait alors autour d'un axe représenté soit par un cône ou un cylindre solidaire du plateau soit par un plot qui s'élève de l'embase tibiale ; en translation dans le plan sagittal et les deux à la fois. Elles permettent une congruence complète entre les surfaces articulaires des condyles et des plateaux.



**Figure 12 :** Prothèse tricompartmentale du genou à plateau mobile Europ [22]

### **1.4.3 Matériaux utilisés :**

Les implants utilisés dans l'arthroplastie totale du genou sont en:

- cobalt-chrome avec module d'élasticité élevé mais ne favorisant pas l'ostéo-intégration
- titane avec module d'élasticité bas mais favorisant l'ostéo-intégration
- polyéthylène de haute densité

Les implants sont fixés à l'os par du ciment ou de l'impaction pour la pièce fémorale et pour la pièce tibiale soit du ciment soit des plots ou encore une tige centromédullaire.

## **2 Les troubles de rotation des pièces prothétiques :**

### **2.1 Définition et épidémiologie :**

Les troubles de rotation sont définis par un défaut de positionnement des pièces fémorale et tibiale dans le plan axial. Ils sont la cause d'un nombre important [1,25] d'échecs précoces et/ou tardifs de la chirurgie prothétique du genou. Ces troubles de rotation peuvent se traduire par une rotation interne ou externe des implants. Différents axes ont été décrits pour guider l'alignement en rotation du composant fémoral ainsi que du composant tibial afin de réduire le nombre d'écart à la moyenne de rotation de ces différents composants. La pièce fémorale doit avoir un alignement rotatoire en concordance avec la torsion épiphysaire distale et parallèle à l'axe de flexion extension du genou afin de permettre une bonne course patellaire et assurer la stabilité en valgus et en varus du genou en flexion [25,26]. La pièce fémorale devrait être en rotation interne de 3° par rapport à l'axe Transépicondylien chirurgical, de 5° par rapport à l'axe Transépicondylien anatomique et de 4° par rapport à l'axe Antéropostérieur en prenant la Ligne Condylenne Postérieure comme repère [27]. Ce positionnement dépend des coupes fémorales antérieure et postérieure qui sont parallèles et dépendantes. Le positionnement de la pièce tibiale devrait alors être parallèle au positionnement de la pièce fémorale.

### **2.2 Différents axes et repères :**

Afin de réaliser une bonne arthroplastie totale du genou dont l'objectif final est d'obtenir un genou normo-axé dans les trois plans de l'espace ainsi qu'un bon équilibre ligamentaire, plusieurs axes et repères aussi bien anatomiques et tomodensitométriques ont été définis :

### 2.2.1 Sur le plan frontal et sagittal :

L'axe mécanique du membre inférieur est défini dans un genou dit normo-axé par la ligne passant par les centres de la tête fémorale, du genou (milieu de l'espace inter-épineux), et la ligne tibio-talienne. L'**H.K.A.** (Hip-Knee-Ankle) est l'acronyme et l'anglicisme couramment utilisé pour le designer. Il est compris entre 3° de valgus et 3° de varus ( $180 \pm 3^\circ$ ).

Les axes anatomiques du fémur et du tibia sont définis par les axes passant par leur cavité médullaire. Ils forment entre eux un angle de 4-10° de valgus.

La pente tibiale est définie comme étant l'inclinaison postérieure et sagittale du plateau tibial médial, c'est l'angle formé par l'axe anatomique du tibia et la tangente du plateau tibial médial. Elle est comprise entre 0 et 7°. Elle a une incidence sur la tension ligamentaire en détendant les ligaments collatéraux lors de la flexion [20].



**Figure 13 :** Pangonogramme montrant la mesure des angles HKA [2]

## **2.2.2 Sur le plan axial :**

### **2.2.2.1 *La pièce fémorale :***

La partie épiphysaire distale du fémur est conformée globalement en torsion externe par rapport à la diaphyse. Cette torsion épiphysaire distale fémorale représente en fait la projection sur le plan horizontal de l'anatomie de l'épiphyse distale, donc de l'axe de flexion extension du genou. Plusieurs axes et angles ont été décrits pour quantifier cette torsion :

• **La Ligne Tangente des Condyles Postérieurs (TCP)** : c'est la ligne tangente aux condyles postérieurs médial et latéral. C'est un axe fiable, facilement palpable et repérable mais elle dépend de l'état cartilagineux des condyles postérieurs [28]. Elle est en rotation interne de  $3^\circ$  par rapport à l'ATE chirurgicale, de  $5^\circ$  par rapport à l'ATE anatomique et de  $4^\circ$  par rapport à la perpendiculaire à l'AP.

• **L'Axe Transépicondylien (ATE)** : c'est l'axe joignant les épicondyles latéral et médial [29,30]. Il existe cependant des nuances dans sa détermination avec une grande variabilité inter et intra-observateur [31,27] :

• **L'axe transépicondylien anatomique (ATEa)** : Il a été décrit en 1987 par **Yoshioka et al.** [30] ; il passe par les zones en relief les plus saillantes des épicondyles médial et latéral. Il est plus facile à déterminer car la partie saillante du condyle médial est reconnaissable sur une coupe axiale TDM et est utilisé par la plupart des praticiens [32,33].

• **L'axe transépicondylien chirurgical (ATEc)** : Il a été décrit en 1993 par **Berger et al.** [34,35] qui le qualifie de plus fiable et reproductible. Cet axe passe par le sommet de l'épicondyle latéral et par le sulcus médial (dépression située immédiatement en arrière de l'épicondyle médial mais peut être difficile à repérer en cas d'arthrose avancée [33]). Il s'approche plus de l'axe de flexion extension du genou. Une revue de la littérature montre une différence d'angle de  $2^\circ$  entre l'ATEa (étant plus en rotation externe) et l'ATEc.

• **L'Angle Condyléen Postérieur (ACP)** : c'est l'angle défini par l'ATE et la TCP est appelée Angle Condyléen Postérieur (ACP). Sa valeur est d'environ  $3^\circ$  pour l'ATEc et  $5^\circ$  pour l'ATEa [27].

• **La Ligne de Whiteside (LW) ou l’Axe Antero-Postérieur (AP)** : décrit par **Arima et Whiteside** [36,37] en 1995, dans une étude anatomique. C’est la ligne passant par le point le plus profond de la gorge trochléenne et le sommet de l’échancrure intercondylienne. Son repérage clinique est critiqué par la littérature et dépend également de l’état cartilagineux [29, 38, 39] (arthrose fémoro-patellaire ou dysplasie). La perpendiculaire à la LW serait parallèle à l’**ATEa** selon whiteside. Sa mesure présente cependant une grande variabilité interindividuelle [27].

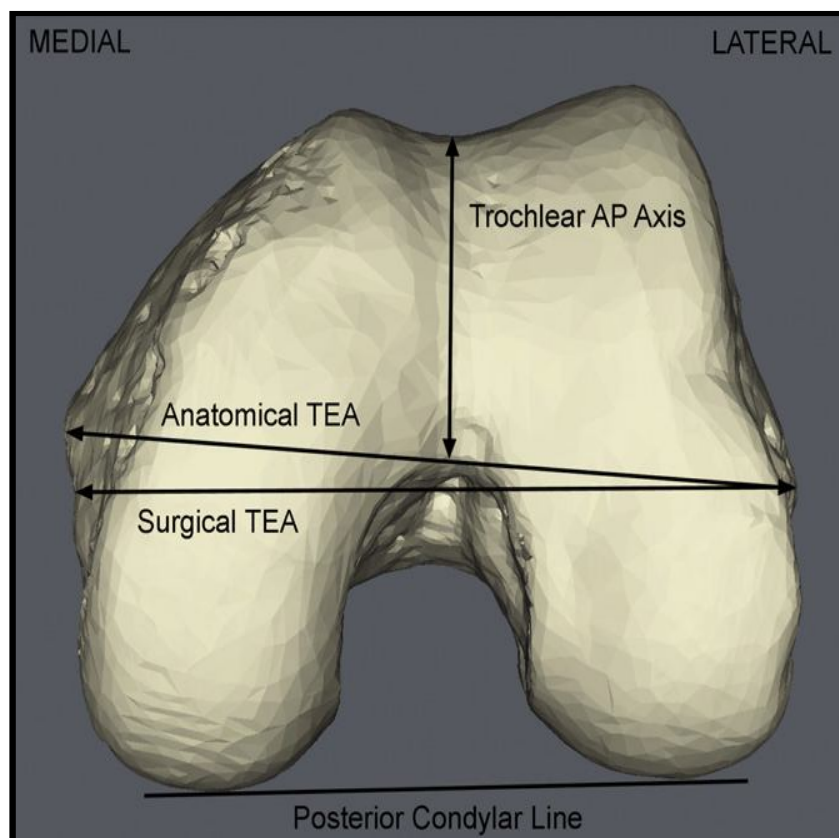
• **L’Angle de Whiteside (AW)** : défini par la LW et la TCP. Sa valeur serait de 90°

• **L’Axe fémoral Transverse (AFT)** : Il a été défini en 2009 par **Victor et al.** [40], il est assimilable à l’axe de flexion extension du genou, il relie les centres des cercles correspondant aux condyles fémoraux. Il forme avec la TCP un angle qui serait relativement constant par rapport aux autres repères. Son repérage implique la réalisation d’une TDM préopératoire.

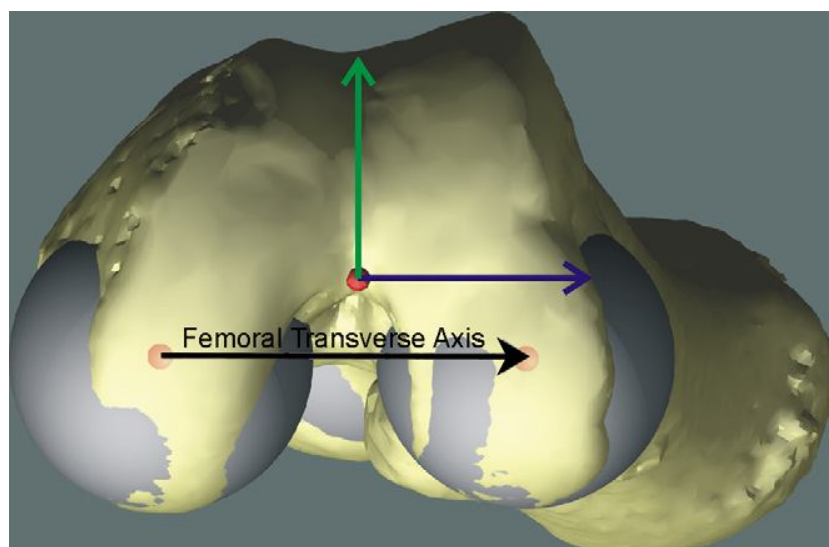
• **La technique de mise en tension des espaces** [41,42] permettrait également d’avoir un positionnement correct de l’implant fémoral adapté à la torsion externe de l’épiphyse distale [43]. La mise en tension pouvant se faire aussi bien manuellement qu’avec des pinces écartantes ou un tenseur.

