

UNIVERSITE DE STRASBOURG
FACULTE DE MEDECINE de STRASBOURG

ANNÉE : 2018

N° 175

THESE

PRESENTEE POUR LE DIPLOME DE DOCTEUR EN MEDECINE

Diplôme d'Etat

Mention : D.E.S. de CHIRURGIE GENERALE

PAR

Florent BALDAIRON

Né le 11 août 1988 à Montpellier

***Validation du logiciel OrthoPilot TKA 4.3 Kobe version®
dans la mesure de la cinématique passive continue en
trois dimensions du genou prothésé, in vitro***

Président de thèse: Pr Jean-François KEMPF

Directeur de thèse: Pr Jean-Yves JENNY


FACULTÉ DE MÉDECINE
 (U.F.R. des Sciences Médicales)

- Président de l'Université M. DENEKEN Michel
- Doyen de la Faculté M. SIBILIA Jean
- Assesseur du Doyen (13.01.10 et 08.02.11) M. GOICHOT Bernard
- Doyens honoraires : (1976-1983) M. DORNER Marc
- (1983-1989) M. MANTZ Jean-Marie
- (1989-1994) M. VINCENDON Guy
- (1994-2001) M. GERLINGER Pierre
- (3.10.01-7.02.11) M. LUDES Bertrand
- Chargé de mission auprès du Doyen M. VICENTE Gilbert
- Responsable Administratif M. LE REST François

Année universitaire 2017-2018

HOPITAUX UNIVERSITAIRES
DE STRASBOURG (HUS)
Directeur général :
 M. GAUTIER Christophe

A1 - PROFESSEUR TITULAIRE DU COLLEGE DE FRANCE

MANDEL Jean-Louis Chaire "Génétique humaine" (à compter du 01.11.2003)

A2 - MEMBRE SENIOR A L'INSTITUT UNIVERSITAIRE DE FRANCE (I.U.F.)

 BAHRAM Séiamak Immunologie biologique (01.10.2013 au 31.09.2018)
 DOLLFUS Héléne Génétique clinique (01.10.2014 au 31.09.2019)

A3 - PROFESSEUR(E)S DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS (PU-PH)

PO191

NOM et Prénoms	CS*	Services Hospitaliers ou Institut / Localisation	Sous-section du Conseil National des Universités
ADAM Philippe P0001	NRP6 NCS	• Pôle de l'Appareil locomoteur - Service de chirurgie orthopédique et de Traumatologie / HP	50.02 Chirurgie orthopédique et traumatologique
AKLADIOS Cherif P0191	NRP6 NCS	• Pôle de Gynécologie-Obstétrique - Service de Gynécologie-Obstétrique/ HP	54.03 Gynécologie-Obstétrique ; gynécologie médicale Option : Gynécologie-Obstétrique
ANDRES Emmanuel P0002	NRP6 CS	• Pôle de Médecine Interne, Rhumatologie, Nutrition, Endocrinologie, Diabétologie (MIRNED) - Service de Médecine Interne, Diabète et Maladies métaboliques / HC	53.01 Option : médecine Interne
ANHEIM Mathieu P0003	NRP6 NCS	• Pôle Tête et Cou-CETD - Service de Neurologie / Hôpital de Hautepierre	49.01 Neurologie
ARNAUD Laurent P0186	NRP6 NCS	• Pôle MIRNED - Service de Rhumatologie / Hôpital de Hautepierre	50.01 Rhumatologie
BACHELLIER Philippe P0004	RP6 CS	• Pôle des Pathologies digestives, hépatiques et de la transplantation - Serv. de chirurgie générale, hépatique et endocrinienne et Transplantation / HP	53.02 Chirurgie générale
BAHRAM Seiamak P0005	NRP6 CS	• Pôle de Biologie - Laboratoire d'Immunologie biologique / Nouvel Hôpital Civil Institut d'Hématologie et d'Immunologie / Hôpital Civil / Faculté	47.03 Immunologie (option biologique)
BALDAUF Jean-Jacques P0006	NRP6 NCS	• Pôle de Gynécologie-Obstétrique - Service de Gynécologie-Obstétrique / Hôpital de Hautepierre	54.03 Gynécologie-Obstétrique ; gynécologie médicale Option : Gynécologie-Obstétrique
BAUMERT Thomas P0007	NRP6 CU	• Pôle Hépatogastro-digestif de l'Hôpital Civil - Unité d'Hépatologie - Service d'Hépatogastro-Entérologie / NHC	52.01 Gastro-entérologie ; hépatologie Option : hépatologie
Mme BEAU-FALLER Michèle M0007 / PO170	NRP6 NCS	• Pôle de Biologie - Laboratoire de Biochimie et de Biologie moléculaire / HP	44.03 Biologie cellulaire (option biologique)
BEAUJEUUX Rémy P0008	NRP6 Resp	• Pôle d'Imagerie - CME / Activités transversales • Unité de Neuroradiologie interventionnelle / Hôpital de Hautepierre	43.02 Radiologie et imagerie médicale (option clinique)
BECMEUR François P0009	RP6 NCS	• Pôle médico-chirurgical de Pédiatrie - Service de Chirurgie Pédiatrique / Hôpital Hautepierre	54.02 Chirurgie infantile
BERNA Fabrice P0192	NRP6 NCS	• Pôle de Psychiatrie, Santé mentale et Addictologie - Service de Psychiatrie I / Hôpital Civil	49.03 Psychiatrie d'adultes ; Addictologie Option : Psychiatrie d'Adultes
BERTSCHY Gilles P0013	NRP6 CS	• Pôle de Psychiatrie et de santé mentale - Service de Psychiatrie II / Hôpital Civil	49.03 Psychiatrie d'adultes
BIERRY Guillaume P0178	NRP6 NCS	• Pôle d'Imagerie - Service d'Imagerie II - Neuroradiologie-imagerie ostéoarticulaire-Pédiatrie / Hôpital Hautepierre	43.02 Radiologie et Imagerie médicale (option clinique)
BILBAULT Pascal P0014	NRP6 CS	• Pôle d'Urgences / Réanimations médicales / CAP - Service des Urgences médico-chirurgicales Adultes / Hôpital de Hautepierre	48.02 Réanimation ; Médecine d'urgence Option : médecine d'urgence
BODIN Frédéric P0187	NRP6 NCS	• Pôle de Chirurgie Maxillo-faciale, morphologie et Dermatologie - Service de Chirurgie maxillo-faciale et réparatrice / Hôpital Civil	50.04 Chirurgie Plastique, Reconstructrice et Esthétique ; Brûlogie
Mme BOEHM-BURGER Nelly P0016	NCS	• Institut d'Histologie / Faculté de Médecine	42.02 Histologie, Embryologie et Cytogénétique (option biologique)
BONNOMET François P0017	NRP6 CS	• Pôle de l'Appareil locomoteur - Service de Chirurgie orthopédique et de Traumatologie / HP	50.02 Chirurgie orthopédique et traumatologique
BOURCIER Tristan P0018	NRP6 NCS	• Pôle de Spécialités médicales-Ophthalmologie / SMO - Service d'Ophthalmologie / Nouvel Hôpital Civil	55.02 Ophtalmologie
BOURGIN Patrice P0020	NRP6 NCS	• Pôle Tête et Cou - CETD - Service de Neurologie / Hôpital Civil	49.01 Neurologie
Mme BRIGAND Cécile P0022	NRP6 NCS	• Pôle des Pathologies digestives, hépatiques et de la transplantation - Service de Chirurgie générale et Digestive / HP	53.02 Chirurgie générale

NOM et Prénoms	CS*	Services Hospitaliers ou Institut / Localisation	Sous-section du Conseil National des Universités
BRUANT-RODIER Catherine P0023	NRP6 CS	• Pôle de l'Appareil locomoteur - Service de Chirurgie Maxillo-faciale et réparatrice / Hôpital Civil	50.04 Option : chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique
Mme CAILLARD-OHLMANN Sophie P0171	NRP6 NCS	• Pôle de Spécialités médicales-Ophtalmologie / SMO - Service de Néphrologie-Transplantation / NHC	52.03 Néphrologie
CANDOLFI Emanno P0025	RP6 CS	• Pôle de Biologie - Laboratoire de Parasitologie et de Mycologie médicale / PTM HUS • Institut de Parasitologie / Faculté de Médecine	45.02 Parasitologie et mycologie (option biologique)
CASTELAIN Vincent P0027	NRP6 NCS	• Pôle Urgences - Réanimations médicales / Centre antipoison - Service de Réanimation médicale / Hôpital Hautepierre	48.02 Réanimation
CHAKFE Nabil P0029	NRP6 CS	• Pôle d'activité médico-chirurgicale Cardio-vasculaire - Service de Chirurgie Vasculaire et de transplantation rénale / NHC	51.04 Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire / Option : chirurgie vasculaire
CHARLES Yann-Philippe M0013 / P0172	NRP6 NCS	• Pôle de l'Appareil locomoteur - Service de Chirurgie du rachis / Chirurgie B / HC	50.02 Chirurgie orthopédique et traumatologique
Mme CHARLOUX Anne P0028	NRP6 NCS	• Pôle de Pathologie thoracique - Service de Physiologie et d'Explorations fonctionnelles / NHC	44.02 Physiologie (option biologique)
Mme CHARPIOT Anne P0030	NRP6 NCS	• Pôle Tête et Cou - CETD - Serv. d'Oto-rhino-laryngologie et de Chirurgie cervico-faciale / HP	55.01 Oto-rhino-laryngologie
CHAUVIN Michel P0040	NRP6 CS	• Pôle d'activité médico-chirurgicale Cardio-vasculaire - Service de Cardiologie / Nouvel Hôpital Civil	51.02 Cardiologie
CHELLY Jameleddine P0173	NRP6 CS	• Pôle de Biologie - Laboratoire de Diagnostic génétique / NHC	47.04 Génétique (option biologique)
Mme CHENARD-NEU Marie- Pierre P0041	NRP6 CS	• Pôle de Biologie - Service de Pathologie / Hôpital de Hautepierre	42.03 Anatomie et cytologie pathologiques (option biologique)
CLAVERT Philippe P0044	NRP6 NCS	• Pôle de l'Appareil locomoteur - Service d'Orthopédie / CCOM d'Ilkirsch	42.01 Anatomie (option clinique, orthopédie traumatologique)
COLLANGE Olivier P0193	NRP6 NCS	• Pôle d'Anesthésie / Réanimations chirurgicales / SAMU-SMUR - Service d'Anesthésiologie-Réanimation Chirurgicale / NHC	48.01 Anesthésiologie-Réanimation ; Médecine d'urgence (option Anesthésiologie-Réanimation - Type clinique)
CRIBIER Bernard P0045	NRP6 CS	• Pôle d'Urologie, Morphologie et Dermatologie - Service de Dermatologie / Hôpital Civil	50.03 Dermato-Vénérologie
DANION Jean-Marie P0046	NRP6 CS	• Pôle de Psychiatrie et de santé mentale - Service de Psychiatrie 1 / Hôpital Civil	49.03 Psychiatrie d'adultes
Mme DANION-GRILLIAT Anne P0047 (1) (8)	S/nb Cons	• Pôle de Psychiatrie et de santé mentale - Service Psychothérapeutique pour Enfants et Adolescents / HC et Hôpital de l'Elsau	49.04 Pédopsychiatrie
de BLAY de GAIX Frédéric P0048	RP6 NCS	• Pôle de Pathologie thoracique - Service de Pneumologie / Nouvel Hôpital Civil	51.01 Pneumologie
DEBRY Christian P0049	NRP6 CS	• Pôle Tête et Cou - CETD - Serv. d'Oto-rhino-laryngologie et de Chirurgie cervico-faciale / HP	55.01 Oto-rhino-laryngologie
de SEZE Jérôme P0057	NRP6 NCS	• Pôle Tête et Cou - CETD - Service de Neurologie / Hôpital de Hautepierre	49.01 Neurologie
DIEMUNSCH Pierre P0051	RP6 CS	• Pôle d'Anesthésie / Réanimations chirurgicales / SAMU-SMUR - Service d'Anesthésie-Réanimation Chirurgicale / Hôpital de Hautepierre	48.01 Anesthésiologie-réanimation (option clinique)
Mme DOLLFUS-WALTMANN Hélène P0054	NRP6 CS	• Pôle de Biologie - Service de Génétique Médicale / Hôpital de Hautepierre	47.04 Génétique (type clinique)
DUCLOS Bernard P0055	NRP6 CS	• Pôle des Pathologies digestives, hépatiques et de la transplantation - Service d'Hépatogastro-Entérologie et d'Assistance Nutritive / HP	52.01 Option : Gastro-entérologie
DUFOUR Patrick (5) (7) P0056	S/nb Cons	• Centre Régional de Lutte contre le cancer Paul Strauss (convention)	47.02 Option : Cancérologie clinique
EHLINGER Matthieu P0188	NRP6 NCS	• Pôle de l'Appareil Locomoteur - Service de Chirurgie Orthopédique et de Traumatologie/Hôpital de Hautepierre	50.02 Chirurgie Orthopédique et Traumatologique
Mme ENTZ-WERLE Natacha P0059	NRP6 NCS	• Pôle médico-chirurgical de Pédiatrie - Service de Pédiatrie III / Hôpital de Hautepierre	54.01 Pédiatrie
Mme FACCA Sybille P0179	NRP6 NCS	• Pôle de l'Appareil locomoteur - Service de la Main et des Nerfs périphériques / CCOM Ilkirsch	50.02 Chirurgie orthopédique et traumatologique
Mme FAFI-KREMER Samira P0060	NRP6 CS	• Pôle de Biologie - Laboratoire (Institut) de Virologie / PTM HUS et Faculté	45.01 Bactériologie-Virologie ; Hygiène Hospitalière Option Bactériologie-Virologie biologique
FALCOZ Pierre-Emmanuel P0052	NRP6 NCS	• Pôle de Pathologie thoracique - Service de Chirurgie Thoracique / Nouvel Hôpital Civil	51.03 Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire
GANGI Afshin P0062	RP6 CS	• Pôle d'Imagerie - Service d'Imagerie A interventionnelle / Nouvel Hôpital Civil	43.02 Radiologie et imagerie médicale (option clinique)
GAUCHER David P0063	NRP6 NCS	• Pôle des Spécialités Médicales - Ophtalmologie / SMO - Service d'Ophtalmologie / Nouvel Hôpital Civil	55.02 Ophtalmologie
GENY Bernard P0064	NRP6 CS	• Pôle de Pathologie thoracique - Service de Physiologie et d'Explorations fonctionnelles / NHC	44.02 Physiologie (option biologique)
GICQUEL Philippe P0065	NRP6 CS	• Pôle médico-chirurgical de Pédiatrie - Service de Chirurgie Pédiatrique / Hôpital Hautepierre	54.02 Chirurgie infantile