• **L’axe tangent à la surface antérieur du fémur** décrit par **Talbol et al.** en 2008 sur des mesures réalisées durant la pose de 193 PTG [44].

• **La rotation externe systématique de 3°** : décrite par **Insall** [42], qui propose de donner une rotation externe systématique de 3° à l’ancillaire par rapport à la TCP lors de la coupe osseuse fémorale.



**Figure 14** : Vue du fémur avec les différents axes de référence de la rotation [27].



**Figure 15** : Vue du fémur distal montrant l'axe fémoral transverse [27].

### 2.2.2.2 *La pièce tibiale :*

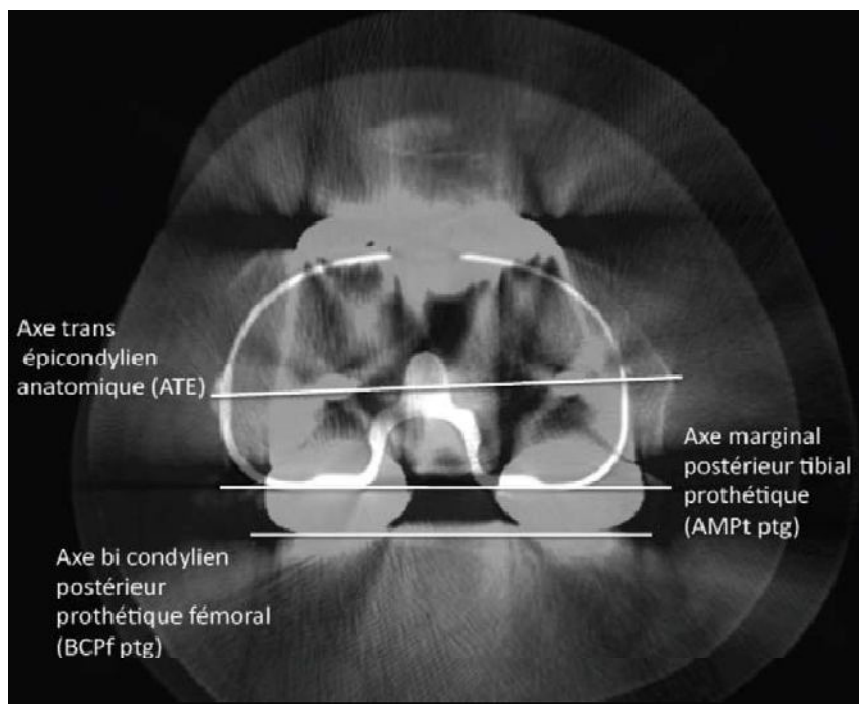
Plusieurs techniques ont été décrites pour positionner l'embase tibiale dans plan axial dans l'arthroplastie totale du genou [45-47] :

- **La tubérosité tibiale antérieure** consiste à aligner l'embase tibiale entre le tiers médial et les deux tiers latéraux de la TTA [48].
- **La ligne marginale tibiale antérieure**, c'est la technique qui présente la variabilité la plus fiable [78].
- **Le repérage du bord médial du tendon patellaire [48]**
- **L'axe antéropostérieur du tibia**, tracé entre l'insertion du LCP et le bord médial du tendon patellaire et passant par le centre géométrique du genou [45].
- **L'axe du pilon tibial** défini par la ligne joignant les points médians des marges médiale et latérale de la facette talo-crurale du pilon tibial [49].
- **L'axe transmalléolaire [47]** défini par la ligne passant par les sommets des deux malléoles médiale et latérale.
- **L'axe du 2ème métatarsien [45]** qui représente l'axe du pied
- **L'axe condylien postérieur tibial [46]**
- **La projection de l'ATE** qui serait perpendiculaire à l'axe mécanique du tibia [50]
- **L'auto-positionnement ou « self adjustment »** fixe l'orientation de l'implant tibial par rapport à l'implant fémoral considéré comme référence après quelques mouvements de flexion extension à condition que le positionnement en rotation de ce dernier soit fiable [51].

Toutes ces techniques présentent une grande variabilité de repérage ce qui induit une grande variabilité du positionnement de l'implant tibial.

Le positionnement de l'implant tibial est mesuré à la TDM grâce à :

- **L'Angle Condylien Postérieur prothétique (ACP ptg)** : défini par l'ATEa et la TCP prothétique (TCP ptg).
- **L'angle entre l'ATE et l'Axe Marginal Postérieur tibial prothétique (AMPt ptg)** correspondant à la rotation donnée à l'embase tibiale par rapport au fémur natif. Sa valeur est de  $3\pm 2^\circ$  [52].
- **L'angle entre l'AMPt ptg et l'Axe Marginal Postérieur tibial osseux (AMPt natif)**. Il évalue la position donnée à l'embase tibiale par rapport au tibia natif [52].
- **L'angle entre la TCP ptg et l'AMPt ptg**. Il traduit le positionnement en rotation de l'embase tibiale par rapport à l'implant fémoral. Il est de  $0\pm 2^\circ$  [52].



**Figure 16** : TDM du genou montrant les différents axes permettant la mesure des angles de rotation de la pièce tibiale [52].

### 2.3 Physiopathologie :

Le succès de l'arthroplastie du genou dépend essentiellement de la qualité d'implantation des composants. Elle doit rétablir correctement l'axe mécanique du genou. Toute malposition des implants modifie la répartition des charges ainsi que la tension ligamentaire entraînant ainsi une mauvaise cinématique de la prothèse cause de douleur, de raideur, d'instabilité et de descellement précoce. **Lotke et Ecker** ont pu démontrer l'existence d'une corrélation significative entre un bon résultat clinique et une prothèse bien posée, à l'aide d'un « index radiographique » décrivant l'alignement des composants dans les trois plans de l'espace [53]. La cinématique fémoro-patellaire et fémoro-tibiale, la stabilité et l'alignement en flexion dépend du positionnement en rotation de l'implant

fémoral. **Mochizuki** et **Schurman** furent les premiers à évoquer les effets délétères d'une rotation fémorale inverse sur la patella et la fonction postopératoire [54]. **Berger et al.** , ont utilisé le scanner pour évaluer l'alignement en rotation des composants et ont souligné la relation clinique entre la rotation interne combinée des implants et les complications fémoro-patellaires [35]. Plus la rotation interne des implants est importante, plus le dysfonctionnement fémoro-patellaire est important : une faible rotation interne combinée (1-4°) [53] entraînait une course et une bascule latérales de la patella ; une rotation interne combinée modérée (4-8°) [55] entraînait une subluxation de la patella ; une importante rotation interne combinée (>8°) [56] entraînait une luxation patellaire ou une faillite du composant patellaire. **Matsuda et al.** , ont montré qu'il existe une corrélation statistiquement significative entre la rotation interne des composants d'une part et l'angle de bascule patellaire et les symptômes d'autre part [57]. **Anouchi et al.** , ont dans une étude cadavérique, fait varier la rotation fémorale de la position neutre à 5° de rotation interne et à 5° de rotation externe. La course patellaire était plus proche dans le groupe avec rotation fémorale externe alors que la rotation interne causait des défauts de la course patellaire [58]. **Olcoot et Scoot** ont montré qu'une importante rotation externe du composant fémoral entraînait une instabilité en flexion due à un excès d'ouverture de l'espace fémoro-tibial médial [26]. **Hanada et al.** , ont montré qu'une importante rotation fémorale externe causait une désaxation en varus lors de la flexion occasionnant une surcharge mécanique du compartiment médial [59]. La malposition du composant tibial entraîne une mauvaise répartition des contraintes d'une part et à un déséquilibre de la cinématique fémoro-patellaire d'autre part avec risque d'instabilité articulaire ainsi qu'un descellement précoce de l'implant [57].

## 2.4 Diagnostic et évolution :

Les troubles de rotation des implants prothétiques se révèlent le plus souvent par :

- La douleur : elle apparaît lors de la montée des escaliers, avec difficulté à se relever d'un siège.
- La raideur avec flexion active insuffisante.
- La laxité externe en flexion.
- Instabilité patellaire : qui se manifeste soit par des douleurs, soit par une subluxation (sensation de ressaut à la flexion du genou), soit par une luxation (permanente ou réductible).
- Descellement aseptique : se traduit par un liseré radio-transparent à la jonction entre l'os et l'implant ou entre l'os et le ciment s'il est radio-opaque à la radiographie standard. Il est dû à l'augmentation des contraintes entre les interfaces os et implants.
- Usure précoce du polyéthylène due à l'augmentation des contraintes sur les implants.

Le diagnostic positif des troubles de rotation se fait par la tomодensitométrie qui permet d'évaluer les anomalies de rotation des implants dans le plan axial. Plusieurs logiciels (**Dicom Toolbox v1.2 ; Dicom Osirix**), permettent de calculer les différents angles de rotation.

### 3 Discussion :

L'arthroplastie totale du genou est devenue une intervention courante ces dernières années. Même si elle est devenue une intervention « banale » pour les chirurgiens, la malposition en rotation des implants reste une des causes d'échec de cette chirurgie. Plusieurs études ont été décrites pour déterminer les axes de référence dans la pose des implants dans la chirurgie orthopédique du genou. Aujourd'hui il existe un consensus de plus en plus large pour considérer que la pièce fémorale doit être alignée en rotation parallèlement à l'ATE chirurgical considéré comme axe de référence. La pièce tibiale quant à elle devrait être positionnée parallèlement à la pièce fémorale.

#### 3.1 Epidémiologie

##### 3.1.1 L'âge

**Tableau III** : La moyenne d'âge des différentes séries.

SERIES	AGE MOYEN (ANS)	EXTREMES (ANS)
BOVE et al. [62]	67	38 - 88
MICHAUT et al. [60]	74	57 - 85
GRIFFIN et al. [68]	42,8	11 - 87
LASKIN et al. [28]	69	58 - 82
EI MASRI et al. [61]	70,5	55 - 85
Notre série	63,06	49 - 81

L'âge moyen de nos patients était de  $63,06 \pm 8,21$  ans. Ces résultats sont comparables à ceux retrouvés par **Michaut et al. [60]** 74 ans en moyenne avec des extrêmes entre 57 et 85 ans ; **El Masri et al. [61]** quant à lui a retrouvé un âge moyen de 70,5 ans avec des extrêmes allant de 55 à 85 ans et **Bové et al.**

[62] dans sa série avait un âge moyen de 67 ans avec des extrêmes allant de 38 à 88 ans. Ces légères différences s'expliqueraient par le fait que la population européenne est plus vieille et le fait que la fréquence de l'arthrose augmente avec l'âge.

### 3.1.2 Le sexe

**Tableau IV** : Répartition selon le sexe des différentes séries.

SERIES	HOMMES (%)	FEMMES (%)
<b>BOVE et al. [62]</b>	36,96%	63,04%
<b>EI MASRI et al. [61]</b>	10,91%	89,09%
<b>GRIFFIN et al. [68]</b>	39,43%	60,57%
<b>LASKIN et al. [28]</b>	33%	67%
<b>Notre Série</b>	35,5%	64,5%

A la lumière de la littérature, nous constatons une nette prédominance du sexe féminin ainsi que dans notre série. **Bové** a retrouvé 63% de femme, **El Masri** 89% et **Laskin** 67%. Cette prédominance peut s'expliquer par le surpoids et les déformations axiales du membre inférieur volontiers rencontrés dans le sexe féminin.

## 3.2 Analyse radiologique

Tableau V : HKA moyen des différentes séries

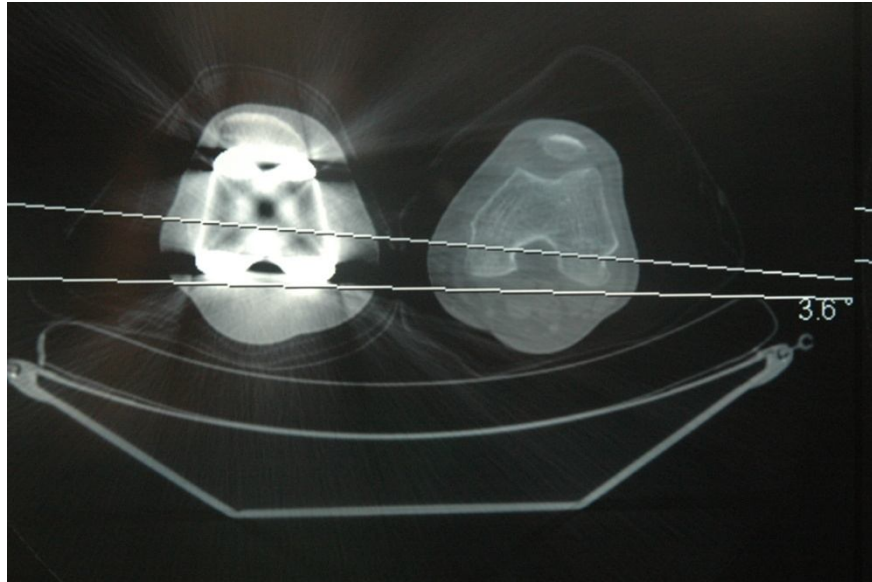
SERIES	HKA MOYEN (DEGRE)	% HKA = $180 \pm 3^\circ$	% HKA = $180 \pm 2^\circ$
BOVE et al. [62]	$179,7 \pm 2,9^\circ$	96%	80%
EL MASRI et al. [61]	$179,6 \pm 1,5^\circ$	100%	100%
MICHAUT et al. [60]	$179,6 \pm 2^\circ$	97%	85%
KEVIN et al. [64]	$179 \pm 2^\circ$	84%	71%
Notre Série	$178,38 \pm 2,12^\circ$	80%	71%

L'HKA postopératoire dans notre étude était de  $178,38 \pm 2,12^\circ$  avec 80% des cas situés dans la fourchette  $\pm 3^\circ$  et 67% dans la fourchette  $\pm 2^\circ$ . **Kevin et al. [64]** avaient dans leur série un HKA de  $179 \pm 2^\circ$  avec 84% des cas à  $\pm 3^\circ$  et 71% à  $\pm 2^\circ$ ; **Michaut et al.[60]** ont retrouvé dans leur étude un HKA de  $179,6 \pm 2^\circ$  avec 85% des cas à  $\pm 2^\circ$ ; **Bové et al.[62]** ont obtenu un HKA de  $179,7 \pm 2,9^\circ$  avec 96% des cas à  $\pm 3^\circ$  et 80% à  $\pm 2^\circ$ . Cette différence avec les résultats de **Bové** et **Michaut** s'expliquerait par l'utilisation par ces derniers de la chirurgie assistée par ordinateur qui permettrait des coupes osseuses précises et un meilleur équilibrage ligamentaire, donc un meilleur positionnement des implants. **El Masri [67]** dans sa série de 60 PTG assistée par ordinateur a eu 100% des axes mécaniques du membre inférieur compris entre  $180 \pm 2^\circ$ .

## 3.3 La rotation de la pièce fémorale :

Dans notre étude nous avons trouvé un Angle Condyléen Postérieur en moyenne de  $3,72 \pm 0,98^\circ$  avec des extrêmes allant de  $2,4^\circ$  à  $5,8^\circ$  pour un objectif

de 3°. On n'a constaté aucune une rotation externe de plus de 6°. Nous allons comparer ces résultats avec ceux de la littérature et en fonction des différentes techniques et des différents axes utilisés pour placer les pièces prothétiques.



**Figure 17 :** TDM du genou montrant la mesure de l'angle ACP [2].

### 3.3.1 La technique de mise sous tension par rapport à la TCP:

**Tableau VI :** ACP par la technique de mise sous tension des différentes séries

SERIES	ACPc
LASKIN et al. [28]	3,2 ± 0,3° 10,1 ± 4,2°*
GUINGAND et al. [65]	3,32°
MENGUY et al. [66]	2,72°
Notre Série	3,72 ± 0,98°

\*= genu valgus de plus de 10°

**Laskin** [28], dans une étude a comparé la TCP au positionnement en rotation obtenu par la mise sous tension de l'espace en flexion avec des pinces écartantes : il a trouvé constamment une rotation externe de  $3,2 \pm 0,3^\circ$  par rapport à la TCP pour les genoux en varus ou normaux axés et pour les genoux dont l'alignement dans le plan frontal était en valgus de plus de  $10^\circ$ , les résultats étaient significativement plus importants et moins constants  $10,1 \pm 4,2^\circ$ .

**Guinand et al.** [65] ont dans une série prospective mono opérateur de 150 PTG avec le tenseur X-celetate du groupe Scorpio trouvé une rotation externe de  $3,32^\circ$ .

**Menguy et Vilpeau** [66] rapportent un implant fémoral à  $2,72^\circ$  de rotation externe avec le tenseur Cores du groupe Jade sur une série de 20 PTG.

Dans notre étude on retrouve une rotation de  $3,72 \pm 0,98^\circ$  ce qui se rapproche donc de celles obtenues par **Guinand** ainsi que **Menguy** et **Vilpeau**. Nos résultats concordent également avec les résultats de **Laskin** pour les genoux normo-axés et en varus alors que pour les genoux en valgus il a retrouvé un ACP à  $10,1 \pm 4,2^\circ$  ; nous n'avons pas pu faire cette comparaison car dans notre série il n'y avait pas de genou à plus de  $10^\circ$  de valgus.

### 3.3.2 L'Axe Transépicondylien par rapport à la TCP:

**Tableau VII :** Angle Condyléen Postérieur des différentes séries avec ATE comme repère.

SERIES	ACPc	ACPc
MANTAS et al. [67]		4,9°
GRIFFIN et al. [68]	3,7°	
GRIFFIN et al. [69]	3,11 ± 1,75°	
AKAGI et al. [25]		3,2 ± 1,7°
Notre Série	3,72 ± 0,98°	

**Mantas et al.** [67], en comparant la TCP à l'ATEa sur une série de 19 paires de fémurs cadavériques, ont retrouvé un ACP de 4,9° identique des deux côtés.

**Griffin et al.** [68], ont trouvé un ACPc peropératoire de 3,7° sur une série de 107 genoux gonathriques. Il était moindre chez les patients présentant un varus (3,3°) que chez ceux présentant un valgus (5,4°) avec une déviation standard de plus de 2° dans tous les groupes. Dans une étude où ils ont utilisé l'IRM chez des patients ayant des pathologies des parties molles ils ont tracé la TCP en tenant compte de l'épaisseur cartilagineuse [69], ils ont mesuré un ACP en moyenne de 3,11±1,75° et ont remarqué également un ACP bas chez les jeunes dû probablement à un meilleur état cartilagineux.

**Berger et al.** [70], dans une série de 75 pièces fémorales anatomiques ont mesuré un ACPc de  $3,5^\circ$  chez les hommes et de  $0,3^\circ$  chez les femmes. En prenant l'ATE anatomique comme référence ils ont trouvé un ACPa de  $4,7^\circ$  et de  $5,2^\circ$  respectivement chez les hommes et chez les femmes. Mais il est à noter que la série comprenait 35 fémurs de sexe connu et 40 fémurs de sexe inconnu supposés avoir la même distribution selon le sexe.

**Akagi et al** [25], ont utilisé un scanner pré et postopératoire et ont mesuré un ACPa en moyenne de  $6,8^\circ$  en préopératoire et en moyenne de  $3,2\pm 1,7^\circ$  en postopératoire (TCP prise pour repère avec une rotation externe de 3 à  $5^\circ$  donnée par l'ancillaire).

Dans notre étude nous avons trouvé un ACP de  $3,72\pm 0,98^\circ$  en postopératoire concordant avec les résultats de **Akagi, Griffin**, ainsi que pour ceux de **Berger** en ce qui concerne l'ACPc mais on trouve une différence avec l'ACPa qui s'expliquerait par la différence d'angle d'environ  $2^\circ$  entre l'ATEa et l'ATEc. Ceci expliquerait également la différence avec les résultats de **Mantas** qui a pris pour repère l'ATEa.