NOM et Prénoms	CS*	Services Hospitaliers ou Institut / Localisation	Sous-section du Conseil National des Universités
GOICHOT Bernard P0066	RPô CS	• Pôle de Médecine Interne, Rhumatologie, Nutrition, Endocrinologie, Diabétologie (MIRNED) - Service de Médecine interne et de nutrition / HP	54.04 Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques
Mme GONZALEZ Maria P0067	NRPô CS	• Pôle de Santé publique et santé au travail - Service de Pathologie Professionnelle et Médecine du Travail / HC	46.02 Médecine et santé au travail Travail
GOTTENBERG Jacques-Eric P0068	NRPô CS	• Pôle de Médecine Interne, Rhumatologie, Nutrition, Endocrinologie, Diabétologie (MIRNED) - Service de Rhumatologie / Hôpital Hautepierre	50.01 Rhumatologie
GRUCKER Daniel (1) P0069	S/nb	• Pôle de Biologie - Labo. d'Explorations fonctionnelles par les isotopes in vitro / NHC • Institut de Physique biologique / Faculté de Médecine	43.01 Biophysique et médecine nucléaire
HANNEDOUCHE Thierry P0071	NRPô CS	• Pôle de Spécialités médicales - Ophtalmologie / SMO - Service de Néphrologie - Dialyse / Nouvel Hôpital Civil	52.03 Néphrologie
HANSMANN Yves P0072	NRPô CS	• Pôle de Spécialités médicales - Ophtalmologie / SMO - Service des Maladies infectieuses et tropicales / Nouvel Hôpital Civil	45.03 Option : Maladies infectieuses
HERBRECHT Raoul P0074	RPô NCS	• Pôle d'Oncolo-Hématologie - Service d'hématologie et d'Oncologie / Hôp. Hautepierre	47.01 Hématologie ; Transfusion
HIRSCH Edouard P0075	NRPô NCS	• Pôle Tête et Cou - CETD - Service de Neurologie / Hôpital de Hautepierre	49.01 Neurologie
HOCHBERGER Jürgen P0076 (Disponibilité 30.04.18)	NRPô CU	• Pôle Hépato-digestif de l'Hôpital Civil - Unité de Gastro-Entérologie - Service d'Hépto-Gastro-Entérologie / Nouvel Hôpital Civil	52.01 Option : Gastro-entérologie
IMPERIALE Alessio P0194	NRPô NCS	• Pôle d'Imagerie - Service de Biophysique et de Médecine nucléaire/Hôpital de Hautepierre	43.01 Biophysique et médecine nucléaire
ISNER-HOROBETI Marie-Eve P0189		• Pôle de l'Appareil Locomoteur - Institut Universitaire de Réadaptation / Clémenceau	49.05 Médecine Physique et Réadaptation
JAULHAC Benoît P0078	NRPô CS	• Pôle de Biologie - Institut (Laboratoire) de Bactériologie / PTM HUS et Faculté de Méd.	45.01 Option : Bactériologie -virologie (biologique)
Mme JEANDIDIER Nathalie P0079	NRPô CS	• Pôle de Médecine Interne, Rhumatologie, Nutrition, Endocrinologie, Diabétologie (MIRNED) - Service d'Endocrinologie, diabète et nutrition / HC	54.04 Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques
KAHN Jean-Luc P0080	NRPô CS NCS	• Institut d'Anatomie Normale / Faculté de Médecine • Pôle de chirurgie plastique reconstructrice et esthétique, chirurgie maxillo-faciale, morphologie et dermatologie - Serv. de Morphologie appliquée à la chirurgie et à l'imagerie / FAC - Service de Chirurgie Maxillo-faciale et réparatrice / HC	42.01 Anatomie (option clinique, chirurgie maxillo-faciale et stomatologie)
KALTENBACH Georges P0081	RPô CS	• Pôle de Gériatrie - Service de Médecine Interne - Gériatrie / Hôpital de la Robertsau	53.01 Option : gériatrie et biologie du vieillissement
KEMPF Jean-François P0083	RPô CS	• Pôle de l'Appareil locomoteur - Centre de Chirurgie Orthopédique et de la Main-CCOM / Illkirch	50.02 Chirurgie orthopédique et traumatologique
Mme KESSLER Laurence P0084	NRPô NCS	• Pôle de Médecine Interne, Rhumatologie, Nutrition, Endocrinologie, Diabétologie (MIRNED) - Service d'Endocrinologie, Diabète, Nutrition et Addictologie / Méd. B / HC	54.04 Endocrinologie, diabète et maladies métaboliques
KESSLER Romain P0085	NRPô NCS	• Pôle de Pathologie thoracique - Service de Pneumologie / Nouvel Hôpital Civil	51.01 Pneumologie
KINDO Michel P0195	NRPô NCS	• Pôle d'activité médico-chirurgicale Cardio-vasculaire - Service de Chirurgie Cardio-vasculaire / Nouvel Hôpital Civil	51.03 Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire
KOPFERSCHMITT Jacques P0086	NRPô NCS	• Pôle Urgences - Réanimations médicales / Centre antipoison - Service d'Urgences médico-chirurgicales adultes/Nouvel Hôpital Civil	48.04 Thérapeutique (option clinique)
Mme KORGANOW Anne-Sophie P0087	NRPô CS	• Pôle de Spécialités médicales - Ophtalmologie / SMO - Service de Médecine Interne et d'Immunologie Clinique / NHC	47.03 Immunologie (option clinique)
KREMER Stéphane M0038 / P0174	NRPô CS	• Pôle d'Imagerie - Service Imagerie 2 - Neuroradio Ostéoarticulaire - Pédiatrie / HP	43.02 Radiologie et imagerie médicale (option clinique)
KRETZ Jean Georges (1) (8) P0088	S/nb Cons	• Pôle d'activité médico-chirurgicale Cardio-vasculaire - Service de Chirurgie Vasculaire et de transplantation rénale / NHC	51.04 Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire (option chirurgie vasculaire)
KUHN Pierre P0175	NRPô NCS	• Pôle médico-chirurgical de Pédiatrie - Service de Néonatalogie et Réanimation néonatale (Pédiatrie II) / Hôpital de Hautepierre	54.01 Pédiatrie
KURTZ Jean-Emmanuel P0089	NRPô CS	• Pôle d'Onco-Hématologie - Service d'hématologie et d'Oncologie / Hôpital Hautepierre	47.02 Option : Cancérologie (clinique)
LANG Hervé P0090	NRPô NCS	• Pôle de Chirurgie plastique reconstructrice et esthétique, Chirurgie maxillo-faciale, Morphologie et Dermatologie - Service de Chirurgie Urologique / Nouvel Hôpital Civil	52.04 Urologie
LANGER Bruno P0091	RPô NCS	• Pôle de Gynécologie-Obstétrique - Service de Gynécologie-Obstétrique / Hôpital de Hautepierre	54.03 Gynécologie-Obstétrique ; gynécologie médicale : option gynécologie-Obstétrique
LAUGEL Vincent P0092	NRPô CS	• Pôle médico-chirurgical de Pédiatrie - Service de Pédiatrie 1 / Hôpital Hautepierre	54.01 Pédiatrie
LE MINOR Jean-Marie P0190	NRPô NCS	• Pôle d'Imagerie - Institut d'Anatomie Normale / Faculté de Médecine - Service de Neuroradiologie, d'imagerie Ostéoarticulaire et interventionnelle/ Hôpital de Hautepierre	42.01 Anatomie
LIPSKER Dan P0093	NRPô NCS	• Pôle de Chirurgie plastique reconstructrice et esthétique, Chirurgie maxillo-faciale, Morphologie et Dermatologie - Service de Dermatologie / Hôpital Civil	50.03 Dermato-vénéréologie

NOM et Prénoms	CS*	Services Hospitaliers ou Institut / Localisation	Sous-section du Conseil National des Universités	
LIVERNEAUX Philippe P0094	NRP6 CS	• Pôle de l'Appareil locomoteur - Service de Chirurgie de la main - CCOM / Illkirch	50.02	Chirurgie orthopédique et traumatologique
MARESCAUX Christian (5) P0097	NRP6 NCS	• Pôle Tête et Cou - CETD - Service de Neurologie / Hôpital de Hautepierre	49.01	Neurologie
MARK Manuel P0098	NRP6 NCS	• Pôle de Biologie - Laboratoire de Cytogénétique, Cytologie et Histologie quantitative / Hôpital de Hautepierre	54.05	Biologie et médecine du développement et de la reproduction (option biologique)
MARTIN Thierry P0099	NRP6 NCS	• Pôle de Spécialités médicales - Ophtalmologie / SMO - Service de Médecine Interne et d'Immunologie Clinique / NHC	47.03	Immunologie (option clinique)
MASSARD Gilbert P0100	NRP6 NCS	• Pôle de Pathologie thoracique - Service de Chirurgie Thoracique / Nouvel Hôpital Civil	51.03	Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire
Mme MATHELIN Carole P0101	NRP6 NCS	• Pôle de Gynécologie-Obstétrique - Unité de Sénologie - Hôpital Civil	54.03	<u>Gynécologie-Obstétrique</u> ; Gynécologie Médicale
MAUVIEUX Laurent P0102	NRP6 CS	• Pôle d'Onco-Hématologie - Laboratoire d'Hématologie Biologique - Hôpital de Hautepierre - Institut d'Hématologie / Faculté de Médecine	47.01	<u>Hématologie</u> ; Transfusion Option Hématologie Biologique
MAZZUCOTELLI Jean-Philippe P0103	RP6 CS	• Pôle d'activité médico-chirurgicale Cardio-vasculaire - Service de Chirurgie Cardio-vasculaire / Nouvel Hôpital Civil	51.03	Chirurgie thoracique et cardio-vasculaire
MERTES Paul-Michel P0104	NRP6 CS	• Pôle d'Anesthésiologie / Réanimations chirurgicales / SAMU-SMUR - Service d'Anesthésiologie-Réanimation chirurgicale / Nouvel Hôpital Civil	48.01	Option : Anesthésiologie-Réanimation (type mixte)
MEYER Nicolas P0105	NRP6 NCS	• Pôle de Santé publique et Santé au travail - Laboratoire de Biostatistiques / Hôpital Civil • Biostatistiques et Informatique / Faculté de médecine / Hôpital Civil	46.04	Biostatistiques, Informatique Médicale et Technologies de Communication (option biologique)
MEZIANI Ferhat P0106	NRP6 NCS	• Pôle Urgences - Réanimations médicales / Centre antipoison - Service de Réanimation Médicale / Nouvel Hôpital Civil	48.02	Réanimation
MONASSIER Laurent P0107	NRP6 CS	• Pôle de Pharmacie-pharmacologie • Unité de Pharmacologie clinique / Nouvel Hôpital Civil	48.03	Option : Pharmacologie fondamentale
MOREL Olivier P0108	NRP6 NCS	• Pôle d'activité médico-chirurgicale Cardio-vasculaire - Service de Cardiologie / Nouvel Hôpital Civil	51.02	Cardiologie
MOULIN Bruno P0109	NRP6 CS	• Pôle de Spécialités médicales - Ophtalmologie / SMO - Service de Néphrologie - Transplantation / Nouvel Hôpital Civil	52.03	Néphrologie
MUTTER Didier P0111	RP6 CS	• Pôle Hépato-digestif de l'Hôpital Civil - Service de Chirurgie Digestive / NHC	52.02	Chirurgie digestive
NAMER Izzie Jacques P0112	NRP6 CS	• Pôle d'Imagerie - Service de Biophysique et de Médecine nucléaire / Hautepierre / NHC	43.01	Biophysique et médecine nucléaire
NISAND Israël P0113	NRP6 CS	• Pôle de Gynécologie-Obstétrique - Service de Gynécologie Obstétrique / Hôpital de Hautepierre	54.03	<u>Gynécologie-Obstétrique</u> ; gynécologie médicale : option gynécologie-Obstétrique
NOEL Georges P0114	NCS	• Centre Régional de Lutte Contre le Cancer Paul Strauss (par convention) - Département de radiothérapie	47.02	Cancérologie ; Radiothérapie Option Radiothérapie biologique
OHLMANN Patrick P0115	NRP6 NCS	• Pôle d'activité médico-chirurgicale Cardio-vasculaire - Service de Cardiologie / Nouvel Hôpital Civil	51.02	Cardiologie
Mme PAILLARD Catherine P0180	NRP6 CS	• Pôle médico-chirurgicale de Pédiatrie - Service de Pédiatrie III / Hôpital de Hautepierre	54.01	Pédiatrie
Mme PERRETTA Silvana P0117	NRP6 NCS	• Pôle Hépato-digestif de l'Hôpital Civil - Service d'Urgence, de Chirurgie Générale et Endocrinienne / NHC	52.02	Chirurgie digestive
PESSAUX Patrick P0118	NRP6 NCS	• Pôle des Pathologies digestives, hépatiques et de la transplantation - Service d'Urgence, de Chirurgie Générale et Endocrinienne / NHC	53.02	Chirurgie Générale
PETIT Thierry P0119	CDp	• Centre Régional de Lutte Contre le Cancer - Paul Strauss (par convention) - Département de médecine oncologique	47.02	<u>Cancérologie</u> ; Radiothérapie Option : Cancérologie Clinique
POTTECHER Julien P0181	NRP6 NCS	• Pôle d'Anesthésie / Réanimations chirurgicales / SAMU-SMUR - Service d'Anesthésie et de Réanimation Chirurgicale / Hôpital de Hautepierre	48.01	<u>Anesthésiologie-réanimation</u> ; Médecine d'urgence (option clinique)
PRADIGNAC Alain P0123	NRP6 NCS	• Pôle de Médecine Interne, Rhumatologie, Nutrition, Endocrinologie, Diabétologie (MIRNED) - Service de Médecine interne et nutrition / HP	44.04	Nutrition
PROUST François P0182	NRP6 CS	• Pôle Tête et Cou - Service de Neurochirurgie / Hôpital de Hautepierre	49.02	Neurochirurgie
Mme QUOIX Elisabeth P0124	NRP6 CS	• Pôle de Pathologie thoracique - Service de Pneumologie / Nouvel Hôpital Civil	51.01	Pneumologie
Pr RAUL Jean-Sébastien P0125	NRP6 CS	• Pôle de Biologie - Service de Médecine Légale, Consultation d'Urgences médico-judiciaires et Laboratoire de Toxicologie / Faculté et NHC • Institut de Médecine Légale / Faculté de Médecine	46.03	Médecine Légale et droit de la santé
REIMUND Jean-Marie P0126	NRP6 NCS	• Pôle des Pathologies digestives, hépatiques et de la transplantation - Service d'Hépato-Gastro-Entérologie et d'Assistance Nutritive / HP	52.01	Option : Gastro-entérologie
Pr RICCI Roméo P0127	NRP6 NCS	• Pôle de Biologie - Laboratoire de Biochimie et de Biologie moléculaire / HP	44.01	Biochimie et biologie moléculaire
ROHR Serge P0128	NRP6 CS	• Pôle des Pathologies digestives, hépatiques et de la transplantation - Service de Chirurgie générale et Digestive / HP	53.02	Chirurgie générale

NOM et Prénoms	CS*	Services Hospitaliers ou Institut / Localisation	Sous-section du Conseil National des Universités
Mme ROSSIGNOL-BERNARD Sylvie P0198	NRP6 CS	• Pôle médico-chirurgical de Pédiatrie - Service de Pédiatrie I / Hôpital de Haute-pierre	54.01 Pédiatrie
ROUL Gérard P0129	NRP6 NCS	• Pôle d'activité médico-chirurgicale Cardio-vasculaire - Service de Cardiologie / Nouvel Hôpital Civil	51.02 Cardiologie
Mme ROY Catherine P0140	NRP6 CS	• Pôle d'Imagerie - Serv. d'Imagerie B - Imagerie viscérale et cardio-vasculaire / NHC	43.02 Radiologie et imagerie médicale (opt clinique)
SAUDER Philippe P0142	NRP6 CS	• Pôle Urgences - Réanimations médicales / Centre antipoison - Service de Réanimation médicale / Nouvel Hôpital Civil	48.02 Réanimation
SAUER Arnaud P0183	NRP6 NCS	• Pôle de Spécialités médicales - Ophtalmologie / SMO - Service d'Ophtalmologie / Nouvel Hôpital Civil	55.02 Ophtalmologie
SAULEAU Erik-André P0184	NRP6 NCS	• Pôle de Santé publique et Santé au travail - Laboratoire de Biostatistiques / Hôpital Civil • Biostatistiques et Informatique / Faculté de médecine / HC	46.04 Biostatistiques, Informatique médicale et Technologies de Communication (option biologique)
SAUSSINE Christian P0143	RP6 CS	• Pôle d'Urologie, Morphologie et Dermatologie - Service de Chirurgie Urologique / Nouvel Hôpital Civil	52.04 Urologie
SCHNEIDER Francis P0144	RP6 CS	• Pôle Urgences - Réanimations médicales / Centre antipoison - Service de Réanimation médicale / Hôpital de Haute-pierre	48.02 Réanimation
Mme SCHRÖDER Carmen P0185	NRP6 CS	• Pôle de Psychiatrie et de santé mentale - Service de Psychothérapie pour Enfants et Adolescents / Hôpital Civil	49.04 <u>Pédopsychiatrie</u> ; Addictologie
SCHULTZ Philippe P0145	NRP6 NCS	• Pôle Tête et Cou - CETD - Serv. d'Oto-rhino-laryngologie et de Chirurgie cervico-faciale / HP	55.01 Oto-rhino-laryngologie
SERFATY Lawrence P0197	NRP6 NCS	• Pôle des Pathologies digestives, hépatiques et de la transplantation - Service d'Hépatogastro-Entérologie et d'Assistance Nutritive / HP	52.01 Gastro-entérologie ; Hépatologie ; Addictologie Option : Hépatologie
SIBILIA Jean P0148	NRP6 CS	• Pôle de Médecine Interne, Rhumatologie, Nutrition, Endocrinologie, Diabétologie (MIRNED) - Service de Rhumatologie / Hôpital Haute-pierre	50.01 Rhumatologie
Mme SPEEG-SCHATZ Claude P0147	RP6 CS	• Pôle de Spécialités médicales - Ophtalmologie / SMO - Service d'Ophtalmologie / Nouvel Hôpital Civil	55.02 Ophtalmologie
Mme STEIB Annick P0148	RP6 NCS	• Pôle d'Anesthésie / Réanimations chirurgicales / SAMU-SMUR - Service d'Anesthésiologie-Réanimation Chirurgicale / NHC	48.01 Anesthésiologie-réanimation (option clinique)
STEIB Jean-Paul P0149	NRP6 CS	• Pôle de l'Appareil locomoteur - Service de Chirurgie du rachis / Hôpital Civil	50.02 Chirurgie orthopédique et traumatologique
STEPHAN Dominique P0150	NRP6 CS	• Pôle d'activité médico-chirurgicale Cardio-vasculaire - Service des Maladies vasculaires - HTA - Pharmacologie clinique / Nouvel Hôpital Civil	51.04 Option : Médecine vasculaire
THAVEAU Fabien P0152	NRP6 NCS	• Pôle d'activité médico-chirurgicale Cardio-vasculaire - Service de Chirurgie vasculaire et de transplantation rénale / NHC	51.04 Option : Chirurgie vasculaire
Mme TRANCHANT Christine P0153	NRP6 CS	• Pôle Tête et Cou - CETD - Service de Neurologie / Hôpital de Haute-pierre	49.01 Neurologie
VEILLON Francis P0155	NRP6 CS	• Pôle d'Imagerie - Service d'Imagerie 1 - Imagerie viscérale, ORL et mammaire / Hôpital Haute-pierre	43.02 Radiologie et imagerie médicale (option clinique)
VELTEN Michel P0156	NRP6 NCS CS	• Pôle de Santé publique et Santé au travail - Département de Santé Publique / Secteur 3 - Epidémiologie et Economie de la Santé / Hôpital Civil • Laboratoire d'Epidémiologie et de santé publique / HC / Fac de Médecine • Centre de Lutte contre le Cancer Paul Strauss - Serv. Epidémiologie et de biostatistiques	46.01 Epidémiologie, économie de la santé et prévention (option biologique)
VETTER Denis P0157	NRP6 NCS	• Pôle de Médecine Interne, Rhumatologie, Nutrition, Endocrinologie, Diabétologie (MIRNED) - Service de Médecine Interne, Diabète et Maladies métaboliques/HC	52.01 Option : Gastro-entérologie
VIDAILHET Pierre P0158	NRP6 NCS	• Pôle de Psychiatrie et de santé mentale - Service de Psychiatrie I / Hôpital Civil	49.03 Psychiatrie d'adultes
VIVILLE Stéphane P0159	NRP6 NCS	• Pôle de Biologie - Laboratoire de Parasitologie et de Pathologies tropicales / Fac. de Médecine	54.05 Biologie et médecine du développement et de la reproduction (option biologique)
VOGEL Thomas P0180	NRP6 CS	• Pôle de Gériatrie - Service de soins de suite et réadaptations gériatriques / Hôpital de la Robertsau	51.01 Option : Gériatrie et biologie du vieillissement
WATTIEZ Arnaud P0181 (Dispo 31.07.2019)	NRP6 NCS	• Pôle de Gynécologie-Obstétrique - Service de Gynécologie-Obstétrique / Hôpital de Haute-pierre	54.03 <u>Gynécologie-Obstétrique</u> ; Gynécologie médicale / Opt Gynécologie-Obstétrique
WEBER Jean-Christophe Pierre P0182	NRP6 CS	• Pôle de Spécialités médicales - Ophtalmologie / SMO - Service de Médecine Interne / Nouvel Hôpital Civil	53.01 Option : Médecine Interne
WOLF Philippe P0184	NRP6 NCS	• Pôle des Pathologies digestives, hépatiques et de la transplantation - Service de Chirurgie Générale et de Transplantations multiorganes / HP - Coordonnateur des activités de prélèvements et transplantations des HU	53.02 Chirurgie générale
Mme WOLFRAM-GABEL (5) Renée P0185	S/nb	• Pôle de Chirurgie plastique reconstructrice et esthétique, Chirurgie maxillo-faciale, Morphologie et Dermatologie - Service de Morphologie appliquée à la chirurgie et à l'imagerie / Faculté • Institut d'Anatomie Normale / Hôpital Civil	42.01 Anatomie (option biologique)