### **3.3.3 La Ligne de Whiteside par rapport à la TCP :**

**Arima et al.** [29,36], dans une étude ont trouvé un angle moyen de Whiteside de  $3,8^\circ$  en rotation externe avec des variations de  $-1^\circ$  à  $10^\circ$  et une déviation standard de  $2^\circ$ . Une amélioration est apportée par l'analyse radiographique avec une valeur de  $3,1^\circ$  ( $0,5$  à  $7^\circ$ ).

**Walde et al.** [71] dans une étude sur 93 PTG ont trouvé un angle moyen de Whiteside de  $3,9\pm 0,32^\circ$  avec des variations de  $0,5$  à  $9^\circ$ .

**Nagamine et al.** [38], dans une étude sur la fiabilité de l'ATEa et de la LW chez des patients ayant différents types d'arthrose ont trouvé LCP en rotation interne de  $6,0 \pm 2,4^\circ$  par rapport à l'ATEa avec des valeurs de  $5,2 \pm 2,7^\circ$  ;  $6,2 \pm 1,9^\circ$  et  $6,4 \pm 2,4^\circ$  respectivement pour les genoux normaux, l'arthrose fémoro-tibiale et l'arthrose fémoro-patellaire. Par contre la perpendiculaire à la LW est en rotation interne de  $1,4 \pm 3,3^\circ$  par rapport à l'ATEa avec un angle de  $2,3 \pm 3,1^\circ$  ;  $0,1 \pm 3,3^\circ$  et  $1,3 \pm 3,3^\circ$  respectivement pour les genoux normaux, l'arthrose fémoro-tibiale et l'arthrose fémoro-patellaire.

Nous n'avons pas pu comparer ces résultats avec notre étude car la ligne de Whiteside n'a pas été déterminée dans série.

### **3.3.4 L'ATEa par rapport à l'ATEc :**

**Yoshino et al.** [63], chez 48 patients ayant bénéficié d'un scanner avant la prothèse, ont étudié la relation entre l'ATEa et l'ATEc. Ils ont trouvé un angle entre l'ATEa et l'ATEc de  $3,2 \pm 1^\circ$ . L'ACPa était de  $6,4 \pm 1,6^\circ$  et l'ACPc de  $3 \pm 1,6^\circ$ . Nos résultats ont donné un ACP de  $3,6^\circ$  concordant avec ceux de **Yoshino** avec par contre une différence avec l'ACPa s'expliquant par l'angle de  $2^\circ$  préexistant entre ACPa et ACPc. L'ATEa n'ayant pas été déterminé dans notre étude nous n'avons pas pu comparer l'angle entre ces deux axes de référence.

### 3.3.5 Chirurgie assistée par ordinateur :

Tableau VIII : ACP de différentes séries avec chirurgie naviguée

SERIES	ACP
El MASRI et al. [61]	$1 \pm 2,3^\circ$
HIROSHI et al. [72]	$0,3 \pm 1,7^\circ$ (♠) $0,1 \pm 2,4^\circ$ (♣)
BOVE et al. [73]	$1,9^\circ$
MICHAUT et al. [60]	$1,6 \pm 2,7^\circ$
Notre Série	$3,72 \pm 0,98^\circ$

(♠) = ACP où ATE, TCP et LW ont été utilisés comme repères. (♣) = ACP où ATE et TCP pris comme repères.

El Masri et al. [61], ont trouvé dans une étude de 60 PTG naviguées une rotation (la rotation interne enregistrée en valeur négative) de l'implant fémoral de  $1 \pm 2,3^\circ$  (-5,4 à 11,4°) selon la TCP ; de  $-1,2 \pm 4,6^\circ$  (-13,1 à 7,6°) selon la LW et de  $0,1 \pm 3,1^\circ$  (-5,3 à 5,4°) selon l'ATE.

Hiroshi et al. [72], ont retrouvé un ACP postopératoire de  $0,1 \pm 2,4^\circ$  avec des extrêmes de 4 à -7° pour une série de 38 PTG où l'ATE et la TCP ont été pris simultanément comme axes de référence. Dans une autre série de 26 PTG où la TCP, la LW ainsi que l'ATE ont été pris comme axes de référence l'ACP était de  $0,3 \pm 1,7^\circ$  avec des variations de 3 à -3°.

**Bové et al.** [73] dans une étude comparative de deux systèmes de navigation ont mesuré un ACP de  $1,9^\circ$  dans une série de 30 PTG par le système Vector Vision.

**Michaut et al.** [60], ont mesuré dans une étude sur 70 patients avec scanner pré et postopératoire la Torsion Epiphysaire Distale Fémorale [74] (TEDF) définie par l'angle entre la TCP et l'ATEa. La TEDF préopératoire mesurée était en moyenne de  $6,9 \pm 2,9^\circ$  (extrêmes de  $1,5$  à  $15^\circ$ ); en postopératoire la TEDF était en moyenne de  $1,6 \pm 2,7^\circ$  (extrêmes de  $-6$  à  $7^\circ$ ). Dans notre étude on retrouve une rotation externe de  $3,72 \pm 0,98^\circ$ ; résultats qui présentent des écarts avec ceux de **El Masri**, de **Michaut** de **Bové** et **Hiroshi**. Ces écarts s'expliqueraient par l'utilisation de TDM préopératoire pour déterminer plus précisément les axes de référence ainsi que l'utilisation de la chirurgie naviguée qui permettrait une meilleure coupe osseuse et un bon équilibre ligamentaire [75]. De plus l'étude de **Hiroshi** [72] montre une meilleure précision lorsque les différents repères sont utilisés simultanément.

Notre étude retrouve un angle condylien postérieur similaire à l'objectif défini qui est de  $3^\circ$  de rotation externe avec une grande variabilité entre  $2$  et  $5^\circ$ . Ce résultat concordait avec les résultats de la littérature mais avec une différence avec l'angle condylien postérieur retrouvé dans les séries où la chirurgie assistée par ordinateur a été utilisée et/ou la TDM a été utilisée pour détermination des repères osseux.

### **3.4 La rotation de la pièce tibiale :**

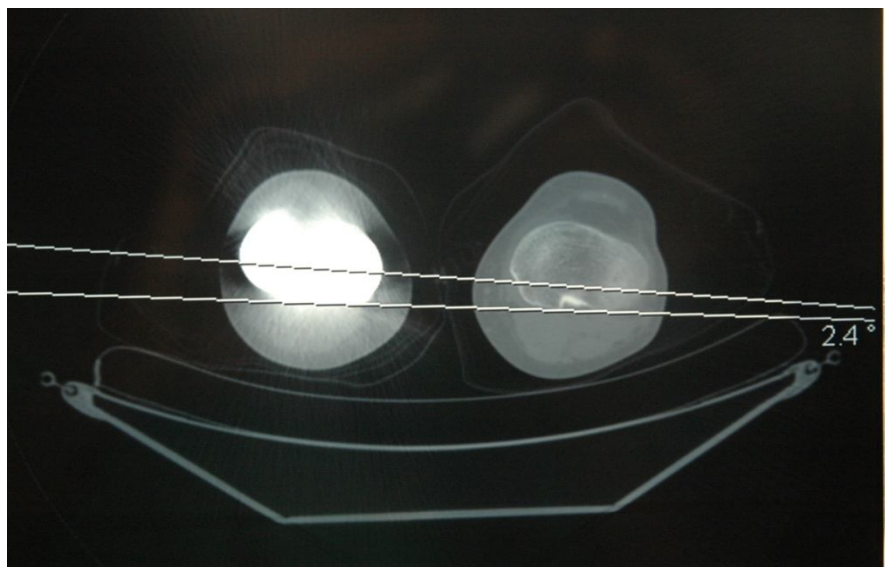
Dans notre étude nous avons retrouvé les résultats suivants pour la rotation de la pièce tibiale : l'embase tibiale était en rotation de  $3,33 \pm 0,92^\circ$  par rapport au fémur natif avec des extrêmes allant de  $2,2^\circ$  à  $5,4^\circ$  pour un objectif de  $3 \pm$

2° ; l'embase tibiale était en rotation de  $1,75 \pm 0,82^\circ$  en moyenne par rapport au tibia natif avec des extrêmes allant de  $0,6^\circ$  à  $3,5^\circ$  pour un objectif de  $0 \pm 2^\circ$  ; la pièce tibiale était en rotation de  $0,94 \pm 0,45^\circ$  en moyenne par rapport à la pièce fémorale avec des extrêmes allant de  $0,4^\circ$  à  $2^\circ$  pour un objectif de  $0 \pm 2^\circ$ .

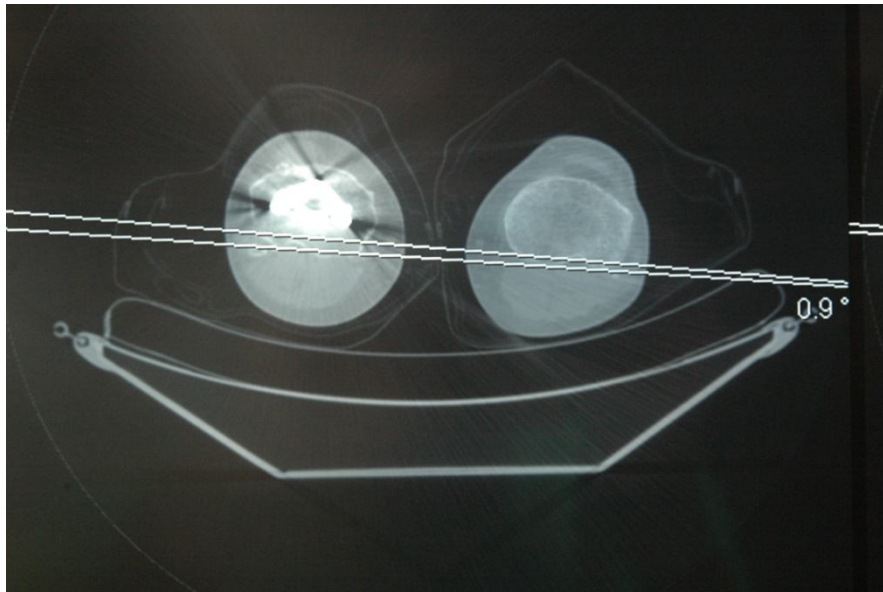
**Tableau IX :** Les différents angles de rotation de la pièce tibiale :