NOM et Prénoms	CS*	Services Hospitaliers ou Institut / Localisation	Sous-section du Conseil National des Universités
<p>HC : Hôpital Civil - HP : Hôpital de Haute-pierre - NHC : Nouvel Hôpital Civil * : CS (Chef de service) ou NCS (Non Chef de service hospitalier) Cspi : Chef de service par intérim CSp : Chef de service provisoire (un an) CU : Chef d'unité fonctionnelle Pô : Pôle RPô (Responsable de Pôle) ou NRPô (Non Responsable de Pôle) Cons. : Consultanat hospitalier (poursuite des fonctions hospitalières sans chefferie de service) Dir : Directeur (1) En sumombre universitaire jusqu'au 31.08.2018 (7) Consultant hospitalier (pour un an) éventuellement renouvelable --> 31.08.2017 (3) (8) Consultant hospitalier (pour une 2ème année) --> 31.08.2017 (5) En sumombre universitaire jusqu'au 31.08.2019 (9) Consultant hospitalier (pour une 3ème année) --> 31.08.2017 (6) En sumombre universitaire jusqu'au 31.08.2017</p>			

A4 - PROFESSEUR ASSOCIE DES UNIVERSITES

HABERSETZER François	CS	Pôle Hépatologie 4190 Service de Gastro-Entérologie - NHC	52.01 Gastro-Entérologie
----------------------	----	--	--------------------------

MO112 B1 - MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES - PRATICIENS HOSPITALIERS (MCU-PH)			
NOM et Prénoms	CS*	Services Hospitaliers ou Institut / Localisation	Sous-section du Conseil National des Universités
AGIN Arnaud M0001		• Pôle d'Imagerie - Service de Biophysique et de Médecine nucléaire/Hôpital de Haute-pierre	43.01 Biophysique et Médecine nucléaire
Mme ANTAL Maria Cristina M0003		• Pôle de Biologie - Service de Pathologie / Haute-pierre • Faculté de Médecine / Institut d'Histologie	42.02 Histologie, Embryologie et Cytogénétique (option biologique)
Mme ANTONI Delphine M0109		• Centre de lutte contre le cancer Paul Strauss	47.02 Cancérologie ; Radiothérapie
ARGEMI Xavier M0112		• Pôle de Spécialités médicales - Ophtalmologie / SMO - Service des Maladies infectieuses et tropicales / Nouvel Hôpital Civil	45.03 Maladies infectieuses ; Maladies tropicales Option : Maladies infectieuses
Mme BARNIG Cindy M0110		• Pôle de Pathologie thoracique - Service de Physiologie et d'Explorations Fonctionnelles / NHC	44.02 Physiologie
Mme BARTH Heidi M0005 (Dispo → 31.12.2018)		• Pôle de Biologie - Laboratoire de Virologie / Hôpital Civil	45.01 Bactériologie - <u>Virologie</u> (Option biologique)
Mme BIANCALANA Valérie M0008		• Pôle de Biologie - Laboratoire de Diagnostic Génétique / Nouvel Hôpital Civil	47.04 Génétique (option biologique)
BLONDET Cynlle M0091		• Pôle d'Imagerie - Service de Biophysique et de Médecine nucléaire/Hôpital de Haute-pierre	43.01 Biophysique et médecine nucléaire
BONNEMAINS Laurent M0099		• Pôle d'activité médico-chirurgicale Cardio-vasculaire - Service de Chirurgie cardio-vasculaire / Nouvel Hôpital Civil	54.01 Pédiatrie
BOUSIGES Olivier M0092		• Pôle de Biologie - Laboratoire de Biochimie et de Biologie moléculaire / HP	44.01 Biochimie et biologie moléculaire
CARAPITO Raphaël M0113		• Pôle de Biologie - Laboratoire d'Immunologie biologique / Nouvel Hôpital Civil	47.03 Immunologie
CERALINE Jocelyn M0012		• Pôle d'Oncologie et d'Hématologie - Service d'Oncologie et d'Hématologie / HP	47.02 Cancérologie ; Radiothérapie (option biologique)
CHOQUET Philippe M0014		• Pôle d'Imagerie - Service de Biophysique et de Médecine nucléaire / HP	43.01 Biophysique et médecine nucléaire
COLLONGUES Nicolas M0018		• Pôle Tête et Cou-CETD - Centre d'Investigation Clinique / NHC et HP	49.01 Neurologie
DALI-YOUCHEF Ahmed Nassim M0017		• Pôle de Biologie - Laboratoire de Biochimie et Biologie moléculaire / NHC	44.01 Biochimie et biologie moléculaire
Mme de MARTINO Sylvie M0018		• Pôle de Biologie - Laboratoire de Bactériologie / PTM HUS et Faculté de Médecine	45.01 Bactériologie-virologie Option bactériologie-virologie biologique
Mme DEPIENNE Christel M0100 (Dispo->15.08.18)	CS	• Pôle de Biologie - Laboratoire de Cytogénétique / HP	47.04 Génétique
DEVYS Didier M0019		• Pôle de Biologie - Laboratoire de Diagnostic génétique / Nouvel Hôpital Civil	47.04 Génétique (option biologique)
DOLLÉ Pascal M0021		• Pôle de Biologie - Laboratoire de Biochimie et biologie moléculaire / NHC	44.01 Biochimie et biologie moléculaire
Mme ENACHE Irina M0024		• Pôle de Pathologie thoracique - Service de Physiologie et d'Explorations fonctionnelles / NHC	44.02 Physiologie
FILISSETTI Denis M0025		• Pôle de Biologie - Labo. de Parasitologie et de Mycologie médicale / PTM HUS et Faculté	45.02 Parasitologie et mycologie (option biologique)
FOUCHER Jack M0027		• Institut de Physiologie / Faculté de Médecine • Pôle de Psychiatrie et de santé mentale - Service de Psychiatrie I / Hôpital Civil	44.02 Physiologie (option clinique)
GUERIN Eric M0032		• Pôle de Biologie - Laboratoire de Biochimie et de Biologie moléculaire / HP	44.03 Biologie cellulaire (option biologique)
Mme HELMS Julie M0114		• Pôle d'Urgences / Réanimations médicales / CAP - Service de Réanimation médicale / Nouvel Hôpital Civil	48.02 Réanimation ; Médecine d'urgence Option : Réanimation
HUBELE Fabrice M0033		• Pôle d'Imagerie - Service de Biophysique et de Médecine nucléaire / HP et NHC	43.01 Biophysique et médecine nucléaire
Mme JACAMON-FARRUGIA Audrey M0034		• Pôle de Biologie - Service de Médecine Légale, Consultation d'Urgences médico-judiciaires et Laboratoire de Toxicologie / Faculté et HC • Institut de Médecine Légale / Faculté de Médecine	46.03 Médecine Légale et droit de la santé
JEGU Jérémie M0101		• Pôle de Santé publique et Santé au travail - Service de Santé Publique / Hôpital Civil	46.01 Epidémiologie, Economie de la santé et Prévention (option biologique)
JEHL François M0035		• Pôle de Biologie - Institut (Laboratoire) de Bactériologie / PTM HUS et Faculté	45.01 Option : <u>Bactériologie</u> -virologie (biologique)
KASTNER Philippe M0089		• Pôle de Biologie - Laboratoire de diagnostic génétique / Nouvel Hôpital Civil	47.04 Génétique (option biologique)
Mme KEMMEL Véronique M0038		• Pôle de Biologie - Laboratoire de Biochimie et de Biologie moléculaire / HP	44.01 Biochimie et biologie moléculaire
Mme LAMOUR Valérie M0040		• Pôle de Biologie - Laboratoire de Biochimie et de Biologie moléculaire / HP	44.01 Biochimie et biologie moléculaire

NOM et Prénoms	CS*	Services Hospitaliers ou Institut / Localisation	Sous-section du Conseil National des Universités
Mme LANNES Béatrice M0041		• Institut d'Histologie / Faculté de Médecine • Pôle de Biologie - Service de Pathologie / Hôpital de Haute-pierre	42.02 Histologie, Embryologie et Cytogénétique (option biologique)
LAVAUZ Thomas M0042		• Pôle de Biologie - Laboratoire de Biochimie et de Biologie moléculaire / HP	44.03 Biologie cellulaire
LAVIGNE Thierry M0043	CS	• Pôle de Santé Publique et Santé au travail - Service d'Hygiène hospitalière et de médecine préventive / PTM et HUS - Equipe opérationnelle d'Hygiène	46.01 Epidémiologie, économie de la santé et prévention (option biologique)
Mme LEJAY Anne M0102		• Pôle de Pathologie thoracique - Service de Physiologie et d'Explorations fonctionnelles / NHC	44.02 Physiologie (Biologique)
LENORMAND Cédric M0103		• Pôle de Chirurgie maxillo-faciale, Morphologie et Dermatologie - Service de Dermatologie / Hôpital Civil	50.03 Demato-Vénérologie
LEPILLER Quentin M0104 (Dispo → 31.08.2018)		• Pôle de Biologie - Laboratoire de Virologie / PTM HUS et Faculté de Médecine	45.01 <u>Bactériologie-Virologie</u> ; Hygiène hospitalière (Biologique)
Mme LETSCHER-BRU Valérie M0045		• Pôle de Biologie - Laboratoire de Parasitologie et de Mycologie médicale / PTM HUS • Institut de Parasitologie / Faculté de Médecine	45.02 Parasitologie et mycologie (option biologique)
LHERMITTE Benoît M0115		• Pôle de Biologie - Service de Pathologie / Hôpital de Haute-pierre	42.03 Anatomie et cytologie pathologiques
Mme LONSDORFER-WOLF Evelyne M0090		• Institut de Physiologie Appliquée - Faculté de Médecine • Pôle de Pathologie thoracique - Service de Physiologie et d'Explorations fonctionnelles / NHC	44.02 Physiologie
LUTZ Jean-Christophe M0048		• Pôle de Chirurgie plastique reconstructrice et esthétique, Chirurgie maxillo-faciale, Morphologie et Dermatologie - Serv. de Chirurgie Maxillo-faciale, plastique reconstructrice et esthétique/HC	55.03 Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie
MEYER Alain M0093		• Institut de Physiologie / Faculté de Médecine • Pôle de Pathologie thoracique - Service de Physiologie et d'Explorations fonctionnelles / NHC	44.02 Physiologie (option biologique)
MIGUET Laurent M0047		• Pôle de Biologie - Laboratoire d'Hématologie biologique / Hôpital de Haute-pierre et NHC	44.03 Biologie cellulaire (type mixte : biologique)
Mme MOUTOU Céline ép. GUNTNER M0049	CS	• Pôle de Biologie - Laboratoire de Diagnostic préimplantatoire / CMCO Schiltigheim	54.05 Biologie et médecine du développement et de la reproduction (option biologique)
MULLER Jean M0050		• Pôle de Biologie - Laboratoire de Diagnostic génétique / Nouvel Hôpital Civil	47.04 Génétique (option biologique)
NOLL Eric M0111		• Pôle d'Anesthésie Réanimation Chirurgicale SAMU-SMUR - Service Anesthésiologie et de Réanimation Chirurgicale - Hôpital Haute-pierre	48.01 Anesthésiologie-Réanimation ; Médecine d'urgence
Mme NOURRY Nathalie M0011		• Pôle de Santé publique et Santé au travail - Service de Pathologie professionnelle et de Médecine du travail - HC	46.02 Médecine et Santé au Travail (option clinique)
PELACCIA Thierry M0051		• Pôle d'Anesthésie / Réanimation chirurgicales / SAMU-SMUR - Service SAMU/SMUR	48.02 Réanimation et anesthésiologie Option : Médecine d'urgences
PENCREAC'H Erwan M0052		• Pôle de Biologie - Laboratoire de Biochimie et biologie moléculaire / Nouvel Hôpital Civil	44.01 Biochimie et biologie moléculaire
PAFF Alexander M0053		• Pôle de Biologie - Laboratoire de Parasitologie et de Mycologie médicale / PTM HUS	45.02 Parasitologie et mycologie
Mme PITON Amélie M0094		• Pôle de Biologie - Laboratoire de Diagnostic génétique / NHC	47.04 Génétique (option biologique)
PREVOST Gilles M0057		• Pôle de Biologie - Institut (Laboratoire) de Bactériologie / PTM HUS et Faculté	45.01 Option : <u>Bactériologie-virologie</u> (biologique)
Mme RADOSAVLJEVIC Mirjana M0058		• Pôle de Biologie - Laboratoire d'Immunologie biologique / Nouvel Hôpital Civil	47.03 Immunologie (option biologique)
Mme REIX Nathalie M0095		• Pôle de Biologie - Labo. d'Explorations fonctionnelles par les isotopes / NHC • Institut de Physique biologique / Faculté de Médecine	43.01 Biophysique et médecine nucléaire
RIEGEL Philippe M0059		• Pôle de Biologie - Institut (Laboratoire) de Bactériologie / PTM HUS et Faculté	45.01 Option : <u>Bactériologie-virologie</u> (biologique)
ROGUE Patrick (cf. A2) M0060		• Pôle de Biologie - Laboratoire de Biochimie et biologie moléculaire / NHC	44.01 Biochimie et biologie moléculaire (option biologique)
ROMAIN Benoît M0061		• Pôle des Pathologies digestives, hépatiques et de la transplantation - Service de Chirurgie générale et Digestive / HP	53.02 Chirurgie générale
Mme RUPPERT Elisabeth M0108		• Pôle Tête et Cou - Service de Neurologie - Unité de Pathologie du Sommeil / Hôpital Civil	49.01 Neurologie
Mme SABOU Alina M0098		• Pôle de Biologie - Laboratoire de Parasitologie et de Mycologie médicale / PTM HUS • Institut de Parasitologie / Faculté de Médecine	45.02 Parasitologie et mycologie (option biologique)
Mme SAMAMA Brigitte M0062		• Institut d'Histologie / Faculté de Médecine	42.02 Histologie, Embryologie et Cytogénétique (option biologique)
Mme SCHNEIDER Anne M0107		• Pôle médico-chirurgical de Pédiatrie - Service de Chirurgie pédiatrique / Hôpital de Haute-pierre	54.02 Chirurgie Infantile
SCHRAMM Frédéric M0068		• Pôle de Biologie - Institut (Laboratoire) de Bactériologie / PTM HUS et Faculté	45.01 Option : <u>Bactériologie-virologie</u> (biologique)

NOM et Prénoms	CS*	Services Hospitaliers ou Institut / Localisation	Sous-section du Conseil National des Universités
Mme SORDET Christelle M0069		• Pôle de Médecine Interne, Rhumatologie, Nutrition, Endocrinologie, Diabétologie (MIRNED) - Service de Rhumatologie / Hôpital de Haute-pierre	50.01 Rhumatologie
TALHA Samy M0070		• Pôle de Pathologie thoracique - Service de Physiologie et explorations fonctionnelles / NHC	44.02 Physiologie (option clinique)
Mme TALON Isabelle M0039		• Pôle médico-chirurgical de Pédiatrie - Service de Chirurgie Infantile / Hôpital Haute-pierre	54.02 Chirurgie infantile
TELETIN Marius M0071		• Pôle de Biologie - Service de Biologie de la Reproduction / CMCO Schiltigheim	54.05 Biologie et médecine du développement et de la reproduction (option biologique)
Mme URING-LAMBERT Béatrice M0073		• Institut d'Immunologie / HC • Pôle de Biologie - Laboratoire d'Immunologie biologique / Nouvel Hôpital Civil	47.03 Immunologie (option biologique)
VALLAT Laurent M0074		• Pôle de Biologie - Laboratoire d'Hématologie Biologique - Hôpital de Haute-pierre	47.01 <u>Hématologie</u> ; Transfusion Option Hématologie Biologique
Mme VILLARD Odile M0076		• Pôle de Biologie - Labo. de Parasitologie et de Mycologie médicale / PTM HUS et Fac	45.02 Parasitologie et mycologie (option biologique)
Mme WOLF Michèle M0010		• Chargé de mission - Administration générale - Direction de la Qualité / Hôpital Civil	48.03 Option : Pharmacologie fondamentale
Mme ZALOSZYC Ariane ép. MARCANTONI M0116		• Pôle Médico-Chirurgical de Pédiatrie - Service de Pédiatrie I / Hôpital de Haute-pierre	54.01 Pédiatrie
ZOLL Joffrey M0077		• Pôle de Pathologie thoracique - Service de Physiologie et d'Explorations fonctionnelles / HC	44.02 Physiologie (option clinique)

B2 - PROFESSEURS DES UNIVERSITES (monoappartenant)

Pr BONAHE Christian	P0166	Département d'Histoire de la Médecine / Faculté de Médecine	72. Epistémologie - Histoire des sciences et des techniques
Mme la Pre RASMUSSEN Anne	P0186	Département d'Histoire de la Médecine / Faculté de Médecine	72. Epistémologie - Histoire des Sciences et des techniques

B3 - MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES (monoappartenant)

Mr KESSEL Nils		Département d'Histoire de la Médecine / Faculté de Médecine	72. Epistémologie - Histoire des Sciences et des techniques
Mr LANDRE Lionel		ICUBE-UMR 7357 - Equipe IMIS / Faculté de Médecine	69. Neurosciences
Mme THOMAS Marion		Département d'Histoire de la Médecine / Faculté de Médecine	72. Epistémologie - Histoire des Sciences et des techniques
Mme SCARFONE Marianna	M0082	Département d'Histoire de la Médecine / Faculté de Médecine	72. Epistémologie - Histoire des Sciences et des techniques

B4 - MAITRE DE CONFERENCE DES UNIVERSITES DE MEDECINE GENERALE

Mme CHAMBE Juliette	M0108	Département de Médecine générale / Faculté de Médecine	53.03 Médecine générale (01.09.15)
---------------------	-------	--	------------------------------------

C - ENSEIGNANTS ASSOCIES DE MEDECINE GENERALE
C1 - PROFESSEURS ASSOCIES DES UNIVERSITES DE M. G. (mi-temps)

Pr Ass. GRIES Jean-Luc	M0084	Médecine générale (01.09.2017)
Pr Ass. KOPP Michel	P0167	Médecine générale (depuis le 01.09.2001, renouvelé jusqu'au 31.08.2016)
Pr Ass. LEVEQUE Michel	P0188	Médecine générale (depuis le 01.09.2000 ; renouvelé jusqu'au 31.08.2018)

C2 - MAITRE DE CONFERENCES DES UNIVERSITES DE MEDECINE GENERALE - TITULAIRE

Dre CHAMBE Juliette	M0108	53.03 Médecine générale (01.09.2015)
---------------------	-------	--------------------------------------

C3 - MAITRES DE CONFERENCES ASSOCIES DES UNIVERSITES DE M. G. (mi-temps)

Dr BERTHOU anne	M0109	Médecine générale (01.09.2015 au 31.08.2018)
Dr BREITWILLER-DUMAS Claire		Médecine générale (01.09.2016 au 31.08.2019)
Dr GUILLOU Philippe	M0089	Médecine générale (01.11.2013 au 31.08.2016)
Dr HILD Philippe	M0090	Médecine générale (01.11.2013 au 31.08.2016)
Dr ROUGERIE Fabien	M0097	Médecine générale (01.09.2014 au 31.08.2017)

D - ENSEIGNANTS DE LANGUES ETRANGERES
D1 - PROFESSEUR AGREGE, PRAG et PRCE DE LANGUES

Mme ACKER-KESSLER Pia	M0085	Professeure certifiée d'Anglais (depuis 01.09.03)
Mme CANDAS Peggy	M0086	Professeure agrégée d'Anglais (depuis le 01.09.99)
Mme SIEBENBOUR Marie-Noëlle	M0087	Professeure certifiée d'Allemand (depuis 01.09.11)
Mme JUNGER Nicole	M0088	Professeure certifiée d'Anglais (depuis 01.09.09)
Mme MARTEN Susanne	M0098	Professeure certifiée d'Allemand (depuis 01.09.14)

E - PRATICIENS HOSPITALIERS - CHEFS DE SERVICE NON UNIVERSITAIRES

Dr ASTRUC Dominique	NRP6 CS	• Pôle médico-chirurgical de Pédiatrie - Serv. de Néonatalogie et de Réanimation néonatale (Pédiatrie 2) / Hôpital de Hautepierre
Dr ASTRUC Dominique (par intérim)	NRP6 CS	• Pôle médico-chirurgical de Pédiatrie - Service de Réanimation pédiatrique spécialisée et de surveillance continue / Hôpital de Hautepierre
Dr CALVEL Laurent	NRP6 CS	• Pôle Spécialités médicales - Ophtalmologie / SMO - Service de Soins Palliatifs / NHC et Hôpital de Hautepierre
Dr DELPLANCQ Hervé	NRP6 CS	- SAMU-SMUR
Dr GARBIN Olivier	CS	- Service de Gynécologie-Obstétrique / CMCO Schiltigheim
Dre GAUGLER Elise	NRP6 CS	• Pôle Spécialités médicales - Ophtalmologie / SMO - UCSA - Centre d'addictologie / Nouvel Hôpital Civil
Dre GERARD Bénédicte	NRP6 CS	• Pôle de Biologie - Département de génétique / Nouvel Hôpital Civil
Mme GOURIEUX Bénédicte	RP6 CS	• Pôle de Pharmacie-pharmacologie - Service de Pharmacie-Stérilisation / Nouvel Hôpital Civil
Dr KARCHER Patrick	NRP6 CS	• Pôle de Gériatrie - Service de Soins de suite de Longue Durée et d'hébergement gériatrique / EHPAD / Hôpital de la Robertsau
Pr LESSINGER Jean-Marc	NRP6 CS	• Pôle de Biologie - Laboratoire de Biologie et biologie moléculaire / Nouvel Hôpital Civil + Hautepierre
Mme Dre LICHTBLAU Isabelle	NRP6 Resp	• Pôle de Biologie - Laboratoire de biologie de la reproduction / CMCO de Schiltigheim
Mme Dre MARTIN-HUNYADI Catherine	NRP6 CS	• Pôle de Gériatrie - Secteur Evaluation / Hôpital de la Robertsau
Dr NISAND Gabriel	RP6 CS	• Pôle de Santé Publique et Santé au travail - Service de Santé Publique - DIM / Hôpital Civil
Dr REY David	NRP6 CS	• Pôle Spécialités médicales - Ophtalmologie / SMO - «Le trait d'union» - Centre de soins de l'infection par le VIH / Nouvel Hôpital Civil
Dr TCHOMAKOV Dimitar	NRP6 CS	• Pôle Médico-chirurgical de Pédiatrie - Service des Urgences Médico-Chirurgicales pédiatriques - HP
Mme Dre TEBACHER-ALT Martine	NRP6 NCS Resp	• Pôle d'Activité médico-chirurgicale Cardio-vasculaire - Service de Maladies vasculaires et Hypertension - Centre de pharmacovigilance / Nouvel Hôpital Civil
Mme Dre TOURNOUD Christine	NRP6 CS	• Pôle Urgences - Réanimations médicales / Centre antipoison - Centre Antipoison-Toxicovigilance / Nouvel Hôpital Civil

F1 - PROFESSEURS ÉMÉRITES

- o *de droit et à vie (membre de l'Institut)*
CHAMBON Pierre (Biochimie et biologie moléculaire)
- o *pour trois ans (1er septembre 2015 au 31 août 2018)*
BERTHEL Marc (Gériatrie)
BURSZTEJN Claude (Pédo-psychiatrie)
HASSELMANN Michel (Réanimation médicale)
POTTECHER Thierry (Anesthésie-Réanimation)
- o *pour trois ans (1er septembre 2016 au 31 août 2019)*
BOUSQUET Pascal
PINGET Michel
- o *pour trois ans (1er septembre 2017 au 31 août 2020)*
BELLOCQ Jean-Pierre (Anatomie Cytologie pathologique)
CHRISTMANN Daniel (Maladies Infectieuses et tropicales)
MULLER André (Thérapeutique)

F2 - PROFESSEUR des UNIVERSITES ASSOCIE (mi-temps)

M. SOLER Luc CNU-31 IRCAD (01.09.2009 - 30.09.2012 / renouvelé 01.10.2012-30.09.2015-30.09.2018)

F3 - PROFESSEURS CONVENTIONNÉS* DE L'UNIVERSITE

Dr BRAUN Jean-Jacques	ORL (2012-2013 / 2013-2014 / 2014-2015 / 2015-2016)
Dr CALVEL Laurent	Soins palliatifs (2016-2017 / 2017-2018)
Pr CHARRON Dominique	Université Paris Diderot (2016-2017)
Mme GUI Yali	(Shaanxi/Chine) (2016-2017)
Mme Dre GRAS-VINCENDON Agnès	Pédopsychiatrie (2013-2014 / 2014-2015 / 2015-2016)
Dr JENNY Jean-Yves	Chirurgie orthopédique (2014-2015 / 2015-2016 / 2016-2017)
Mme KIEFFER Brigitte	IGBMC (2014-2015 / 2015-2016 / 2016-2017)
Dr KINTZ Pascal	Médecine Légale (2016-2017 / 2017-2018)
Dr LAND Walter G.	Immunologie (2013-2014 à 2015-2016 / 2016-2017)
Dr LANG Jean-Philippe	Psychiatrie (2015-2016 / 2016-2017)
Dr LECOCQ Jehan	IURC - Clémenceau (2016-2017 / 2017-2018)
Dr REIS Jacques	Neurologie (2017-2018)
Pr REN Guo Sheng	(Chongqing / Chine) / Oncologie (2014-2015 à 2016-2017)
Dr RICCO Jean-Baptiste	CHU Poitiers (2017-2018)
Dr SALVAT Eric	Centre d'Evaluation et de Traitement de la Douleur (2016-2017 / 2017-2018)

(* 4 années au maximum)

G1 - PROFESSEURS HONORAIRES

ADLOFF Michel (Chirurgie digestive) / 01.09.94
 BABIN Serge (Orthopédie et Traumatologie) / 01.09.01
 BAREISS Pierre (Cardiologie) / 01.09.12
 BATZENSCHLAGER André (Anatomie Pathologique) / 01.10.95
 BAUMANN René (Hépatogastro-entérologie) / 01.09.10
 BERGERAT Jean-Pierre (Cancérologie) / 01.01.16
 BIENTZ Michel (Hygiène) / 01.09.2004
 BLICKLE Jean-Frédéric (Médecine Interne) / 15.10.2017
 BLOCH Pierre (Radiologie) / 01.10.95
 BOURJAT Pierre (Radiologie) / 01.09.03
 BRECHENMACHER Claude (Cardiologie) / 01.07.99
 BRETTE Jean-Philippe (Gynécologie-Obstétrique) / 01.09.10
 BROGARD Jean-Marie (Médecine interne) / 01.09.02
 BUCHHEIT Fernand (Neurochirurgie) / 01.10.99
 BURGHARD Guy (Pneumologie) / 01.10.86
 CANTINEAU Alain (Médecine et Santé au travail) / 01.09.15
 CAZENAVE Jean-Pierre (Hématologie) / 01.09.15
 CHAMPY Maxime (Stomatologie) / 01.10.95
 CINQUALBRE Jacques (Chirurgie générale) / 01.10.12
 CLAVERT Jean-Michel (Chirurgie infantile) / 31.10.16
 COLLARD Maurice (Neurologie) / 01.09.00
 CONRAUX Claude (Oto-Rhino-Laryngologie) / 01.09.98
 CONSTANTINESCO André (Biophysique et médecine nucléaire) / 01.09.11
 DIETEMANN Jean-Louis (Radiologie) / 01.09.17
 DOFFOEL Michel (Gastroentérologie) / 01.09.17
 DORNER Marc (Médecine Interne) / 01.10.87
 DUPEYRON Jean-Pierre (Anesthésiologie-Réa.Chir.) / 01.09.13
 EISENMANN Bernard (Chirurgie cardio-vasculaire) / 01.04.10
 FABRE Michel (Cytologie et histologie) / 01.09.02
 FISCHBACH Michel (Pédiatrie) / 01.10.2016
 FLAMENT Jacques (Ophtalmologie) / 01.09.2009
 GAY Gérard (Hépatogastro-entérologie) / 01.09.13
 GERLINGER Pierre (Biol. de la Reproduction) / 01.09.04
 GRENIER Jacques (Chirurgie digestive) / 01.09.97
 GROSSHANS Edouard (Dermatologie) / 01.09.03
 GUT Jean-Pierre (Virologie) / 01.09.14
 HAUPTMANN Georges (Hématologie biologique) / 01.09.06
 HEID Ernest (Dermatologie) / 01.09.04
 IMBS Jean-Louis (Pharmacologie) / 01.09.2009
 IMLER Marc (Médecine interne) / 01.09.98
 JACQMIN Didier (Urologie) / 09.08.17
 JAECK Daniel (Chirurgie générale) / 01.09.11
 JAEGER Jean-Henri (Chirurgie orthopédique) / 01.09.2011
 JESEL Michel (Médecine physique et réadaptation) / 01.09.04
 KEHR Pierre (Chirurgie orthopédique) / 01.09.06
 KEMPF François (Radiologie) / 12.10.87
 KEMPF Ivan (Chirurgie orthopédique) / 01.09.97
 KEMPF Jules (Biologie cellulaire) / 01.10.95
 KIRN André (Virologie) / 01.09.99
 KREMER Michel (Parasitologie) / 01.05.98
 KRIEGER Jean (Neurologie) / 01.01.07
 KUNTZ Jean-Louis (Rhumatologie) / 01.09.08
 KUNTZMANN Francis (Gériatrie) / 01.09.07
 KURTZ Daniel (Neurologie) / 01.09.98
 LANG Gabriel (Orthopédie et traumatologie) / 01.10.98
 LANG Jean-Marie (Hématologie clinique) / 01.09.2011
 LEVY Jean-Marc (Pédiatrie) / 01.10.95
 LONSDORFER Jean (Physiologie) / 01.09.10
 LUTZ Patrick (Pédiatrie) / 01.09.16
 MAILLOT Claude (Anatomie normale) / 01.09.03
 MAITRE Michel (Biochimie et biol. moléculaire) / 01.09.13
 MANDEL Jean-Louis (Génétique) / 01.09.16
 MANGIN Patrice (Médecine Légale) / 01.12.14
 MANTZ Jean-Marie (Réanimation médicale) / 01.10.94
 MARESCAUX Jacques (Chirurgie digestive) / 01.09.16
 MARK Jean-Joseph (Biochimie et biologie cellulaire) / 01.09.99
 MESSER Jean (Pédiatrie) / 01.09.07
 MEYER Christian (Chirurgie générale) / 01.09.13
 MEYER Pierre (Biostatistiques, informatique méd.) / 01.09.10
 MINCK Raymond (Bactériologie) / 01.10.93
 MONTEIL Henri (Bactériologie) / 01.09.2011
 MOSSARD Jean-Marie (Cardiologie) / 01.09.2009
 OUDET Pierre (Biologie cellulaire) / 01.09.13
 PASQUALI Jean-Louis (Immunologie clinique) / 01.09.15
 PATRIS Michel (Psychiatrie) / 01.09.15
 Mme PAULI Gabrielle (Pneumologie) / 01.09.2011
 REYS Philippe (Chirurgie générale) / 01.09.98
 RITTER Jean (Gynécologie-Obstétrique) / 01.09.02
 ROEGEL Emile (Pneumologie) / 01.04.90
 RUMPLER Yves (Biol. développement) / 01.09.10
 SANDNER Guy (Physiologie) / 01.09.14
 SAUVAGE Paul (Chirurgie infantile) / 01.09.04
 SCHAFF Georges (Physiologie) / 01.10.95
 SCHLAEDER Guy (Gynécologie-Obstétrique) / 01.09.01
 SCHLIENGER Jean-Louis (Médecine Interne) / 01.08.11
 SCHRAUB Simon (Radiothérapie) / 01.09.12
 SCHWARTZ Jean (Pharmacologie) / 01.10.87
 SICK Henri (Anatomie Normale) / 01.09.06
 STIERLE Jean-Luc (ORL) / 01.09.10
 STOLL Claude (Génétique) / 01.09.2009
 STOLL-KELLER Françoise (Virologie) / 01.09.15
 STORCK Daniel (Médecine interne) / 01.09.03
 TEMPE Jean-Daniel (Réanimation médicale) / 01.09.06
 TONGIO Jean (Radiologie) / 01.09.02
 TREISSER Alain (Gynécologie-Obstétrique / 24.03.08
 VAUTRAVERS Philippe (Médecine physique et réadaptation) / 01.09.16
 VETTER Jean-Marie (Anatomie pathologique) / 01.09.13
 VINCENDON Guy (Biochimie) / 01.09.08
 WALTER Paul (Anatomie Pathologique) / 01.09.09
 WEITZENBLUM Emmanuel (Pneumologie) / 01.09.11
 WIHLM Jean-Marie (Chirurgie thoracique) / 01.09.13
 WILK Astrid (Chirurgie maxillo-faciale) / 01.09.15
 WILLARD Daniel (Pédiatrie) / 01.09.96
 WITZ JEAN-Paul (Chirurgie thoracique) / 01.10.90

Légende des adresses :

FAC : Faculté de Médecine - 4, rue Kirschleger - F - 67085 Strasbourg Cedex - Tél. : 03.68.85.35.20 - Fax : 03.68.85.35.18 ou 03.68.85.34.67

HOPITAUX UNIVERSITAIRES DE STRASBOURG (HUS) :

- NHC : *Nouvel Hôpital Civil* ; 1, place de l'Hôpital - BP 426 - F - 67091 Strasbourg Cedex - Tél. : 03 69 55 07 08

- HC : *Hôpital Civil* ; 1, Place de l'Hôpital - B.P. 426 - F - 67091 Strasbourg Cedex - Tél. : 03.88.11.67.68

- HP : *Hôpital de Hautepierre* ; Avenue Molière - B.P. 49 - F - 67098 Strasbourg Cedex - Tél. : 03.88.12.80.00

- *Hôpital de La Robertsau* ; 83, rue Himmerich - F - 67015 Strasbourg Cedex - Tél. : 03.88.11.55.11

- *Hôpital de l'Elsau* ; 15, rue Cranach - 67200 Strasbourg - Tél. : 03.88.11.67.68

CMCO - Centre Médico-Chirurgical et Obstétrical : 19, rue Louis Pasteur - BP 120 - Schiltigheim - F - 67303 Strasbourg Cedex - Tél. : 03.88.62.83.00

C.C.O.M. - Centre de Chirurgie Orthopédique et de la Main : 10, avenue Baumann - B.P. 96 - F - 67403 Illkirch Graffenstaden Cedex - Tél. : 03.88.55.20.00

E.F.S. : Etablissement Français du Sang - Alsace : 10, rue Spielmann - BP N°36 - 67065 Strasbourg Cedex - Tél. : 03.88.21.25.25

Centre Régional de Lutte contre le cancer "Paul Strauss" - 3, rue de la Porte de l'Hôpital - F-67085 Strasbourg Cedex - Tél. : 03.88.25.24.24

IURC - Institut Universitaire de Réadaptation Clemenceau - CHU de Strasbourg et UGECAM (Union pour la Gestion des Etablissements des Caisses d'Assurance Maladie) - 45 boulevard Clemenceau - 67082 Strasbourg Cedex

**RESPONSABLE DE LA BIBLIOTHÈQUE DE MÉDECINE ET ODONTOLOGIE ET DU
 DÉPARTEMENT SCIENCES, TECHNIQUES ET SANTÉ
 DU SERVICE COMMUN DE DOCUMENTATION DE L'UNIVERSITÉ DE STRASBOURG**

Monsieur Olivier DIVE, Conservateur

LA FACULTÉ A ARRÊTÉ QUE LES OPINIONS ÉMISES DANS LES DISSERTATIONS
 QUI LUI SONT PRÉSENTÉES DOIVENT ÊTRE CONSIDÉRÉES COMME PROPRES
 A LEURS AUTEURS ET QU'ELLE N'ENTEND NI LES APPROUVER, NI LES IMPROUVER

SERMENT D'HIPPOCRATE



" En présence des Maîtres de cette École, de mes chers condisciples et devant l'effigie d'Hippocrate, je promets et je jure, au nom de l'Être suprême, d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la médecine.