	ATE/AMPt ptg	AMPt ptg/AMPt natif	BCPf ptg/AMPt ptg
<b>Passeron et al. [76]</b>	(*) ----- (‡)	$2 \pm 11^\circ$ $18 \pm 8^\circ$	-----
<b>Berhouet et al. [52]</b>	(♠) $-3^\circ$ (♣) $-1,9^\circ$	$12,52^\circ$ $6,1^\circ$	$0,9^\circ$ $0,7^\circ$
<b>Tao et al. [77]</b>	-----	$2,3 \pm 3,5^\circ$	-----
<b>Hiroyuki et al. [49]</b>		$18,7 \pm 9,5^\circ$	
<b>Notre série</b>	$3,1^\circ$	$1,8^\circ$	$1^\circ$

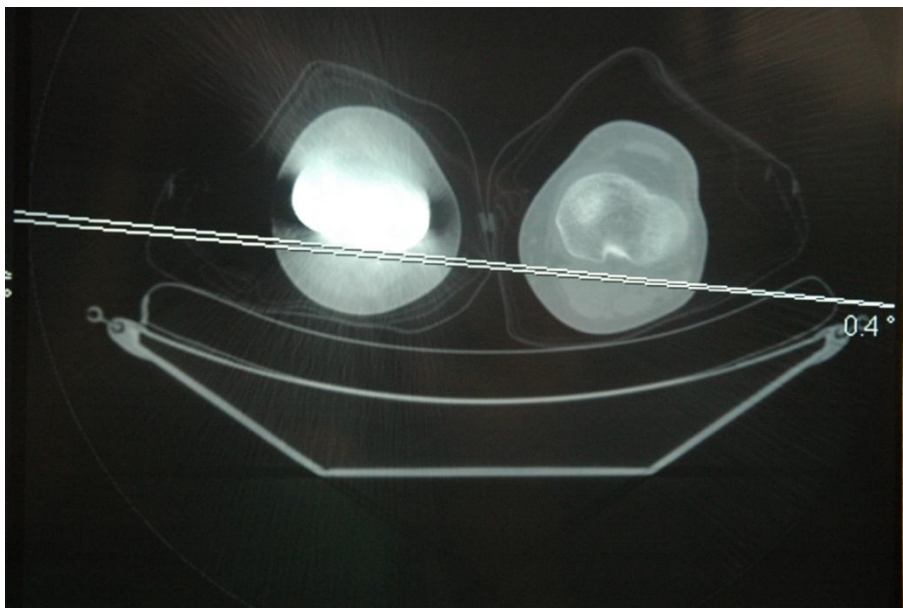
(\*) = groupe voie d'abord parapatellaire latérale ; (‡) = groupe voie d'abord parapatellaire médiale  
(♠) = groupe genu valgum ; (♣) = groupe genu varum ;



**Figure 18 :** TDM montrant la mesure de l'embase tibiale par rapport à l'ATE



**Figure 19** : TDM du genou montrant la rotation de l'embase tibiale par rapport au tibia.



**Figure 20** : TDM du genou montrant la rotation de la pièce tibiale par rapport à la pièce fémorale.

**Passeron et al.** [76], ont dans une série de 45 PTG mesuré d'une part l'angle formé par la ligne perpendiculaire à l'axe transversal de l'embase tibiale passant par son centre et la ligne unissant ce centre au milieu de la TTA ; d'autre part la distance entre les deux lignes perpendiculaires à l'axe transversal de l'embase, l'une passant par le centre de l'embase, l'autre par le milieu de la TTA. Dans le groupe à voie d'abord médiale (30) la distance moyenne était de  $7 \pm 3$ mm (extrêmes de 1 à 16mm) et l'angle de rotation moyen était de  $18 \pm 8^\circ$  (extrêmes de 1 à  $36^\circ$ ) de rotation interne ; dans le groupe à voie d'abord latérale (15) la distance moyenne était de  $1 \pm 4$ mm (de -5 à 7mm) et l'angle de rotation de  $2 \pm 11^\circ$  (de  $-14$  à  $19^\circ$ ).

**Hiroyuki Enomoto et al.** [49] ont dans une étude de 32 PTG trouvé une rotation de  $18,7 \pm 9,5^\circ$  en utilisant comme repère l'axe du pilon tibial.

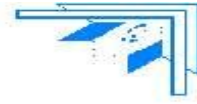
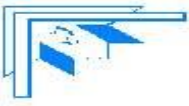
**Tao K et al.** [77] ont mesuré dans une série de 120 PTG un positionnement en rotation externe de l'embase tibiale de  $2,3 \pm 3,5^\circ$  ( $15$  à  $-10^\circ$ ) avec  $2,8 \pm 3,4^\circ$  pour les genu varum et  $1,4 \pm 3,5^\circ$  pour les genu valgum.

**Berhouet et al.** [52], ont mesuré le positionnement rotatoire de l'embase tibiale sur une série de 94 PTG. Dans le groupe genu varum opéré par voie parapatellaire médiale, l'angle condylien postérieur prothétique était de  $3,14^\circ$  (DS : 1,91 ; extrêmes de 0 à  $17,5^\circ$ ) l'embase tibiale était en rotation interne de  $1,9^\circ$  (DS : 4,93 ; extrêmes de  $-13,6$  à  $7^\circ$ ) par rapport à l'ATEa, la rotation de la pièce tibiale était externe de  $6,1^\circ$  (DS : 5,85 ; extrêmes de  $-4,6$  à  $22,5^\circ$ ) par rapport au tibia natif, l'embase tibiale était en rotation externe de  $0,7^\circ$  (DS : 4,45 ; extrêmes de  $-9,5$  à  $9,2^\circ$ ) par rapport à la pièce fémorale. Dans le groupe genu valgum opéré par voie parapatellaire latérale, l'angle condylien postérieur prothétique était de  $4,72^\circ$  (DS : 2,7 ; extrêmes de 0 à  $11^\circ$ ) l'embase tibiale était

en rotation interne de  $3^\circ$  (DS :4,48 ; extrêmes de  $-16,2$  à  $4,8^\circ$ ) par rapport à l'ATEa, la rotation de la pièce tibiale était externe de  $12,52^\circ$  (DS : 8,6 ; extrêmes de  $-10$  à  $28,9^\circ$ ) par rapport au tibia natif, l'embase tibiale était en rotation externe de  $0,9^\circ$  (DS : 4,5 ; extrêmes de  $-10,8$  à  $9,5^\circ$ ) par rapport à la pièce fémorale.

Dans notre étude nous avons retrouvé l'embase tibiale en rotation de  $3,33 \pm 0,91^\circ$  par rapport à l'ATE ; la pièce tibiale en rotation de  $1,75 \pm 0,82^\circ$  par rapport au tibia natif et l'embase tibiale en rotation de  $0,94 \pm 0,45^\circ$  par rapport à la pièce fémorale. Nos résultats étaient concordants avec ceux de **Tao** et **Berhouet** sauf pour la rotation de la pièce tibiale par rapport au tibia natif. Cette différence serait due à la difficulté de repérage de la ligne marginale tibiale postérieure native à la TDM postopératoire, ainsi que du niveau de coupe tibiale devant être pris juste sous le plateau prothétique. L'écart entre nos résultats et ceux de **Passeron** et **hiroyuki** s'explique aussi par le fait qu'ils ont utilisé le rapport entre l'axe au centre du tibia et le sommet de la TTA pour la mesure de l'angle de rotation.

Nos résultats sur les différentes rotations de la pièce tibiale étaient dans les objectifs prédéfinis et concordait avec ceux de la littérature, de plus la pièce tibiale était toujours positionné parallèlement à la pièce fémorale.



# *Conclusion*



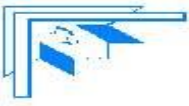
Le positionnement en rotation des pièces prothétiques fait partie des critères de bon fonctionnement à court et à long terme de la PTG aussi bien qu'un alignement fronto-sagittal correct et un bon équilibrage des structures capsulo-ligamentaires.

Toute douleur inexplicée sur PTG devrait faire l'objet d'un examen tomodensitométrique à la recherche d'un trouble de rotation des pièces prothétiques.

La Ligne Condylieune Postérieure, l'Axe Transépicondylien et la Ligne de Whiteside peuvent être pris comme des repères fiables pour le positionnement en rotation des pièces prothétiques surtout quand ces axes sont définis à partir d'une TDM.

Dans notre étude la pièce fémorale était positionnée en rotation parallèlement à l'ATE et la pièce tibiale était toujours parallèle à celle ci.

Mais il en ressort que l'utilisation d'une TDM préopératoire afin de déterminer la TEDF ainsi que les différents axes de rotation, la chirurgie naviguée permettent d'avoir un meilleur positionnement en rotation des différentes pièces prothétiques. Mais il apparaît également nécessaire de s'adapter à chaque patient en raison de la variabilité anatomique individuelle.



# *Résumé*



## **RESUME**

**Titre** : Les troubles de rotation des pièces prothétiques du genou.

**Mots clés** : - PTG – Rotation pièce fémorale – Rotation pièce tibiale

**Auteur** : Cheik Oumar Pingdwindé OUEDRAOGO

Les troubles de rotation des implants définis comme étant le malpositionnement dans le plan transversal des implants engendrent un nombre important d'échecs après la prothèse totale de genou. Ce travail est une étude prospective portant sur 31 PTG réalisées au service de traumatologie et orthopédie de l'Hôpital Militaire d'Instruction Mohammed V de Janvier 2010 à Décembre 2012, afin d'évaluer la rotation des différents implants à l'aide d'une TDM postopératoire et ainsi faire une comparaison avec des séries de la littérature. L'âge moyen des patients était de 63 ans, l'HKA moyen est passé de  $174 \pm 6$  en préopératoire à  $178 \pm 2$  en postopératoire, le score IKS moyen est lui passé de 160 en préopératoire à 188 en postopératoire. L'Angle Condyléen Postérieur était en moyenne de  $3,72 \pm 0,98^\circ$ , l'embase tibiale était en rotation de  $3,33 \pm 0,91^\circ$  par rapport au fémur natif, en rotation de  $1,75 \pm 0,82^\circ$  en moyenne par rapport au tibia natif et de  $0,94 \pm 0,45^\circ$  en moyenne par rapport à l'implant fémoral. Dans notre série la pièce fémorale était positionnée parallèlement à l'ATE et la pièce tibiale parallèlement à la pièce fémorale. Ces résultats étaient également en accord avec ceux retrouvés dans la littérature, mais il en ressort que l'utilisation d'une TDM préopératoire pour déterminer la ligne Tangente aux Condyles Postérieurs (TCP), l'Axe Transépicondylien (ATE) et la Ligne de Whiteside (LW) ainsi que la chirurgie assistée par ordinateur amélioreraient ces résultats.

## **ABSTRACT**

**Title:** Components malrotation in total knee arthroplasty.

**Keywords:** - TKA - Femoral component rotation – tibial component rotation

**Author:** Cheik Oumar Pingdwindé OUEDRAOGO

Malrotation of implants defined as the malpositioning in the transverse plane implants generate a significant failures after total knee arthroplasty. This work is a prospective study of 25 patients for a total of 31 TKA performed at the Trauma and Orthopaedics unit of Military Hospital of Instruction Mohammed V from January 2010 to December 2012 to assess the rotation of the various implants using a postoperative CT, and thus make a comparison with published series.

The average age of patients was 63 years, the average HKA increased from 174 preoperatively to 178 postoperatively, the average IKS score past 160 preoperatively to 188 postoperatively.

The posterior condylar angle averaged  $3,72 \pm 0,98^\circ$ , the tibial tray was  $3,33 \pm 0,91^\circ$  in rotation relative to the native femur, rotation of  $1,75 \pm 0,82^\circ$  on average compared to native tibia and  $0.94 \pm 0,45^\circ$  on average relative to the femoral implant.

In our series the femoral implant was positioned parallel to the ATE and the tibial implant parallel to the femoral implant. These results were also consistent with those found in the literature, but it appears that the use of preoperative CT scan to determine the tangent line to Posterior Condyle (TCP),

Transepicondylar Axis (ATE) and Whiteside line (LW) and the computer-assisted surgery improved these results.

# ملخص

العنوان: إضرابات الدوران الخاصة بالبدالة الكاملة للركبة.

الكلمات الأساسية: اضطرابات الدوران - بدالة الركبة - الأشعة المقطعية.

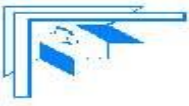
من طرف: شيخ عمر بنحويندي أودراجو

اضطرابات خاصة بالبدائل أو وقع الدوران الخاطئ على المستوى العرضي للبدائل الكاملة للركبة يولد عدد كبير من الإخفاقات بعد تركيب هذه الأخيرة.

هذا العمل هو دراسة استطلاعية خاصة بـ 24 مريض، أي ما مجموعه 32 بدالة أجريت في قسم جراحة العظام والمفاصل بالمستشفى العسكري الجامعي محمد الخامس من الفترة ما بين يناير 2010 إلى ديسمبر 2012 لتقييم الدوران بالنسبة لجميع البدائل، وذلك عن طريق دراسة الأشعة المقطعية بعد العملية الجراحية وبالتالي إجراء مقارنة مع السلاسل الأدبية كان متوسط عم المريض 64 سنة. ارتفع متوسط HKA من 165 درجة إلى 178 درجة بعد العملية الجراحية ومتوسط IKS ارتفع من 168 قبل العملية الجراحية إلى 178 بعدها وبلغ متوسط زاوية اللقمة الخلفي  $3,6^\circ$  وكان دوران علبة الظنبوب بـ  $2,8^\circ$  لعظم الفخذ الأصلي، ودوران بدرجة واحدة في المتوسط بالمقارنة مع السياق الأصلي وبـ  $0,8^\circ$  درجة في المتوسط أيضا بالنسبة إلى زرع الفخذ.

في سلسلتنا تم وضع بدالة عظم الفخذ موازيا لـ TCP وبدالة عظم الساق بالتوازي أيضا مع بدالة عظم الفخذ.

وكانت هذه النتائج أيضا مع تلك التي وجدت في الأدب. ولكن يبدو أن استخدام الأشعة المقطعية قبل الجراحة لتحديد خط المماس إلى اللقم الخلفي (TCP) والمحور العابر للقيمة (ATE) وخط Witheside (LW) والجراحة بمساعد الحاسوب تحسن هذه النتائج.



# *Annexes*



## Annexe 1 : fiche d'exploitation de notre série

	age	sexe	implant	HKA Préop /postop	IKS Préop /postop	ACP	ATE/ AMPt_ ptg	AMPt_ptg/ AMPt_natif	BCPf_ptg/ AMPt_ptg
1	69	H	Z	171°/179°	157/185	4,6°	2,8°	1,2°	0,6°
2	49	F	Z	175°/178°	134/179	5,2°	3,1°	1,4°	1,0°
3	66	H	N	171°/177°	170/195	3,6°	5,4°	3,5°	2,0°
4	66	H	N	172°/176°	175/190	3,6°	5,4°	3,5°	2,0°
5	79	F	Z	174°/179°	148/193	3,4°	2,2°	1,0°	0,4°
6	76	F	Z	168°/174°	163/188	3,9°	2,3°	1,0°	0,7°
7	53	F	N	169°/178°	142/171	2,8°	3,3°	1,5°	0,7°
8	60	H	N	166°/179°	148/178	2,6°	2,9°	1,0°	1,0°
9	68	H	Z	184°/180°	176/200	3,6°	2,4°	0,9°	0,4°
10	68	H	Z	183°/178°	151/183	3,6°	2,4°	0,9°	0,4°
11	71	F	Z	175°/180°	158/200	2,4°	3,1°	1,3°	0,8°
12	76	F	Z	171°/180°	167/200	3,2°	2,2°	0,6°	0,6°
13	62	F	Z	176°/179°	163/192	4,1°	3,2°	1,9°	0,8°
14	60	F	Z	172°/178°	159/188	3,5°	3,0°	1,6°	1,2°
15	56	F	Z	173°/178°	167/194	4,3°	2,6°	1,0°	1,0°
16	56	F	Z	185°/180°	174/200	4,3°	2,6°	1,0°	1,0°
17	64	H	N	184°/181°	183/192	3,9°	2,9°	1,2°	0,4°
18	60	F	Z	170°/177°	178/187	3,4°	2,8°	0,9°	0,6°
19	69	H	N	168°/174°	147/181	3,7°	4,6°	2,9°	1,5°
20	49	H	Z	169°/176°	158/178	3,2°	5,1°	3,2°	1,4°
21	58	F	Z	166°/175°	141/173	4,0°	3,7°	1,9°	0,8°
22	58	F	Z	174°/180°	167/200	4,0°	3,7°	1,9°	0,8°
23	71	F	N	186°/182°	179/189	3,1°	2,0°	1,0°	1,0°
24	62	H	N	172°/179°	166/200	3,3°	4,3°	2,7°	1,3°
25	61	F	Z	167°/176°	137/176	2,9°	5,1°	3,4°	2,0°
26	81	F	Z	164°/178°	144/174	3,2°	4,3°	2,6°	0,9°
27	56	F	N	185°/180°	157/182	3,4°	2,5°	1,6°	0,6°
28	56	F	N	187°/183°	163/193	3,4°	2,5°	1,6°	0,6°
29	57	H	Z	172°/177°	171/195	2,7°	3,7°	2,1°	0,7°
30	59	F	Z	175°/180°	168/200	3,0°	3,4°	1,8°	1,2°
31	59	F	Z	171°/179°	157/185	2,6°	3,5°	1,7°	0,8°

## Annexe 2 : Fiche d'évaluation du score IKS

<b>3.5 SCORE DU GENOU (100 POINTS)</b>	
<b>3.5.1 DOULEUR (50 points)</b>	
Aucune	50
Douleur légère occasionnelle lors d'activité excessive, absente lors d'activité courante	45
Douleur présente lors d'activité courante et ne les limitant pas	40
Douleur limitant les activités courantes	30
Douleur importante	20
Douleur importante nécessitant un support permanent lors de l'appui	10
Douleur permanente, nocturne, empêchant tout appui	0
<b>Score douleur=...pts</b>	
<b>3.5.2 MOBILITE (25 points)</b>	
<b>Flexion : coter la flexion de 0 à 25 points (5°= 1 point) Flexion=.....pts</b>	
<i>Déductions : si Flexum : 5 à 10°=-2 ; 11 à 15°=-5 ; 16 à 20°=-10 ; &gt;20°=-1</i>	<i>Déductions=-.....pts</i>
<i>Si Flexum actif : &lt;10°=-5 ; 11 à 20°=-10 ; &gt;20°=-20</i>	
<b>Score mobilité=....pts</b>	
<b>3.5.3 LAXITE (25 points)</b>	
<b>Laxité ant-post : 10pts (+=10pts ++=5pts +++=0) Laxité ant-post=.....pts</b>	
<b>Laxité lat : 15pts (+=15pts ++=10pts +++=5pts &gt;+++=0) Laxité lat=.....pts</b>	
<i>Déductions : de 178 à 182°=0 ; au-delà déduction de 3pts par degré</i>	<i>Déductions=.....pts</i>
<b>Score laxité=.....pts</b>	
<b>SCORE GENOU =..pts</b>	
<b>3.6 SCORE FONCTION (100 POINTS)</b>	
<b>3.6.1 MARCHE (50 points)</b>	
Illimitée	50
>1500m	40
Entre 1500 et 500m	30
<500m	20
Limitée à l'intérieur	10
Impossible	0
<b>Score marche=.....pts</b>	
<b>3.6.2 ESCALIERS (50 points)</b>	
<b>3.6.3</b>	
Normalement	50
Montée normale et descente avec rampe	40
Montée et descente avec rampe	30
Descente marche par marche	15
Montée et descente impossibles	0
<b>Score escaliers=...pts</b>	
<i>Déductions : 1 canne=-5pts 2 cannes=-10pts déambulateur=-20pts</i>	<i>Déductions=-.....pts</i>
<b>SCORE FONCTION=...pts</b>	

**Annexe 3 : Protocole de la Société Française de la Hanche et du Genou pour  
TDM PTG.**

---

**La torsion du fémur : c'est l'angle entre l'axe du col du fémur et la tangente aux condyles postérieurs.**

**La rotation de la pièce fémorale par rapport au fémur : c'est l'angle entre l'axe transépicondylien et la tangente aux condyles postérieurs.**

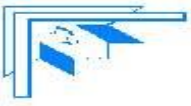
**La rotation au sein de la prothèse : c'est l'angle entre la tangente aux condyles postérieurs et la tangente au bord postérieur de l'embase tibiale.**

**La rotation entre l'insert en polyéthylène et l'embase tibiale (en cas d'insert mobile) : c'est l'angle entre les tangentes aux bords postérieurs de l'insert en polyéthylène et l'embase tibiale.**