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

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

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

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

TABLE DES MATIERES

CINEMATIQUE DU GENOU	page 20
1. Cycle de marche	page 20
2. Cinématique du genou sain	page 21
2.1. Dans le plan sagittal	page 21
2.2. Dans le plan frontal	page 24
2.3. Dans le plan axial	page 25
3. Cinématique du genou prothésé	page 28
3.1. Biomécanique des implants	page 28
3.2. Plateau fixe et plateau mobile	page 30
3.3. Famille d'implants	page 32
3.4. Cinématique à la marche	page 37
ETUDE DE LA CINEMATIQUE DU GENOU EN TROIS DIMENSIONS	page 38
1. Fluoroscopie	page 38
2. Centrale inertielle	page 39
3. Système à cellules photosensibles et marqueurs actifs/passifs	page 40
4. Système électromyographique	page 42
5. Système électromagnétique	page 43
CHIRURGIE ASSISTEE PAR ORDINATEUR (CAO) DANS LES PROTHESES DE GENOU	page 44
1. Principes de fonctionnement de la CAO	page 44
2. Différents systèmes de CAO	page 45
3. Principes du calibrage du membre inférieur dans la navigation sans image	page 46
4. Intérêt dans l'arthroplastie totale de genou	page 48
5. Logiciel OrthoPilot 4.3 Kobe version®	page 50

VALIDATION DU LOGICIEL ORTHOPILOT TKA 4.3 KOBE VERSION® DANS LA MESURE DE LA CINEMATIQUE PASSIVE CONTINUE EN TROIS DIMENSIONS DU GENOU PROTHESE, IN VITRO	page 55
1. Introduction	page 55
2. Matériel et méthode	page 58
2.1. Pose des prothèses : technique chirurgicale	page 59
2.2. Acquisitions fluoroscopiques et cinématique par navigation	page 62
2.3. Calibration de l'image	page 65
2.4. Modèles 3D des implants	page 65
2.5. Traitement de l'image : JointTrack Auto®	page 66
2.6. Traitement des données	page 68
2.7. Analyse statistique	page 71
3. Résultats	page 71
4. Discussion	page 75
5. Conclusion	page 81
BIBLIOGRAPHIE	page 83

LISTE DES ILLUSTRATIONS

- Figure 1** (page 20) : Cycle de marche
- Figure 2** (page 22) : Arc de flexion du genou
- Figure 3** (page 24) : Rayons de courbure des condyles fémoraux latéral et médial
- Figure 4** (page 26) : Axe de rotation du tibia
- Figure 5** (page 27) : Déplacement du point de contact fémoro-tibial pendant la flexion
- Figure 6** (page 53) : Définition des angles de flexion et de varus/valgus
- Figure 7** (page 60) : Installation à l'institut d'Anatomie pour la pose des prothèses
- Figure 8** (page 61) : Acquisitions cinématiques
- Figure 9** (page 63) : Installation en salle de fluoroscopie
- Figure 10** (page 64) : Acquisition fluoroscopique
- Figure 11** (page 64) : Démonstration des acquisitions simultanées
- Figure 12** (page 66) : Modèles 3D des implants et leur système de coordonnées
- Figure 13** (page 67) : Illustration de la superposition des implants sur JTA
- Figure 14** (page 68) : Fichier de sortie de JTA
- Figure 15** (page 70) : Illustration de la rotation fémorale et la translation fémorale mesurées par fluoroscopie
- Figure 16** (page 71) : Repères pour la mesure de la décoaptation fémoro-tibiale médiale (d) et latérale (d')
- Tableau 1** (page 72) : Corrélation entre les deux systèmes de mesure pour chaque variable étudiée (test de Kappa)
- Figure 17** (page 73) : Différences entre les deux systèmes pour chaque variable, en fonction du degré de flexion
- Figure 18** (page 77) : Repère fémoral dans les deux systèmes
- Figure 19** (page 79) : Exemple de décoaptation fémoro-tibiale importante en fin de flexion

La présente thèse est issue d'un travail conçu à l'initiative du Pr Jenny, et réalisé au CHU de Strasbourg, conjointement avec le service d'ingénierie mécanique et aérospatiale du Pr Banks, à l'Université de Floride. Elle s'organise en quatre parties. La cinématique du genou natif et prothésé est décrite, puis complétée par les moyens d'étude de celle-ci. La chirurgie assistée par ordinateur et son implication dans la pose des prothèses de genou est ensuite abordée. La dernière partie, sous la forme d'un article scientifique, constitue le travail original.

La cinématique du genou prothésé et son rôle dans les résultats fonctionnels de cette chirurgie sont encore mal compris. La navigation apparaît comme une méthode fiable et accessible en routine clinique pour aider à la pose des prothèses totales de genou, de manière précise et reproductible. La validation de cet outil pour mesurer la cinématique articulaire a pour vocation la compréhension du phénomène et l'amélioration des résultats de cette intervention fréquente.

Cette thèse permet de rappeler le fonctionnement de l'articulation du genou, natif comme prothésé, et la place grandissante de la chirurgie assistée par ordinateur dans le quotidien du chirurgien, comme aide dans la planification et la précision de ses gestes.

CINEMATIQUE DU GENOU

Pour rappel, en mécanique, la cinématique étudie les mouvements d'un solide dans le temps, sans se préoccuper de leurs causes.

Dans le cadre de ce travail qui ne traite pas de l'articulation fémoro-patellaire, la cinématique de celle-ci ne sera pas abordée.

1. Cycle de marche

Le cycle de marche est défini entre deux appuis du talon d'une même jambe sur le sol. Il y a deux principales phases durant un cycle de marche : la phase d'appui de 0 à 60% du cycle, puis la phase oscillante de 60 à 100% du cycle (figure 1). La phase d'appui se divise en attaque du pas (0 à 10%), pas antérieur (10 à 30%), pas postérieur (30 à 50%), et propulsion (50 à 60%). La phase oscillante est quant à elle divisée en début, milieu et fin (1).

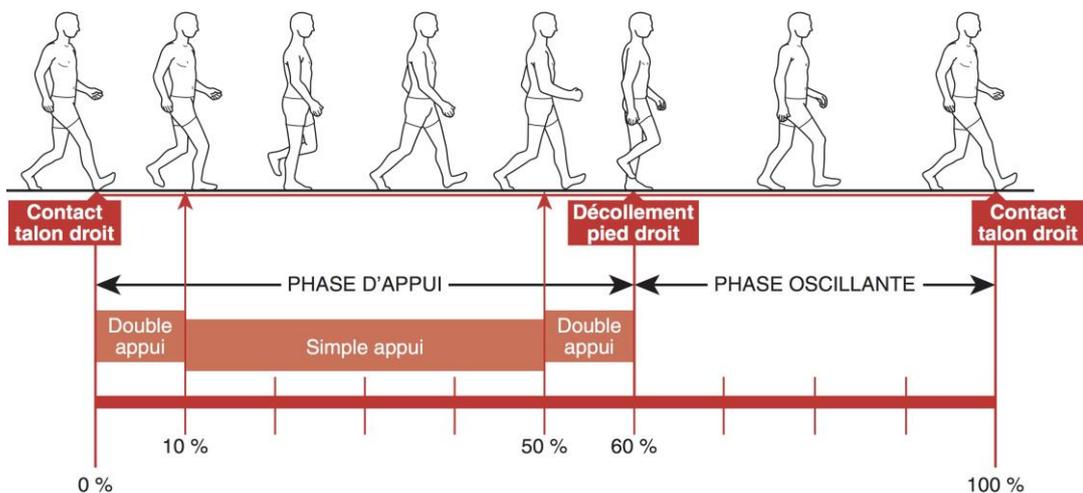


Figure 1 : Cycle de marche (d'après le CoFEMER 2015 disponible sur : http://www.cofemer.fr/article.php?id_article=883)

Le genou a quatre rôles fonctionnels pendant la marche. Durant la phase d'appui, il absorbe les chocs suite à l'attaque du pas, puis stabilise le genou en extension pour supporter le poids du corps. Durant la phase d'oscillation, le genou effectue une flexion rapide pour permettre le passage du pied, puis un mouvement d'extension pour faire avancer la jambe. Pour parvenir à faire cette succession de mouvements, le genou doit posséder une grande amplitude de mouvement dans le plan sagittal, en flexion/extension, et des mouvements moins amples dans les autres plans pour garder l'équilibre et la stabilité (1).

2. Cinématique du genou sain

2.1. Dans le plan sagittal :

Pendant la marche : lors du contact au sol, le genou est en extension (0-10°). Lors de l'attaque du pas, afin d'absorber les forces lors de l'impact du contact au sol, il va effectuer une flexion (15-20°). Une fois l'attaque du pas terminée, il se produit un mouvement d'extension presque complète à la fin de la phase d'appui. Lors de la phase oscillante, le genou recommence à fléchir jusqu'à environ 60°. Finalement, il s'étend à nouveau en prévision du nouveau contact au sol (2).

Pendant une flexion maximale du genou : l'arc de flexion du genou de 0 à 120° est actif. Au-delà de 120° les muscles ne produisent plus de moment fléchisseur ; l'arc 120° à 145-160° est purement passif (figure 2)(3).

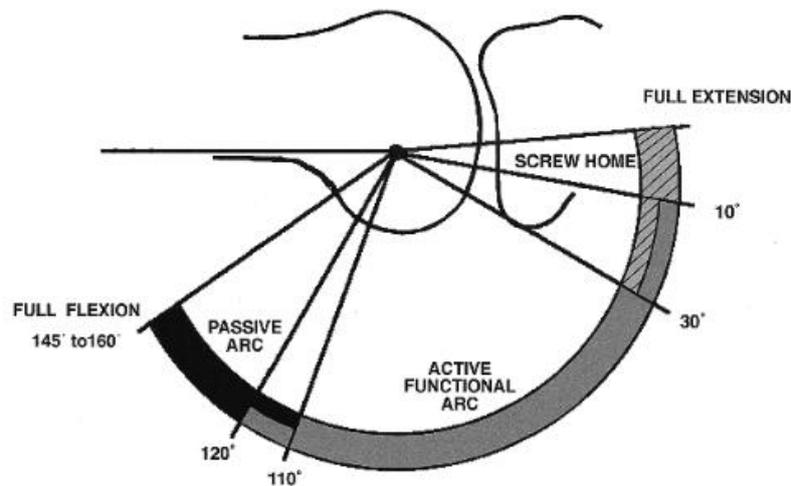


Figure 2 : Arc de flexion du genou (selon Freeman)

La flexion du genou natif est marquée par un roulement-glissement asymétrique des condyles fémoraux, expliqué par la forme des structures osseuses et capsulo-ligamentaires. La flexion active est limitée par le conflit survenant entre le rebord postérieur de la partie médiale du plateau tibial, la corticale postérieure du fémur et par l'interposition de la corne postérieure du ménisque médial (4). En flexion passive, la patella s'appuie essentiellement sur le condyle latéral, entraînant un roulement postérieur de celui-ci, au point de se subluser en arrière du plateau tibial latéral vers 150° de flexion (5), impliquant également une rotation externe d'au moins 20° du fémur sur le tibia. Le condyle médial garde son point de contact fémoro-tibial, de façon à constituer un pivot stable. Une fois le rebord postérieur de la partie médiale du plateau tibial et la corticale postérieure fémorale en conflit, le condyle médial, s'appuyant sur ce nouveau centre de rotation, décolle légèrement du plateau tibial (5), mais ne se luxe pas vers l'arrière (permet au sujet agenouillé de se relever en s'appuyant sur le condyle médial qui reprend contact avec le plateau tibial, ce qui ne serait pas possible si les deux condyles étaient luxés en arrière du plateau tibial). La stabilité du condyle médial est assurée par le ligament croisé postérieur et par

le ligament collatéral médial, ainsi que par la corne postérieure du ménisque médial. Le ligament croisé antérieur permet le maintien du condyle médial vers l'avant. La translation antéro-postérieure du condyle latéral, vers l'avant lorsque le genou s'étend, et vers l'arrière lorsque le genou fléchit, est gouvernée par la tension du ligament croisé antérieur et du muscle poplité.

D'après les travaux de Williams (6) (figure 3), la forme sagittale du condyle médial décrit deux arcs de cercle, le plus antérieur est court avec un rayon plus grand que le postérieur. La partie médiale du plateau tibial est plate, mais avec le ménisque solidement fixé, il forme une surface concave. Le déplacement du condyle médial se fait par un mouvement de glissement pur entre 0° et 120°. C'est à dire que le centre de rotation du condyle ne se déplace pas par rapport au tibia. Au-delà de 120°, le condyle médial recule de 9mm en moyenne. Le condyle latéral présente 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-glissement, d'abord rapidement puis régulièrement jusqu'à 120°. Le centre de rotation du fémur se déplace par rapport au tibia sur environ 20mm. Au-delà de 120° de flexion, il recule encore de 10mm.

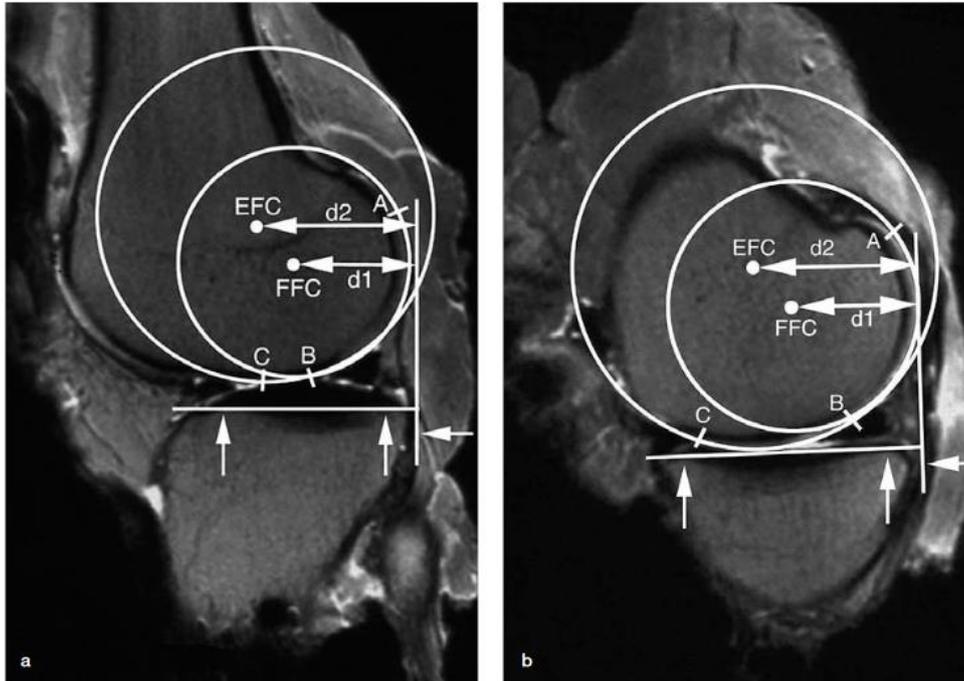


Figure 3 : Rayons de courbure (EFC = Extension Facet Center, FFC = Flexion Facet Center) des condyles fémoraux latéral (a) et médial (b) (d'après Williams)

Concernant l'axe de flexion extension du genou : plusieurs séries de travaux ont proposé plusieurs définitions de cet axe ; variable en « J » (7), correspondant à l'axe trans-épicondylien (8), ou proche de celui-ci (9). Les travaux de Victor (10), démontrent un axe de rotation unique, passant par les centres de sphères correspondant aux condyles, appelé axe fémoral transverse.

2.2. Dans le plan frontal :

Pendant la marche normale, il existe des variations interindividuelles importantes, expliquant l'absence de consensus sur les mouvements en abduction/adduction selon le degré de flexion. Mezghani (11), met en évidence quatre patrons de marche dans le plan frontal. Dans le premier groupe, le patron de marche est en position neutre durant la phase d'appui avec un mouvement d'adduction lors de la phase oscillante.

Dans le second groupe, le patron de marche est plutôt en abduction lors de la phase d'appui et en adduction lors de la phase oscillante. Dans le troisième groupe, un patron de marche en position neutre lors de la phase d'appui et abduction lors de la phase oscillante est observé. Pour le dernier groupe, le patron de marche est en abduction tout au long du cycle de marche.

Concernant la flexion maximale du genou, le condyle médial se soulève de 2mm en prenant appui sur la corne postérieure du ménisque médial. Le condyle latéral glisse et se relève de 2mm avec déplacement postérieur par rapport au tibia. Le tibia se positionne ensuite en valgus en fin de flexion (6).

2.3. Dans le plan axial :

En raison de la géométrie peu contrainte des structures ostéo-articulaires, la stabilité du genou dépend en grande partie des ligaments collatéraux et croisés ainsi que des tendons. Il existe une asymétrie importante entre les surfaces articulaires médiales et latérales du genou. Le condyle médial est plus volumineux et le plateau tibial médial plus concave que leurs homologues latéraux.

Au cours des 30 derniers degrés d'extension du genou, le tibia (chaîne ouverte) ou fémur (chaîne fermée) doit tourner à l'extérieur ou à l'intérieur, respectivement, d'environ 10 degrés. Qu'il s'agisse d'une rotation tibiale, comme dans un exercice à chaîne ouverte (extension du genou), ou d'une rotation fémorale, comme dans un exercice à chaîne fermée (squat), la rotation doit se produire pour atteindre une extension complète. Ce mécanisme est dû d'une part à la forme du condyle fémoral médial, ainsi qu'à la traction du quadriceps en extension, provoquant une translation tibiale antérieure par rapport au fémur, impliquant à une rotation externe du tibia par

tension du ligament croisé antérieur. En début de flexion, le muscle poplité doit se contracter pour initier celle-ci. Le tibia effectue une légère rotation interne (3). Ces rotations du tibia s'effectuent autour d'un axe longitudinal sur le compartiment fémoro-tibial médial (figure 4).

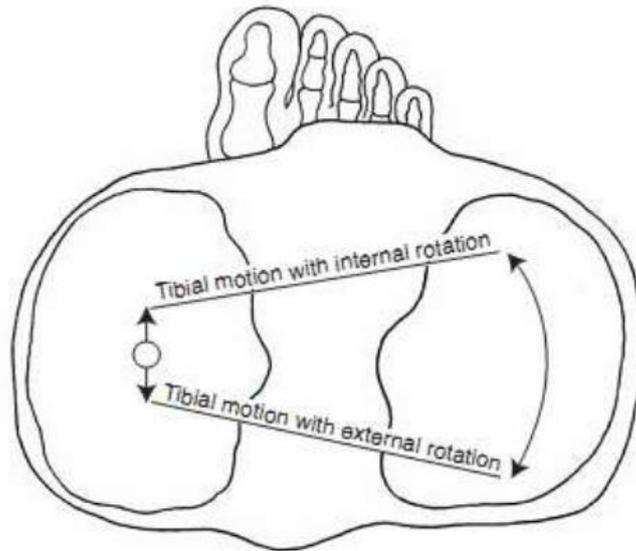


Figure 4 : Axe de rotation du tibia (selon P Levangie, C Norkin : *Joint Structure and Function : A Comprehensive Analysis, 5th Edition*. © 2011 by F. A. Davis Company)

Lors de la flexion, on assiste à un changement de position plus postérieure du point de contact fémoro-tibial, en particulier dans le compartiment latéral (12) (figure 5). Ce mécanisme est dû au ligament croisé postérieur (LCP). De par son insertion sur le condyle médial, on assiste à une mise en tension du LCP pendant la flexion. Pendant la progression de la flexion, cette tendance à la translation antérieure de l'insertion fémorale et cette mise sous tension concomitante du LCP provoquent le déplacement postérieur du condyle fémoral par rapport à la surface articulaire du plateau tibial. Sans ce déplacement postérieur, on assisterait en flexion à un enclavement des tissus mous péri articulaires postérieurs entre le bord postérieur du plateau tibial, et la face postérieure du fémur distal. Cela limiterait la flexion à un maximum de 90 à 105° (13).

La majorité de cette rotation s'effectue en début de flexion. Entre 120° et 140°, toujours en mise en charge, les condyles fémoraux latéral et médial effectuent une translation postérieure moyenne similaire de $9.8 \pm 2.1\text{mm}$ et $8.4 \pm 2.1\text{mm}$ respectivement (14), résultant en peu de rotation dans cette amplitude de mouvement. En extension, la tension du ligament croisé antérieur (LCA) ramène le fémur dans une position plus antérieure par rapport au tibia. La friction entre les surfaces articulaires, même en charge, est minimale (15) et n'interfère donc que peu dans la cinématique articulaire.

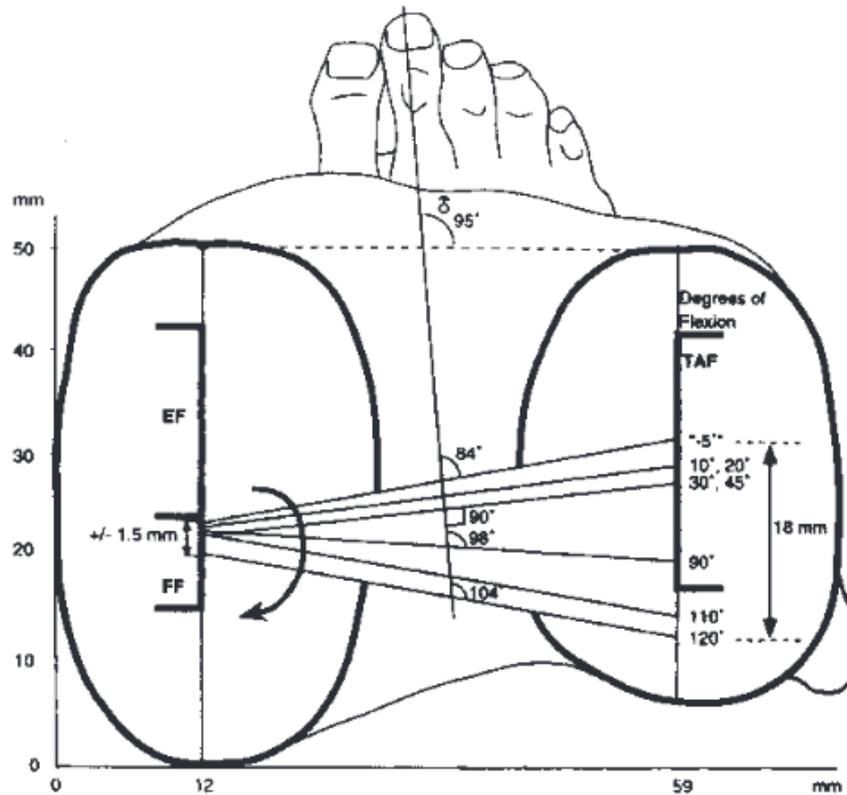


Figure 5 : Déplacement du point de contact fémoro-tibial pendant la flexion (d'après Freeman)

3. Cinématique du genou prothésé

3.1. Biomécanique des implants

Dans le plan sagittal :

Concernant l'implant fémoral : l'axe de rotation est un élément important du design de l'implant fémoral. Il existe deux types prothétiques comportant, dans le plan sagittal, soit une succession de rayons de courbures dégressifs dans la partie postérieure des condyles fémoraux (condyles ovoïdes), soit un rayon de courbure unique. Ces designs découlent des théories sus cités sur l'axe de flexion/extension du genou. Les implants à rayon de courbure unique reproduisent une cinématique plus proche du genou natif que les implants à rayons de courbure multiples (16). L'axe de flexion fixe se situe plus en postérieur par rapport aux axes des implants à rayon de courbure multiples, augmentant le bras de levier du quadriceps. Cela diminue la force musculaire nécessaire pour obtenir une flexion, et donc les contraintes fémoro-patellaire. Il permettrait de fournir également une isométrie ligamentaire au travers de toute l'amplitude de mouvement (longueur constante des ligaments collatéraux) favorisant ainsi une meilleure stabilité articulaire (17,18).

Concernant l'implant tibial : le plan sagittal varie également selon la prothèse, allant d'une surface quasi plane (grand rayon de courbure), jusqu'à une surface quasi cylindrique (petit rayon de courbure), en passant par différentes versions plus au moins concaves. Un élément important est la localisation antéropostérieure du point le plus profond de la surface concave, déterminant en charge la position antéropostérieure du fémur par rapport au tibia et donc l'amplitude de flexion.

Si la longueur du rayon de courbure de la surface articulaire tibiale ne diffère pas de plus de 12 mm du rayon de courbure de la surface fémorale, l'implant est fortement contraint, et la stabilité de l'articulation en charge est totalement assurée par la géométrie de l'implant. Si la différence entre les rayons de courbure s'approche de 17 mm, la stabilité dépend de l'implant et des tissus mous péri articulaires. Au-delà de 20 mm de différence, la stabilité ne peut être obtenue que par le biais des tissus mous (19).

Dans le plan frontal :

Les différents types d'implants présentent soit des surfaces articulaires fémorales et tibiales :

- à grand rayon de courbure (planes) : cela n'introduit pas de contrainte en rotation sur les implants prothétique, cette dernière étant totalement prise en charge par les tissus mous, les surfaces articulaires restant fortement congruentes et en contact.
- à rayons de courbures réduits (concaves/convexes et congruentes) : dans le plan frontal, l'implant supporte en partie les contraintes en rotation, les tissus mous n'intervenant qu'en second lieu, risquant une perte de congruence.

La stabilité dans le plan frontal doit résister au moment varisant. Il existe une répartition de la charge entre le compartiment médial et latéral ; par augmentation de la force de compression dans le compartiment médial, par augmentation de la tension des structures ligamentaires et des tissus mous latéraux, par une co-contraction des groupes musculaires antagonistes (vaste latéral, tenseur du fascia lata, biceps), par une

tension accrue des ligaments croisés, et par un déplacement du corps et du centre de gravité en direction latérale (20).

Si ces différents éléments ne suffisent pas à équilibrer le moment d'adduction, l'on assiste à une décoaptation des surfaces articulaires dans le compartiment latéral de l'implant. Il en va de même lors d'un défaut technique d'alignement de l'implant fémoral et/ou tibial dans le plan frontal ou d'un défaut technique d'alignement en rotation de l'implant fémoral.

Des surfaces articulaires concaves/convexes dans le plan frontal sont à même de maintenir une certaine congruence articulaire et une surface de contact relative dans le compartiment médial en cas de décoaptation latérale. En revanche, des surfaces articulaires relativement planes dans le plan frontal, amènent, en cas de décoaptation latérale, à une réduction considérable de la surface de contact, avec augmentation des forces de compression sur le polyéthylène (PE) (21).

Dans le plan axial :

Les études cinématiques montrent que le phénomène de translation fémorale postérieure est moindre que pour le genou sain, expliquant en partie pourquoi la flexion du genou prothésé est moins importante que le genou natif, et ce quel que soit le type de prothèse (22).

3.2. Plateau fixe et plateau mobile

Sur une PTG possédant un plateau fixe, solidaire de l'embase métallique tibiale, une incongruence marquée des surfaces articulaires mène à une surface de contact réduite, et à des contraintes nettement plus élevées sur le PE et donc une usure plus

rapide. Un polyéthylène plus congruent augmente la surface de contact, et répartit les contraintes, diminuant l'usure du PE. Mais cette augmentation de congruence fémoro-tibiale modifie la cinématique de la prothèse, réduisant les possibilités de mouvement en rotation et de translation au cours de la flexion. De plus, en charge, la friction métal-polyéthylène entre les surfaces articulaires (coefficient de friction 0,05 à 1) est d'un tout autre ordre de grandeur que la friction des surfaces articulaires cartilagineuses (coefficient de friction proche de zéro). La congruence augmente donc la stabilité de l'articulation, mais diminue l'amplitude de mouvement pour une force de flexion donnée (20). Cette augmentation de congruence fémoro-tibiale induit également des contraintes supplémentaires qui sont transmises au niveau de l'interface os-implant du fait de la solidarité du PE avec le plateau tibial.

A partir de ces constatations, les PTG possédant un plateau mobile, avec un degré de liberté de mouvement variable dans le plan horizontal, ont été développées, pour s'affranchir de ces problèmes. Premièrement, l'utilisation d'un PE congruent permet de diminuer les pressions de contact du PE et donc de diminuer l'usure du PE. Deuxièmement, l'utilisation d'un plateau mobile à un ou plusieurs degrés de liberté dans le plan horizontal permet de maintenir une cinématique « anatomique » (rotation du condyle latéral autour du condyle médial, translation postérieure du point de contact fémoro-tibial du condyle latéral) de la prothèse au cours de la flexion, tout en diminuant les contraintes subies par l'embase tibiale métallique. On assiste à un « auto-alignement » des implants pendant la flexion, réduisant les risques de troubles de rotation de l'implant tibial, et favorisant la course patellaire (23). Il en résulte donc théoriquement une diminution des risques de descellement tibial (24). Cependant, une des principales complications du plateau mobile est la luxation du PE, retrouvée dans 0

à 9% des séries (25). La principale raison de la luxation du PE est un mauvais équilibrage ligamentaire, en flexion et en extension (26). La mobilité entre le PE et l'embase tibiale est également responsable d'une usure quasiment inexistante dans les plateaux fixes, conduisant à un polissage du PE et un relargage de microparticules, pouvant être responsable d'une ostéolyse de l'implant tibial (27). Mais cette usure du PE n'est pas responsable d'un taux de reprise plus élevée (26), et ne semble pas altérer la mobilité de celui-ci, malgré une diminution significative du degré de rotation avec le temps (28).

Les études in vivo ne semblent cependant pas montrer de différences en terme de cinématique entre les deux types d'implants (29,30). Mais la flexion maximale avec plateau fixe semble plus importante qu'avec plateau mobile, car moins de contact métal-PE (31).

3.3. Familles d'implants

Lors de la marche, il n'existe que peu de différences entre les multiples types d'implants, qui comportent tous dans le plan sagittal une translation antéropostérieure plus importante que celle observée dans le genou non prothésé. Les différences mineures observées entre les différents types d'implants sont liées à la géométrie articulaire, (congruence fémoro-tibiale plus ou moins marquée, point le plus profond de la concavité tibiale plus ou moins postérieure) et non pas aux éléments de stabilisation ligamentaire (préservation/substitution du LCP), ces éléments n'entrant pas en fonction dans les segments de flexion utilisés lors de la marche (32).

Prothèse avec conservation des ligaments croisés antérieur et postérieur :

Elle permet d'obtenir une cinématique approchant le plus celle du genou normal. Il n'existe pas de décoaptation latérale par maintien du LCA, et de son insertion sur le condyle fémoral latéral. Cependant, on observe des variations dans le temps, pouvant s'expliquer par une distension du LCA avec une cinématique approchant alors celle d'une prothèse totale de genou avec conservation du LCP (33). Ces prothèses sont peu représentées en pratique, car leurs résultats ne pas aussi bons que ceux escomptés. Ceci s'explique par la difficulté à reproduire une tension physiologique du pivot central de manière reproductible, et que celui-ci soit intègre, situation rare dans le cas des gonarthroses (34).

Prothèse avec conservation du ligament croisé postérieur :

La prothèse à conservation du LCP permet d'éviter la réalisation d'une boîte de postéro-stabilisation et présente l'avantage théorique d'améliorer la proprioception. Néanmoins, la réalisation de ce type d'implant sous-entend une intégrité du LCP, limitant les indications de pose à un genou arthrosique avec peu de perte de substance osseuse, un plan capsulo-ligamentaire intègre, et souvent une déformation dans le plan frontal inférieure à 10°. Certains auteurs constatent cependant une translation fémorale antérieure en flexion, dite paradoxale, et un point de pivot erratique, soit latéral, soit médial. Cette variation de la translation fémorale en flexion n'appartient pas seulement au fait de conserver le LCP, mais aussi au design de l'implant fémoral, la balance ligamentaire en peropératoire et la technique chirurgicale (35). Pour pallier à cette cinématique paradoxale, des prothèses à conservation du LCP avec un implant fémoral à rayon de courbure multiple ont été développés. Celles-ci présentaient une

translation fémorale antérieure moindre et une rotation axiale moindre lors du passage de l'extension à la flexion, par rapport aux PTG à conservation du LCP et implant fémoral à rayon de courbure unique (36). Concernant le risque de décoaptation pendant la flexion, celui-ci existe dans le compartiment latéral (car le LCP empêche la décoaptation médiale par son insertion). La flexion maximale peut être diminuée en l'absence de translation postérieure du condyle fémoral, car l'axe de flexion est plus antérieur, et, de ce fait, provoque l'enclavement des tissus mous postérieurs entre les structures ostéo-articulaires, et la mise sous tension plus importante de l'appareil extenseur. Pour y pallier, une augmentation de l'offset fémoral postérieur retarde le point d'enclavement des tissus mous postérieurs et provoque également une relative mise sous tension du LCP : réduction de la translation antérieure amenant à une augmentation de la flexion maximale du genou (4). Malgré ces différences avec les prothèses postéro-stabilisées (PS), il n'y a pas de différence en terme de résultats clinique, l'amplitude de flexion étant la même ou légèrement supérieure pour les implants PS (37).

Prothèse postéro-stabilisée (sacrifice des ligaments croisés) (38) :

Les avantages attendus par rapport aux implants avec conservation du LCP sont une meilleure amplitude de flexion et reproduire le roulement postérieur du fémur sur le tibia. Suivant les modèles et les cinématiques prothétiques, cette came de stabilisation entre en jeu plus ou moins tôt dans le mouvement de flexion et applique un déplacement plus ou moins important du plateau tibial. Mais, dans tous les cas, ce système ne contraint jamais la jonction fémoro-tibiale et ne peut prendre en charge une insuffisance ligamentaire frontale. Il existe un risque de décoaptation latérale et

médiale, car il n'existe plus de pivot central. Ce phénomène n'est néanmoins pas prédictif d'un mauvais résultat (39).

- Implant avec pivot central par un système « came-plot ». Lors de la flexion, la came fémorale s'engage sur le plot tibial central à environ 70° de flexion et entraîne une translation antérieure du tibia. Cette translation tibiale déplace le point de contact articulaire fémoro-tibial en postérieur, reproduisant le roulement fémoral et permettant une plus grande amplitude de flexion. La position du plot doit être optimisée pour éviter un conflit en hyper-extension si le plot est trop avancé, ou un conflit en flexion extrême si le plot est placé trop en arrière. La position de la came se définit par rapport au centre de rotation des condyles. Plus cette distance est faible, plus le roulement postérieur est faible. Plus cette distance est proche du rayon des condyles postérieurs plus le roulement postérieur est important avec un plot qui pourra être plus court et donc plus résistant. Pour éviter la luxation du système prothétique, une hauteur de décoaptation est définie. Pour un même implant, cette hauteur n'est habituellement pas une valeur fixe mais une variable qui dépend de la flexion du genou. Cette hauteur de décoaptation est habituellement comprise entre 12 et 18 mm.
- Implant avec pivot central par un système de 3^{ème} condyle, qui vient s'articuler avec une came tibiale au niveau du PE. Ce système consiste à dicter une partie de la cinématique fémoro-tibiale par le biais d'une came qui impose le recul progressif du point de contact fémoro-tibial (translation postérieure fémorale) à partir d'un certain degré de flexion (variable selon les dessins) pour assurer la stabilité dans le plan antéropostérieur. Ce 3^{ème} condyle permet également la répartition des contraintes

entre les surfaces de contact fémoro-tibiales. Il n'impose pas de contraintes rotatoires. La surface supplémentaire d'appui formée par le 3e condyle permet de répartir la charge entre les principales surfaces de contact fémoro-tibiales, diminuant l'usure du PE en permettant une meilleure distribution des contraintes sur le PE.