**La rotation entre la pièce tibiale et le tibia : c'est l'angle entre l'axe centre du tibia et le sommet de la TTA.**

**La mesure de la distance entre la prothèse et la TTA : c'est la distance entre la perpendiculaire à l'axe transversal de la pièce tibiale passant par le centre de la quille et la parallèle à cette dernière passant par le centre de la TTA.**

---



# *Bibliographie*



- [1] **Bonnin M, Beaufils P.** Complications fémoro-patellaires des prothèses totales de genou. Alignement des pièces fémorale et tibiale. Réunion ouverte SFHG 2007 ; <http://www.sfhg.fr/2007>
- [2] Service de chirurgie orthopédique I de l'Hôpital Militaire d'Instruction Mohammed V de Rabat.
- [3] **Kapandji A.** Physiologie articulaire. Membre inférieur, Vol. 2. Paris: Maloine; 1987
- [4] **Lustig S, Dojcinovic S, Neyret P.** Anatomie du genou pour le chirurgien orthopédiste. Maitrise orthopédique 2000. n°139.
- [5] Chirurgiedusport.com
- [6] **Goodfellow J, O'Connor J.** The mechanics of the knee and prosthesis design. J Bone Joint Surg (B) 1978; 60 (3): 58-69.
- [7] **Carnet JP.** Biomécanique de l'articulation du genou. Cahiers d'enseignement de la Sofcot, conférence d'enseignement 1991 : 189-208.
- [8] **Maquet P.** Principes de biomécanique statique. Application au genou. In : cahier d'enseignement de la Sofcot, (22) : p. 19-35. 1993.
- [9] **Williams A and Phillips C.** Functionnal in vivo kinematic. Analysis of the normal knee. Total knee Arthroplasty, 2005: p. 32-37.65
- [10] **Eckhoff DG.** Location of the femoral sulcus in the osteoarthritic knee. J Arthroplasty, 1996. 11(2): p. 163-5.

- [11] **Eckhoff DG.** Fonctionnal anatomy of the knee. Total knee Arthroplasty, 2005: p. 18-24.
- [12] **Klein P, Sommerfeld P.** Biomécanique des membres inférieurs. 2008.
- [13] **Asano T, Akagi M, Nakamura T.** The functional flexion-extension axis of the knee corresponds to the surgical epicondylar axis. J Arthroplasty 2005;20:1060-7.
- [14] **Victor J et al.** An experimental model for kinematic analysis of the knee. J Bone Joint Surg Am, 2009. **91 Suppl 6**: p. 150-63.
- [15] **Victor J et al.** The influence of muscle load on tibiofemoral knee kinematics. J Orthop Res, 2010. **28(4)**: p. 419-28.
- [16] **Jenny JY et al.** In vitro analysis of the continuous active patellofemoral kinematics of the normal and prosthetic knee. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2002. **88(8)**: p. 797-802.
- [17] **Walker PS, Ambarek MS, Morris JR, Olanlokun K, Cobb A.** Anterior-posterior stability in partially conforming condylar knee replacement. *Clin Orthop* 1995;**310**:87-97.
- [18] **Blunn GW, Walker PS, Joshi A, Hardinge K.** The dominance of cyclic sliding in producing wear in total knee replacement. *Clin Orthop* 1991;**273**:253-60.
- [19] Casteleyn PP. Knee implant kinematic. EMC-Rhumatologie Orthopédie 2 (2005); 573-581;

- [20] **Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR, Haas BD, Stiehl JB.** Multicenter determination of in vivo kinematics of total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 2003;**416**:37-57.
- [21] **Banks SA, Harman MK, Hodge WA.** Mechanism of anterior impingement damage in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2002;**84**(suppl2):37-42.
- [22] **Aubriot JH.** Historique et évaluation des prothèses totales du genou. Cahiers d'enseignement de la Sofcot 1989. Paris : l'expansion scientifique française ; 35 : 1-5.
- [23] **Augereau B, Vandenbussche E.** Prothèses charnières du genou. Cahiers d'enseignement de la Sofcot (81) ; 2002 : 37-45.
- [24] **Aubriot JH.** Prothèses totales du genou à plateau fixe. Cahiers d'enseignement de la Sofcot (81) ; 2002 : 46-56.
- [25] **Akagi M, Matsuse Y, Mata T, Asada Y, Horiguchi M, Iida H et al.** Effect of rotational alignment on patellar tracking in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1999;366:155-63.
- [26] **Olcott CW, Scott RD.** Femoral component rotation during total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1999;367:39-42.
- [27] **Victor J.** Rotational alignment of the distal femur: a literature review. *Orthop Traumatol Surg Res* 2009;95:365-72.
- [28] **Laskin RS.** Flexion space configuration in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1995;10:657-60.

- [29] **Poilvache PL, Insall JN, Scuderi GR, Font-Rodriguez DE.** Rotational landmarks and sizing of the distal femur in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1996;331:35-46.
- [30] **Yoshioka Y, Siu D, Cooke TD.** The anatomy and functional axes for the femur. *J Bone Joint Surg* 1987;69:873-80.
- [31] **Jenny JY, Boeri C.** Low reproducibility of the intraoperative measurement of the transepicondylar axis during total knee replacement. *Acta Orthop Scand* 2004;75:74-7.
- [32] **Galaud B, Beaufils P, Michaut M, Abadie P, Fallet L, Boisrenoult P.** Distal femoral torsion: comparison of CT scan and intraoperative navigation instruments during total knee arthroplasty. A report of 70 cases. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2008;94:573-9.
- [33] **Yoshino N, Takai S, Ohtsuki Y, Hirasawa Y.** Computed tomography measurement of the surgical and clinical transepicondylar axis of the distal femur in osteoarthritic knees. *J Arthroplasty* 2001;16:493-7.
- [34] **Asano T, Akagi M, Koike K, Nakamura T.** In vivo three dimensional patellar tracking on the femur. *Clin Orthop Rel Res* 2003;413:222-32.
- [35] **Berger RA, Rubash HE, Seel MJ, Thompson WH, Crosssett LS.** Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis. *Clin Orthop Rel Res* 1993;286:40-7.

- [36] **Arima J, Whiteside LA, McCarthy DS, White S.** Femoral rotational alignment, based on the anteroposterior axis, in total knee arthroplasty in a valgus knee. *J Bone Joint Surg* 1995;77:1331-4.
- [37] **Whiteside LA, Arima J.** The anteroposterior axis for femoral rotational alignment in valgus total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1995;321:168-172.
- [38] **Nagamine R, Miura H, Inoue Y, Urabe K, Matsuda S, Okamoto Y et al.** Reliability of the anteroposterior axis and the posterior condylar axis for determining rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty. *J Orthop Sci* 1998;3:194-8
- [39] **Victor J, Van Doninck D, Labey L, Innocenti B, Parizel PM, Bellemans J.** How precise can bony landmarks be determined on a CT scan of the knee? *Knee*, 2009, in press DOI:10.1016/j.knee.2009.01.001.
- [40] **Victor J, Van Doninck D, Labey L, Van Glabbeek F, Parizel P, Bellemans J.** A common reference frame for describing rotational alignment of the distal femur. *J Bone Joint Surg*, 2009;91- B:683-690.
- [41] **Scuderi GR, Insall JN.** Posterior stabilized prosthesis. *Orthop Clin North Am* 1989;20:71-8.
- [42] **Insall JN.** Technique of total knee replacement. *AAOS Instr Course Lect* 1981;30:324.

- [43] **Jazrawi LM, Birdzell L, Kummer FJ et al.** The accuracy of computed tomography for determining femoral and tibial total knee arthroplasty component rotation. *J Arthroplasty* 2000;15:761.
- [44] **Talbot S and Bartlett J.** The anterior surface of the femur as a new landmark for femoral component rotation in total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2008. **16(3)**: p. 258-62
- [45] **Akagi M, Nonaka T, Tsujimoto H, Asano T, Hamanishi C.** An anteroposterior axis of the tibia for total knee arthroplasty. *Clin Orthop Rel Res* 2004;420:213-9.
- [46] **Akagi M, Mori S, Nishimura S, Nishimura A, Asano T, Hamanishi C.** Variability of extraarticular tibial rotation references for total knee arthroplasty. *Clin Orthop Rel Res* 2005;436:172-6.
- [47] **Huddleston JI, Scott RD, Wimberley DW.** Determination of neutral tibial rotational alignment in rotating platform TKA. *Clin Orthop Rel Res* 2005;440:101.
- [48] **Bonnin MP, Saffarini M, Mercier PE, Laurent JR, Carrillon Y.** Is the Anterior Tibial Tuberosity a Reliable Rotational Landmark for the Tibial Component in Total Knee Arthroplasty? *J Arthroplasty* 2011;26:260-7.
- [49] **Hiroyiku Enomoto et al.** A Novel and Reproducible Reference Axis for Distal Tibial Axial Rotation, *The Journal of Arthroplasty* (2013), <http://dx.doi.org/10.1016/j.arth.2012.11.005>

- [50] **Aglietti P, Sensi L, Cuomo P et al.** Rotational position of femoral and tibial components in TKA using the femoral transepicondylar axis. Clin Orthop Rel Res 2008:466.
- [51] **LeCoq M, Bonneville B, Chemama B, LeGal C, Chaynes P, Sans N, Mansat P.** Are transepicondylar axis and Whiteside's line useful in computed assisted knee arthroplasty? Experimental study in operative situation.
- [52] **Berhouet J, Beaufils P, Boisrenoult P, Frasca D, Pujol N.** Rotational positioning of the tibial tray in total knee arthroplasty: A CT evaluation. Rev Chir Orthop et Traum 2011; 97: 686-691.
- [53] **Lotke P, Ecker M.** Influence of position of prosthesis in total knee replacement. J Bone Joint Surg 1977;59:77-9.
- [53] **Mochizuki RM, Schurman MD.** Patellar complications following total knee arthroplasty. J Bone Joint Surg 1979;61:879-83.
- [55] **Windsor RE, Scuderi GR, Moran MC et al.** Mechanisms of failure of the femoral and tibial components in total knee arthroplasty. Clin Orthop 1989;248:15.
- [56] **Bargren JH, Blaha JD, Freeman MZ.** Alignment in total knee arthroplasty. Clin Orthop 1983;173-178.