- Les prothèses dites à pivot médial comportant une plus grande congruence articulaire en médial qu'en latéral afin de permettre la rotation interne du tibia lors de la flexion autour d'un pivot médial. Des études fluoroscopiques (40) ont mis en évidence une rotation interne du tibia autour d'un axe médial lors des mouvements de flexion, reproduisant ainsi une cinématique semblable à celui d'un genou sain ayant un pivot médial. Il n'y a cependant pas de différence dans l'amplitude de flexion mesurée entre des implants à pivot médial et des implants postéro-stabilisés (41). Les prothèses à pivot médial montrent une grande variation individuelle. Tant que le condyle médial reste en contact avec le plateau tibial, il existe effectivement un pivot médial, 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.
- Les prothèses postéro-stabilisées à contrainte. le plot du plateau tibial est plus massif et congruent avec une cage fémorale plus profonde, assurant la stabilisation des mouvements en varus et en valgus en extension.

Prothèse charnière :

Il existe également des prothèses dites à charnière, soit fixe, soit rotatoire dont la cinématique articulaire est totalement dictée par l'implant, les tissus mous n'intervenant ni pour la stabilité, ni pour la répartition des contraintes.

3.4. Cinématique à la marche

Dans le plan sagittal, on note une flexion moindre à l'appui et à l'envol par rapport au genou sain, pouvant s'expliquer par une contraction des quadriceps et ischio-jambiers dans le but de diminuer les forces de cisaillement durant la marche, ou encore à la persistance d'un patron anormal de marche présent avant la chirurgie (42,43).

Dans le plan frontal, les travaux montrent des résultats contradictoires ; certains (44,45) révèlent une marche globalement en adduction tout le long du cycle, impliquant une diminution du pic d'adduction maximal (varus dynamique) lors de la phase d'appui par rapport à la marche du sujet sain. Orishimo (46) décrit une adduction maximale durant l'appui plus marquée à douze mois qu'à six mois post-opératoire. Il remet donc en cause la capacité de la prothèse totale du genou à corriger l'alignement dynamique du membre inférieur lors de la marche à long terme.

Dans le plan axial, les quelques travaux semblent montrer une diminution des mouvements en rotation pour les PTG par rapport au genou sain, mais pas de différence significative entre les différents types d'implants (47,48).

ETUDE DE LA CINEMATIQUE DU GENOU EN TROIS DIMENSIONS

L'analyse de la cinématique et cinétique du genou permettrait de mieux comprendre les répercussions d'une arthroplastie sur la fonction du genou. L'articulation du genou présente 6 degrés de liberté : trois degrés de rotation (flexion-extension ; varus-valgus ; rotation interne-rotation externe) ainsi que trois degrés de translations (déplacement antéro-postérieur, médio-latéral et proximo-distal).

Plusieurs méthodes existent, présentant chacune leurs avantages et leurs inconvénients.

1. Fluoroscopie

Les techniques 3D existantes telles que la tomodensitométrie et l'imagerie par résonance magnétique (IRM) permettent d'évaluer directement le mouvement de l'os, mais de nombreuses limites empêchent leur utilisation en routine ; nécessité de fréquences élevées de coupes, méthodes coûteuses, artefacts des implants pouvant limiter la précision des mesures, et les restrictions imposées par l'environnement d'imagerie (généralement un espace cylindrique de petit diamètre) empêchent la mesure de la cinématique du mouvement complet pendant des activités fonctionnelles telles que la marche.

La fluoroscopie est un moyen non invasif permettant de mesurer le mouvement des structures osseuses à l'intérieur de l'articulation grâce à la fluoroscopie dynamique. Une première approche consistait à monter les marqueurs sur des broches fixées directement sur l'os. Bien que cette approche puisse fournir des données cinématiques

fiables, son caractère invasif ainsi que le risque d'infection ont limité son application dans les études sur le mouvement humain (49). Un enregistrement de scopies continue relate en temps réel les changements de position des os, ou des implants radio-opaques pendant un mouvement, en enregistrant une série continue d'images. L'analyse osseuse directe permet de s'affranchir des erreurs de mesures dues aux mouvements des marqueurs cutanés. Elle permet l'analyse de la marche in vivo et en charge. De ces clichés en deux dimensions, l'analyse en trois dimensions est faite à l'aide des modèles 3D des implants des prothèses, des reconstructions 3D des segments osseux à partir de TDM ou IRM (50) si on étudie le genou natif, voire à l'aide de marqueurs intra-osseux radio-opaques (51), difficiles à utiliser en pratique clinique. Un logiciel de traitement d'image permet, par superposition d'un modèle 3D de l'implant ou de la pièce osseuse étudiée sur l'image 2D fluoroscopique, de déterminer des données de cinématique de l'articulation sur une série d'image, grâce à l'étude des mouvements de translations et rotations des implants/pièces osseuses dans les 3 plans de l'espace. Cependant, l'étude des genoux natifs (52) apparaît moins précise que les études sur prothèses en raison du contraste plus faible des os humains et des modèles osseux 3D imparfaits. L'étude de la cinématique du genou prothésé par la fluoroscopie est une méthode maintenant validée (53,54) et apparaît comme la plus fiable (55) ; les rotations du genou peuvent être mesurées avec une précision d'approximativement 1 degré et les translations avec une précision d'environ 0,5mm.

2. Centrale inertielle

Les accéléromètres, les gyromètres et les magnétomètres sont des capteurs inertiels. Ils mesurent respectivement l'accélération linéaire, la vitesse angulaire, et le champ

magnétique. L'association d'un accéléromètre, d'un gyromètre et parfois d'un magnétomètre forme une centrale inertielle. Ce système est peu onéreux et le champ d'étude est illimité. Le principe de base pour mesurer la cinématique est d'intégrer la vitesse angulaire donnée par les gyromètres pour trouver la quantité de rotation qui a eu lieu entre deux instants, et en déduire l'orientation. Les accéléromètres et les magnétomètres sont utilisés d'une part pour permettre de compenser les erreurs possibles de mesure avec les gyromètres, mais aussi pour définir un repère commun à plusieurs centrales inertielles : lorsque l'objet étudié est immobile, l'accéléromètre indique la gravité, donc la direction verticale, et le magnétomètre indique la direction du champ magnétique terrestre, donc un vecteur du plan horizontal. Ces deux vecteurs permettent de construire un repère complet. Les limites de ce système sont représentées par la perturbation du champ magnétique par des objets ferromagnétiques (56). Des études ont utilisé ce système sans magnétomètre (57,58). Cette méthode apparaît moins précise que la fluoroscopie, avec une précision d'approximativement 3 degrés pour l'étude des rotations/translations en trois dimensions.

3. Système à cellules photosensibles et marqueurs actifs/passifs

Cette méthode utilise différents marqueurs apposés sur la peau du segment corporel étudié pour suivre son mouvement ; marqueurs passifs (réfléchissants dont le déplacement est capté par une caméra infrarouge) ou actifs (qui émettent une lumière). L'avantage de cette technique est l'absence de radiation.

L'utilisation de capteurs collés à la peau produit cependant une mesure entachée d'erreur due au mouvement de la peau par rapport aux os sous-adjacents, nommée

artéfact de mouvements des tissus mous (59). Ainsi, seuls les mouvements de grandes amplitudes tels que la flexion/extension possèdent une précision acceptable.

Contre ces biais de mesure existe un ancillaire (KneeKG™ (Emovi Inc., Canada)), muni de marqueurs passifs, qui se fixe sur le membre inférieur de manière non invasive et permet d'enregistrer le mouvement de l'articulation du genou lors de la marche, tout en minimisant le mouvement des tissus mous. Il est constitué de trois parties situées au niveau du tibia, du fémur distal et du bassin. Ce système apparaît précis et reproductible (60,61) : 0.4° pour l'abduction/adduction, 2.3° pour les rotations externe/interne, 2.4 mm pour la translation antéro-postérieure, et 1.1 mm pour la translation proximo-distale.

Plusieurs systèmes de caméras sont utilisés pour capter les mouvements des marqueurs. Les caméras utilisent une source de lumière infrarouge proche de l'objectif pour que les marqueurs réfléchissants soient captés comme des points brillants, et, par conséquent, que tout le reste soit trop faible pour être vu. Ces marqueurs sont identifiés dans des images en deux dimensions par chacune des caméras. Séparément, les caméras captent un objet calibré avec des marqueurs réfléchissant à des positions connues, permettant un calibrage précis. Avec les données de calibration, les positions des marqueurs sur la jambe du patient peuvent être calculées dans l'espace 3D avec une précision millimétrique. Vient ensuite le calibrage du patient, en palpant des points anatomiques précis (condyles fémoraux, malléoles), suivi de la détermination du centre de hanche par circumduction et du centre du genou par des mouvements de flexion-extension du genou. Ainsi en connaissant la position des marqueurs du membre inférieur, il est alors possible de calculer les angles de chacun des segments

en 3D et savoir comment ils évoluent pendant un mouvement. Le système Polaris Spectra™ (Northern Digital Inc, Waterloo, Canada), par exemple, est constitué de deux caméras. Il enregistre les déplacements des marqueurs réfléchissants. Il est plus utilisé en routine clinique car il est facilement transportable et mobile. Mais son champ de vision est plus restreint qu'un système de six caméras comme le système Vicon™ (Oxford Metrics, Oxford, UK), utilisé pour l'analyse de la marche sur un tapis roulant, le système sortant un rapport en fin d'analyse, avec courbes cinématiques.

4. Système électromyographique

Les systèmes électromyographiques permettent d'enregistrer l'activité électrique d'un muscle. Le signal enregistré correspond à des différences de potentiel générées au niveau des fibres musculaires. Pour le genou, les centres articulaires sont identifiés en plaçant des marqueurs passifs sur les points de repère osseux et le mouvement des segments osseux est suivi en utilisant des systèmes de 4 marqueurs attachés à des coques rigides. Deux faisceaux photoélectriques mesurent la vitesse de marche. La cinématique et la cinétique sont calculées à l'aide d'un logiciel dédié. Les électrodes d'EMG sont placées sur les muscles : vaste médial/latéral, droit antérieur, gastrocnémiens médial/latéral, ischio-jambiers. Une étude de Gardinier (62) utilisait ce système dans l'étude de la cinématique du genou en calculant les périodes de contraction rapportées au cycle de marche, ainsi que les forces au niveau de zones de contraintes articulaires, selon le degré de flexion, en utilisant un modèle anatomique. Cela permettait d'étudier zones de contraintes sur le genou sain et pathologique, par exemple en cas de rupture du ligament croisé antérieur.

5. Système électromagnétique

Les systèmes de capture de mouvement électromagnétiques permettent aussi de mesurer la position et l'orientation de segments : des récepteurs sont placés sur le membre d'intérêt et un émetteur est placé à proximité. Les champs magnétiques relatifs de l'émetteur et du récepteur sont mesurés, et les orientations relatives en sont déduites. Mais comme pour les magnétomètres, ces appareils sont sensibles aux interférences des objets métalliques présents dans l'environnement.

CHIRURGIE ASSISTEE PAR ORDINATEUR (CAO) DANS LES PROTHESES DE GENOU

1. Principes de fonctionnement de la CAO (63)

Les principaux systèmes de chirurgie assistée par ordinateur (CAO) sont constitués des éléments suivants :

- un procédé de recueil et d'enregistrement des informations numériques spécifiques à chaque patient : images préopératoires (TDM, IRM, radiographies), images peropératoires (fluoroscopie, ultrasons), position et orientation peropératoire d'instruments ou de segments osseux à l'aide de localisateurs tridimensionnels.
- un procédé de fusion des données permettant de mettre en correspondance des images préopératoires (TDM, IRM, radiographies) avec des données peropératoires (repères anatomiques ou surfaces osseuses numérisés en phase peropératoire par palpation ; contours osseux extraits par segmentation d'images ultrasonores peropératoires). Dans le cas où seules des images peropératoires sont utilisées pour la navigation chirurgicale assistée par ordinateur, le calibrage du système d'imagerie peropératoire se substitue au procédé de fusion de données.
- un système d'aide à la décision permettant de planifier le geste opératoire à partir d'informations multimodales : positionnement interactif d'instruments ou de segments osseux dans les images pré- ou peropératoires, affichage d'éléments prévisionnels de navigation (direction, axe, orientation, longueur et diamètre d'un instrument).

- un système d'aide à la réalisation du geste opératoire, permettant de réaliser la stratégie optimale définie en préopératoire.

2. Différents systèmes de CAO (64)

L'arthroplastie assistée par ordinateur fait appel à des systèmes robotisés actifs ou semi-actifs et à des systèmes de navigation dits passifs. Les premiers robots de chirurgie orthopédique (comme le système CASPAR® ou le système ROBODOC), robots industriels lourds à mettre en œuvre et très coûteux à l'achat et à l'utilisation, ainsi que les systèmes semi-actifs (Unimation Puma 260™) restés au stade expérimental, ont actuellement disparu.

Les systèmes de navigation sont donc, à ce jour, les plus utilisés. Ils n'effectuent aucune action sur les patients ; ils assistent les chirurgiens lors de la planification préopératoire, la simulation chirurgicale ou le guidage intra-opératoire. La navigation fournit au chirurgien orthopédiste des informations anatomiques et des informations sur la position dans l'espace des instruments chirurgicaux servant à la mise en place des pièces prothétiques. On distingue :

- Les systèmes de navigation utilisant l'imagerie préopératoire, qui ont une information préopératoire sous forme d'une image tomodensitométrique ou IRM ou échographique. Cette imagerie permettrait de mieux planifier l'intervention (simulation des coupes, position et taille des prothèses) en prenant en compte les déformations importantes ainsi que les plans en partie ignorés ou incomplètement appréciés comme le plan axial. Ils exposent à une irradiation quand le scanner est utilisé et ils nécessitent un « recalage » entre image et réalité.

- Les systèmes de navigation avec imagerie peropératoire, utilisant la fluoroscopie.
- Les systèmes de navigation sans image, reposent sur l'acquisition en peropératoire de données anatomiques et cinématiques du genou opéré. Ils intègrent l'anatomie tridimensionnelle du patient ainsi que le positionnement dans l'espace des instruments chirurgicaux servant à la mise en place des implants prothétiques. L'adéquation entre l'anatomie tridimensionnelle et les implants prothétiques s'exprime en valeurs angulaires et distances lisibles par le chirurgien sur l'écran de contrôle, permettant ainsi de contrôler le bon positionnement des pièces prothétiques. Ces systèmes sans image sont aujourd'hui les plus utilisés dans le monde.

3. Principes de calibrage du membre inférieur dans la navigation sans image

Il existe un matériel commun aux différents systèmes de navigation. Un localisateur va repérer les signaux émis par des marqueurs actifs ou passifs, eux même fixés sur les segments de membre dont la position dans l'espace pourra donc être déterminée. Le système le plus couramment utilisé est le système opto-électronique, dont les marqueurs possèdent des diodes infrarouges et dont le localisateur comporte deux caméras.

Un ordinateur va intégrer, transformer, et transposer les signaux donnés par les marqueurs sur une interface graphique sous forme de schémas et de chiffres : position dans les différents plans des implants prothétiques angle HKA, balance ligamentaire. Il va permettre de commander les différentes étapes de l'acte opératoire et contrôler en temps réel l'axe mécanique du membre inférieur, avant la mise en place de la

prothèse, en cours et à la fin de l'intervention. Il permet également d'évaluer la balance ligamentaire, et d'enregistrer les données essentielles de l'intervention.

Un système de commande, qui peut être un écran tactile ou accompagné d'une pédale, et/ou un palpeur de commande, qui présente le double avantage de prendre les références anatomiques, et de piloter à distance les étapes à l'écran.

La navigation nécessite dans un premier temps le calibrage du membre inférieur qui consiste à rechercher, par des mouvements appropriés, les 3 points définissant l'axe mécanique du membre inférieur et alignés lors de l'extension, soit : le centre de la tête fémorale (H), le centre du genou (K) et le centre de la cheville (A). Ce repérage des points anatomiques et centres de rotation se fait grâce à la mise en place de corps rigides constitué de marqueurs.

- Ces corps rigides permettront dans un premier temps de localiser dans l'espace le palpeur calibré, lui aussi composé de marqueurs.
- Les capteurs fixés sur les corps rigides permettent la palpation :
 - du plateau tibial sain pour déterminer la hauteur de coupe en intégrant la pente tibiale postérieure éventuelle.
 - du fémur (condyle médial, latéral et corticale antérieure) pour déterminer la taille de la prothèse et garantir le centre articulaire du fémur.
 - de la cheville (pointe de la malléole latérale, de la malléole médiale et milieu de l'articulation tibio-fibulo-talienne).
- Les capteurs fixés sur les corps rigides permettent également de trouver, par méthode fonctionnelle :

- Le centre du genou, par mouvements de flexion/extension et rotation axiale du genou fléchi à 90°.
- Le centre de la cheville, par mouvements de flexion/extension et d'inversion/éversion du pied.
- Le centre de la hanche, par mouvement de circumduction du membre inférieur.

A ce stade, les points H, K, A ont été trouvés ; l'axe mécanique et la taille de la prothèse (dont les dimensions des implants sont connus par le système de navigation) s'affiche en temps réel sur l'écran de l'ordinateur ; les étapes suivantes se succèdent :

- mise en place des guides de coupe tibiale et fémorale ;
- réglage et fixation à l'os quand le positionnement souhaité (hauteur de coupe, pente tibiale postérieure, valgus/varus..) a été obtenu sur l'écran puis réalisation de la coupe fémorale et tibiale.