- [57] **Matsuda S, Miura H, Nagamine R, Urabe K, Hirate G, Iwamoto Y.** Effect of femoral and tibial component position on patellar tracking following total knee arthroplasty: 10-year follow-up of Miller-Galante I knees. *Am J Knee Surg* 2001;14:152-6.
- [58] **Anouchi YS, Whiteside LA, Kaiser AC, Milliano MT.** The effects of axial rotational alignment of the femoral component on knee stability and patellar tracking in total knee arthroplasty demonstrated on autopsy specimens. *Clin Orthop* 1991;287:170.
- [59] **Hanada H, Whiteside LA, Steiger J, Dyer P, Masatoshi N.** Bone landmarks are more reliable than tensioned gaps in TKA component alignment. *Clin Orthop* 2007;462:137—42.
- [60] **Michaut M, Beaufils P, Galaud B, Abadie P, Boisrenoult P, Fallet L.** Rotational alignment of femoral component with computer assisted surgery during total knee arthroplasty. *Rev Chir Orthop Appar Mot* 2008;94:580-4.
- [61] **El Masri F, Rammal H, Ghamed I, El Hage S, El Abiad R, Kharrat K, Dagher F.** Computer-assisted surgery in total knee replacement preliminary results: Report of 60 cases
- [62] **Bove JC.** Computer-assisted total knee arthroplasty: does the tibial component remain at malposition risk? *J.otsr.2009.11.017.*

- [63] **Yoshino N, Takai S, Ohtsuki Y, Hirasawa Y.** Computed tomography measurement of the surgical and clinical transepicondylar axis of the distal femur in osteoarthritic knees. *J Arthroplasty* 2001;16:493-7.
- [64] **Kevin C et al.** Computer assisted navigation software advancement improve the accuracy of total knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty* vol. 26. n°3. 2011.
- [65] **Guinguand O.** symétrisation des espaces pour le contrôle de la rotation fémorale permise par le tenseur X-CELERATE. *Maitrise orthopédique*, 2007 160.
- [66] **Menguy F, Fourmer L, Hulet C, Locker B, Vielpeau C.** Réglage de la rotation de la pièce fémorale dans les prothèses totales de genou: Etude clinique et scannographique de 20 PTG (Jade®). *Ann Orthop Ouest* 2003;35:157-66.
- [67] **Mantas JP, Bloebaum RD, Skedros JG, Hofmann AA.** Implications of reference axes used for rotational alignment of the femoral component in primary and revision knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1992; 7: 531-5.
- [68] **Griffin MF, Insall JN, Scuderi GR.** The posterior condylar angle in osteoarthritic knees. *J Arthroplasty* 1998; 13: 812-5.
- [69] **Griffin MF, Insall JN, Scuderi GR.** Accuracy of soft tissue balancing in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2000; 15: 970-3.

- [70] **Berger RA, Rubash HE, Seel MJ, Warren HT, Crosset LS.** Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis. Clin Orthop 1993; 286:40-7.
- [71] **Walde TA et al.** Optimized functional femoral rotation in navigated total knee arthroplasty considering tension. The knee 17 (2010); 381-386.
- [72] **Hiroshi MD et al.** An additional reference axis improves femoral rotation alignment in free computer navigation assisted total knee arthroplasty. The journal of arthroplasty 28 (2013); 766-771.
- [73] **Bové JC et al.** Computer assisted total knee arthroplasty: comparaison of two successive systems: learning curve. Rev Chir Orthop Appar Mot (2008) 94, 252-260.
- [74] **Eckhoff DG, Dwyer TF, Bach JM, Spitzer VM, Reinig KD.** Three dimensional mechanics, kinematics, and morphology of the knee viewed in virtual reality: part I. J Bone Joint Surg Am 2001; 83(Suppl. 2):43-50.
- [75] **HAS.** Chirurgie prothétique du genou assistée par ordinateur: apport de la navigation.2009.
- [76] **Passeron D, Gaudot F, Boisrenoult P, Fallet L, Beaufils P.** Does lateral versus medial exposure influence total knee tibial component final external rotation? A CT based study. Orthop Traumatol Surg Res 2009;95:420-4.

- [77] **Tao K et al.** Aligning the tibial component with medial border of the tibial tubercle—is it always right? *Knee* (2012), doi:[10.1016/j.knee.2012.06.007](https://doi.org/10.1016/j.knee.2012.06.007)
- [78] **Page SR, Deakin AH, Payne AP, Picard F.** Reliability of frames of reference used for tibial component rotation in total knee arthroplasty. *Comput Aided Surg* 2011; 16:86-92.
- [79] **Abadie P, Galaud B, Michaud M, Fallet L, Boisrenoult P, Beaufils P.** Distal femur rotational alignment and patellar subluxation: a CT scan in vivo assessment. *Orthop traumatol Surg Res* 2009; 95:267-71.
- [80] **Boisgard S, Moreau PE, Descamps S, Courtalhiac C, Silbert H, Moreel P et al.** Computed tomographic study of the posterior condylar angle in arthritic knees: its use in the rotational positioning of the femoral implant of total knee prostheses. *Surg Radiol Anat* 2003; 25:330-4.
- [81] **Restrepo C, Hozack W, Orozco F, Parvizi J.** Accuracy of femoral rotational alignment in total knee arthroplasty using computer assisted navigation. *Comput Aided Surg* 2008; 13:167-72.
- [83] **Olcott CW, Scott RD.** A comparison of 4 intraoperative methods to determine femoral component rotation during total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2000; 15:22-6.

- [84] **Chauhan SK, Scott RG, Breidahl W, Beaver RJ.** Computer assisted knee arthroplasty versus a conventional jig-based technique. A randomized prospective trial. *J Bone Joint Surg Br* 2004; 86:372-7.
- [85] **Stockl B, Nogler M, Rosiek R, Fischer M, Krismer M, Kessler O.** Navigation improves accuracy of rotational alignment in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 2004; 426:180-6.
- [86] **Matziolis G, Krockner D, Weiss U, Tohtz S, Perka C.** 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; 89:236-43.
- [87] **Lützner J, Krummenauer F, Wolf C, Günther K-P, Kirschner S.** Computer-assisted and conventional total knee replacement: a comparative, prospective, randomised study with radiological and CT evaluation. *J Bone Joint Surg Br* 2008; 90:1039-44.
- [88] **Bathis H, Perlick L, Tingart M, et al.** Alignment in total knee arthroplasty: a comparison of computer-assisted surgery with the conventional technique. *J Bone Joint Surg Br* 2004; 86-B: 682.
- [89] **Lutzner J, Krummenauer F, Gunther KP, et al.** Rotational alignment of the tibial component in total knee arthroplasty is better at the medial third of tibial tuberosity than at the medial border. *BMC Musculoskelet Disord* 2010; 11:57.

- [90] **Fukagawa S, Matsuda S, Mitsuyasu H, et al.** Anterior border of the tibia as a landmark for extramedullary alignment guide in total knee arthroplasty for varus knees. *J Orthop Res* 2011; 29:919.
- [91] **Eckhoff DG, Bach JM, Spitzer VM, Reinig KD, Bagur MM, et al.** Three-dimensional mechanics, kinematics, and morphology of the knee viewed in virtual reality: part II. *J Bone Joint Surg Am* 2003; 87(Suppl. 2):71.
- [92] **Ikeuchi M, Yamanaka N, Okanoue Y, et al.** Determining the rotational alignment of the tibial component at total knee replacement. A comparison of two techniques. *J Bone Joint Surg (Br)* 2007; 89:45-50.
- [93] **Cobb JP, Dixon H, Dandachli W, Iranpur F.** The anatomical tibia axis: reliable rotational orientation in knee replacement. *J Bone Joint Surg* 2008;90-B:1032-8.

## *Serment d'Hippocrate*

Au moment d'être admis à devenir membre de la profession médicale, je m'engage solennellement à consacrer ma vie au service de l'humanité.

- Je traiterai mes maîtres avec le respect et la reconnaissance qui leur sont dus.
- Je pratiquerai ma profession avec conscience et dignité. La santé de mes malades sera mon premier but.
- Je ne trahirai pas les secrets qui me seront confiés.
- Je maintiendrai par tous les moyens en mon pouvoir l'honneur et les nobles traditions de la profession médicale.
- Les médecins seront mes frères.
- Aucune considération de religion, de nationalité, de race, aucune considération politique et sociale ne s'interposera entre mon devoir et mon patient.
- Je maintiendrai le respect de la vie humaine dès la conception.
- Même sous la menace, je n'userai pas de mes connaissances médicales d'une façon contraire aux lois de l'humanité.
- Je m'y engage librement et sur mon honneur.

# قسم أبقراط

بسم الله الرحمن الرحيم

أقسم بالله العظيم

في هذه اللحظة التي يتم فيها قبولي عضوا في المهنة الطبية أتعهد علانية:

- أبأن أكرس حياتي لخدمة الإنسانية .
- وأبأن أأحترم أساتذتي وأأعترف لهم بأجميل الذي يستحقونه .
- وأبأن أأمارس مهنتي بواجب من ضميري وشر في أأعالج أأصحة مرضي هد في الأول .
- وأبأن أأفشي الأسرار المعهودة إلي .
- وأبأن أأحافظ بأكل ما لدي من وسائل على الشرف والتقاليد النبيلة لمهنة الطب .
- وأبأن أأعتبر سائر الأطباء إخوة لي .
- وأبأن أأقوم بأواجبي نحو مرضاي بدون أي اعتبار ديني أو وطني أو عرقي أو سياسي أو اجتماعي .
- وأبأن أأحافظ بأكل حزم على احترام الحياة الإنسانية منذ نشأتها .
- وأبأن أأستعمل معلوماتي الطبية بطرق يضر بأحقوق الإنسان مهما لاقيت من تهديد .
- وأبأن أأعهد عن كامل أأختيار ومقسما بشري في .

## إضطرابات الدوران الخاصة بالبدالة الكاملة للركبة

### أطروحة

قدمت ونوقشت علانية يوم: .....

من طرف

**السيد : شيخ عمر بنحويندي أودراجو**

المزاد في: 24 شتنبر 1985 بوكادوكو

من المدرسة الملكية لمصلحة الصحة العسكرية - الرباط

**لنيل شهادة الدكتوراه في الطب**

الكلمات الأساسية: اضطرابات الدوران - بدالة الركبة - الأشعة المقطعية.

تحت إشراف اللجنة المكونة من الأساتذة

رئيس و مشرف

أعضاء

}

السيد: عبد الوهاب جعفر

أستاذ في جراحة العظام والمفاصل

السيد: منصور طنان

أستاذ في جراحة العظام والمفاصل

السيد: مصطفى بوسوكة

أستاذ في جراحة العظام والمفاصل

السيد: سعيد أكجوج

أستاذ في طب الأشعة