4. Intérêt dans l'arthroplastie totale de genou

L'intérêt principal recherché par la chirurgie assistée ordinateur, représentée majoritairement par la navigation sans image, est la précision du système, et sa reproductibilité. Les études s'accordent à dire que l'utilisation de CAO, comparée à la chirurgie conventionnelle, améliore le positionnement des implants, donc l'axe mécanique du membre inférieur. Dans une méta-analyse d'essais prospectifs randomisés (65), les auteurs montraient que la CAO diminuait significativement le risque de mauvaise orientation des implants fémoral et tibial dans le plan frontal, ainsi que de défaut d'axe du membre inférieur, quand l'intervalle de normalité était fixé à $\pm 3^\circ$. Une autre méta-analyse (66), comparant les prothèses totales de genoux naviguées

à celles posées par chirurgie conventionnelle montrait que la navigation réduisait le risque d'obtenir une déviation $\leq 3^\circ$ de l'axe mécanique du membre inférieur de 25%.

Concernant la survie des prothèses (67), et l'amélioration clinique et fonctionnelle (68,69), la littérature n'est pas univoque quant à la supériorité de la navigation sur la chirurgie conventionnelle.

La navigation apparaît également intéressante pour la chirurgie mini-invasive. Contrairement au système d'instrumentation mécanique le plus élaboré, qui repose sur le contrôle visuel du bon positionnement des guides de coupes, implants d'essais ou définitifs, la navigation permet au chirurgien de vérifier chaque coupe, la position des implants, ainsi que l'axe mécanique du membre et l'équilibrage ligamentaire à l'aide de l'écran, limitant les abords extensifs pour placer les ancillaires ou vérifier la position des pièces prothétiques (70).

Contrairement à la chirurgie robotisée, qui vise à remplacer le travail du chirurgien par un dispositif guidé, Les systèmes de navigation ne prennent aucune décision au cours de l'intervention chirurgicale, mais aident le chirurgien en fournissant des informations plus fiables afin de prendre lui-même les mesures appropriées. Le processus d'enregistrement est d'abord effectué par le chirurgien, puis l'ordinateur analyse les données et fournit au chirurgien les informations pertinentes pour positionner l'implant dans la position voulue. De ce fait, la navigation peut être un outil d'enseignement efficace pour les chirurgiens orthopédiques expérimentés et les internes/jeunes chirurgiens. Les chirurgiens expérimentés peuvent améliorer leurs compétences avec des techniques conventionnelles et apprendre de nouvelles techniques plus efficacement et plus rapidement. Pour les internes/jeunes chirurgiens,

la navigation, avec l'écran de planification permet une meilleure compréhension de la procédure ainsi que l'apprentissage des techniques standards avec une courbe d'apprentissage plus courte (71).

Enfin, le système de navigation, souvent décrié pour le temps supplémentaire qu'il apporte à chaque intervention, ferait dépasser celui-ci d'une dizaine de minutes, comparé à une intervention conventionnelle, ce qui semble peut-être pour tous les avantages qu'apporte cette technologie (72). De plus, contrairement aux autres systèmes de CAO, il n'utilise pas d'imagerie pré- ou peropératoire supplémentaire.

5. Logiciel OrthoPilot TKA 4.3 Kobe version®

Le système OrthoPilot® (B-Braun-Aesculap, Tuttlingen, Allemagne) a été élaboré par deux chirurgiens (D. Saragaglia et F. Picard), un médecin informaticien (P. Cinquin), et deux ingénieurs informaticiens (S. Lavallée et F. Leitner), dans les années 90, le premier modèle sorti en 1999. C'est un système de navigation sans image. Le matériel est composé d'une station de navigation permettant le repérage spatial en temps réel de marqueurs, ainsi que d'un ancillaire adapté à cette navigation. La station de navigation comporte un ordinateur de type PC, un localisateur infrarouge Polaris™ (Northern Digital Inc) et une pédale à double commande. Le déroulement du protocole opératoire est défini dans le logiciel et le chirurgien assure son contrôle via la pédale et une interface graphique dédiée. Deux corps rigides localisables par des diodes infrarouges sont fixés à l'aide de vis bi-corticales sur le fémur et le tibia. Chaque instrument de l'ancillaire porte également un corps rigide équipé de diodes. La position des corps rigides est matérialisée sur l'écran en temps réel, permettant de

guider le geste avec précision. Il est possible de désigner des points dans l'espace grâce à un palpeur constitué d'une pointe reliée à un marqueur et dont on connaît précisément les coordonnées de l'extrémité. Les guides de coupe équipés de marqueurs qui sont solidement fixés à l'os par 3 ou 4 broches filetées. Ils permettent de naviguer la coupe tibiale (hauteur de coupe, valgus-varus, pente tibiale) et la coupe fémorale (hauteur de coupe, valgus-varus, flexum-recurvatum). Le guide de coupe des chanfreins permet de faire également les coupes antérieure et postérieure. Un distracteur permet de naviguer la balance ligamentaire en flexion et en extension.

Détails techniques :

Le logiciel dédié calcule le centre de rotation des articulations de la hanche, du genou et de la cheville. L'emplacement en trois dimensions de ces centres permet de déterminer les axes mécaniques du fémur et du tibia dans les plans coronal et sagittal. La palpation directe avec un palpeur du point le plus postérieur des deux condyles fémoraux, avec le centre de la hanche, permet de définir le plan coronal de référence. L'angle entre les axes fémoral et tibial était directement calculé et affiché en ligne par le logiciel dédié dans les plans coronal et sagittal (varus/valgus et flexion/extension).

Détermination du centre de la hanche : l'articulation de la hanche peut être modélisée comme une articulation sphérique, caractérisée par un point invariable dans tous les degrés de mouvements. En collectant n positions d'un point du fémur dans le cadre de référence du bassin, il est possible de rechercher un point invariable défini comme le centre de la hanche, par minimisation, selon la méthode de Levenberg-Marquardt (73).

Détermination du centre de la cheville : l'articulation de la cheville peut être modélisée comme une charnière, caractérisée par un axe restant invariable lors de la flexion. Cependant, le talus tourne dans divers plans et une rotation axiale existe en extension. Il est ainsi possible de modéliser l'articulation de la cheville sous la forme d'une sphère, grâce à un algorithme de minimisation, et déterminer un point sur l'axe de rotation principal, centré dans l'articulation, grâce au repérage des deux malléoles.

Détermination du centre du genou : l'articulation du genou peut également être modélisée comme une charnière en extension, mais il existe une rotation tibiale en flexion. La même approche utilisée pour la cheville peut être appliquée pour assimiler l'articulation du genou à un modèle sphérique. Ce modèle fournit un seul point, grâce à un algorithme de minimisation, afin de trouver un axe mécanique unique pour le tibia et le fémur (74), grâce à la palpation des points les plus postérieurs des condyles médial et latéral et la corticale antérieure du fémur distal.

Calcul des angles : les valeurs des angles caractéristiques des membres inférieurs (varus/valgus et flexion/extension) sont données par la position angulaire de l'axe mécanique tibial et fémoral. Le système suit la définition de l'angle d'Euler, communément admis pour la mesure radiologique des déformations du genou (75).

- L'axe mécanique du fémur est défini par la ligne contenant les deux centres de la hanche et du genou. L'axe condylien postérieur est défini en joignant les points les plus postérieurs des condyles médial et latéral. Le plan frontal fémoral est défini par le plan contenant l'axe fémoral et parallèle à l'axe condylien postérieur. Le plan sagittal fémoral peut alors être défini par le croisement entre l'axe mécanique et l'axe condylien postérieur. Le plan de flexion est défini par le produit vectoriel en croix de

l'axe condylien postérieur et l'axe du tibia. L'axe mécanique tibial est défini par la ligne contenant les centres de la cheville et du genou.

- La valeur varus/valgus est définie par l'angle entre l'axe mécanique du tibia et sa projection sur le plan sagittal du fémur, dans le plan de flexion.

- La valeur de l'angle de flexion/extension est définie par l'angle entre l'axe mécanique du fémur et sa projection sur le plan de flexion, dans le plan sagittal du fémur (figure

6).

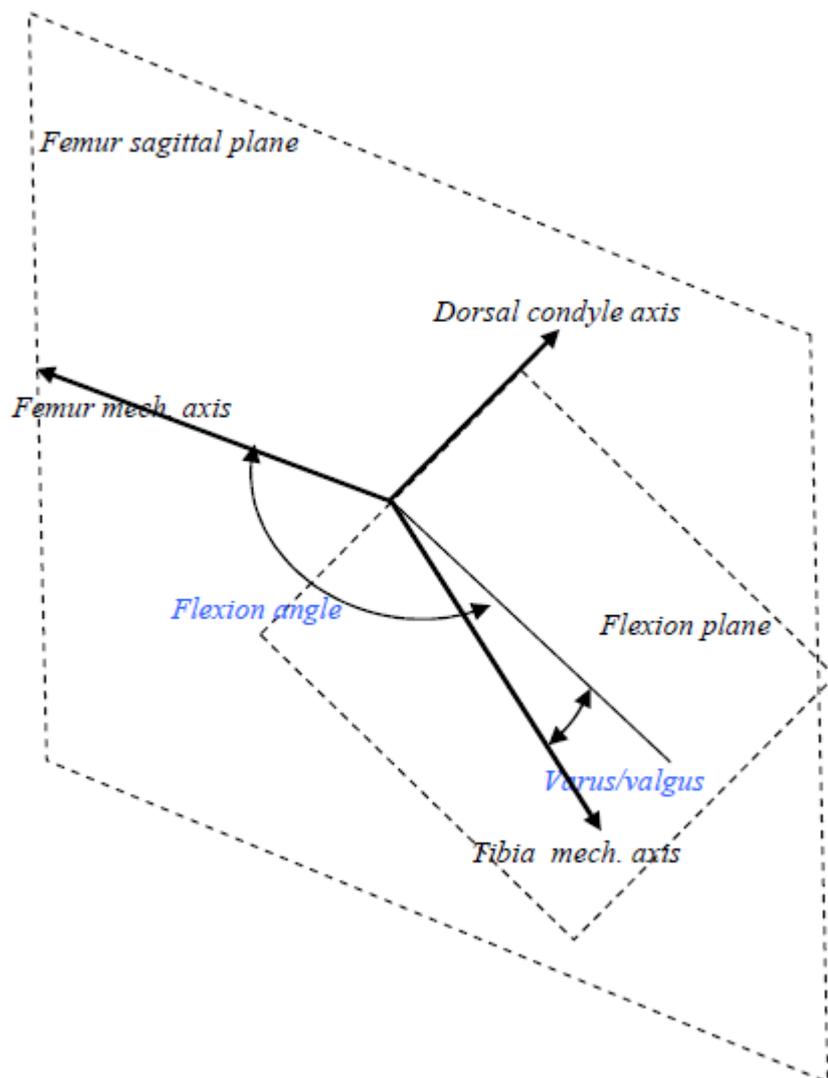


Figure 6 : Définition des angles de flexion et de varus/valgus

L'utilisation de l'Orthopilot dans le cadre de la pose de prothèses totales de genou (Total Knee Arthroplasty (TKA)) a déjà fait l'objet de nombreuses études validant le système (76–78).

L'extension Kobe permet, pendant l'intervention, en utilisant les données de calibrage du membre inférieur fournies par l'Orthopilot®, de mesurer, pendant un mouvement passif de flexion du genou, plusieurs éléments de la cinématique du genou, à différents degrés de flexion. Une acquisition est faite sur le genou natif, puis sur le genou prothésé. Cette partie sera développée dans le chapitre suivant.

VALIDATION DU LOGICIEL ORTHOPILOT TKA 4.3 KOBE VERSION DANS LA MESURE DE LA CINEMATIQUE PASSIVE CONTINUE EN TROIS DIMENSIONS DU GENOU PROTHESE, IN VITRO

1. Introduction

L'articulation du genou est une structure complexe du corps humain, essentielle à la marche. L'atteinte de celle-ci par l'arthrose primitive ou post-traumatique, une arthrite inflammatoire ou infectieuse peut entraîner un handicap important : douleur, déformation et difficulté à la marche, limitant progressivement les activités. Depuis l'arrivée des prothèses totales du genou modernes dans les années 1970 (79), l'arthroplastie totale du genou est apparue comme un traitement de choix pour ces pathologies. Cette chirurgie s'est montrée efficace pour améliorer la qualité de vie, la fonction articulaire et diminuer la douleur causée par l'arthrose (80,81).

Le nombre de prothèses totales de genou réalisées en France entre 2008 et 2013 est de 424 285, avec un nombre croissant chaque année (60 000 en 2008 contre 80 000 en 2013) (82). Comptant parmi les interventions les plus fréquentes en orthopédie, l'arthroplastie totale de genou est devenue un enjeu en termes de santé publique ; des résultats fonctionnels optimaux et un taux minimal de complication sont attendus.

Pour garantir de bons résultats fonctionnels, le chirurgien tente de respecter un cahier des charges, qui comprend :

- Un genou normo axé, c'est-à-dire avec un angle Hanche-Genou-Cheville (communément appelé HKA pour Hip-Knee-Ankle) = $180 \pm 3^\circ$ (83–85).

L'axe du membre inférieur sera dépendant du positionnement des pièces prothétiques fémorales et tibiales, dans les plans frontal, sagittal et axial.

- Une flexion du genou $> 90^\circ$ et une extension de 0° (86).
- Des laxités physiologiques en flexion comme en extension (87,88).
- Un genou indolore.

Pour atteindre ces différents objectifs, il est impératif d'utiliser un matériel ancillaire précis et reproductible. La plupart des techniques chirurgicales d'arthroplastie actuelles s'appuient sur une instrumentation manuelle pour le positionnement des implants, par visée intramédullaire ou extra-médullaire. Cependant, la fiabilité de ces instrumentations mécaniques, aussi sophistiquées soient-elles, n'est pas parfaite (76). Cette méthode présente des limites liées à l'opérateur (contrôle visuel), et aux déformations liées à la maladie arthrosique ou en cas de reprise chirurgicale. Mettre une tige centromédullaire fémorale ou tibiale peut présenter des difficultés comme dans certains cas de patients obèses, de dysplasie de genou ou de troubles d'axe secondaires à des traumatismes ou des troubles métaboliques.

C'est dans ce contexte que sont apparus les systèmes de navigation dont le but est de permettre une pose rigoureuse et reproductible des implants, avec une précision supérieure aux ancillaires mécaniques manuels, se traduisant par une survie plus longue des implants (66,89). La navigation au niveau du genou est un système passif, sans aucune imagerie pré- et peropératoire, correspondant à un modèle cinématique et palpatoire. Le chirurgien est maître de son geste et de ses décisions et l'ordinateur le guide pour la recherche des axes, l'orientation des coupes osseuses et le contrôle de

la balance ligamentaire, quelle que soit la déformation osseuse, limitant les erreurs de visée opérateur-dépendant (76).

Malheureusement, malgré des systèmes de plus en plus précis, environ 20% des patients demeurent insatisfaits (67,68). Dans une étude de Nam et al. (92), malgré 90% des patients se disant globalement satisfaits par leur prothèse, 33 à 54% des personnes opérées signalent des douleurs résiduelles et/ou des difficultés à monter les escaliers. Par comparaison, 97% des patients opérés pour arthroplastie totale de hanche se disent satisfaits (93).

Cette insatisfaction chez le patient se manifeste par la persistance d'une gonalgie après l'intervention. Bien que la plupart des douleurs soient d'origine connue (infection, descellement, instabilité), il reste une prothèse totale de genou sur trois cents (94) responsable de gonalgies inexpliquées.

La pose d'une prothèse totale de genou impliquant une modification de l'architecture articulaire, l'étude de la cinématique du genou prothésé permettrait de comprendre ces gonalgies sans étiologie. Les travaux sur la cinématique du genou sain et prothésé montrent de nombreuses différences après arthroplastie totale, quel que soit le type d'implant, et la conservation ou non du pivot central. La compréhension et l'adaptation des implants selon la mécanique du genou se traduirait par une augmentation de la durée de vie des prothèses, et une amélioration des résultats clinique, tant sur la mobilité que sur les résultats cliniques subjectifs.

La mesure de la cinématique articulaire par fluoroscopie avec utilisation de modèles 3D est une méthode validée et fiable. Sa principale limite est représentée par la difficulté à l'usage en routine clinique.

L'objectif principal était de comparer les mesures de la cinématique du genou prothésé entre le logiciel OrthoPilot TKA 4.3 Kobe version et le traitement d'images fluoroscopiques par le logiciel JointTrack Auto, afin de valider le logiciel OrthoPilot TKA 4.3 Kobe version dans cette indication.

L'hypothèse était que les mesures de la cinématique du genou prothésé avec le logiciel OrthoPilot TKA 4.3 Kobe version seraient différentes de celles mesurées sur des images fluoroscopiques analysées avec le logiciel JointTrack Auto.

Ces mesures concernent :

- L'angle HKA (en degrés)
- La rotation du fémur par rapport au tibia (en degrés)
- La translation fémorale par rapport au tibia (en millimètres)
- La décoaptation fémoro-tibiale médiale, et latérale (en millimètres)

2. Matériel et méthode

Il s'agissait d'une étude expérimentale, prospective, comparative. Ce travail a été réalisé en accord avec nos règles d'éthique institutionnelles et la déclaration d'Helsinki de 1964 et ses amendements.

2.1 Pose des prothèses : technique chirurgicale

L'étude portait sur 5 cadavres humains adultes (10 genoux), entiers, conservés par méthode chimique (solution de formaldéhyde), à l'institut d'Anatomie Normale de Strasbourg. Le sexe et l'âge n'étaient pas pris en compte dans l'utilisation ou non du corps. Chaque pièce comprenait le fémur, la patella, le tibia et la fibula entiers, les structures capsuloligamentaires et intra-articulaires du genou, les ligaments collatéraux et le tendon du muscle quadriceps, ainsi que le bassin. L'état des parties molles importait peu, car l'objet du travail était la comparaison de mesures entre deux systèmes, et non l'obtention d'un équilibre ligamentaire normal. Les pièces osseuses des genoux devaient être intactes, ainsi que celles des hanches et des chevilles.

La prothèse totale de genou e.Motion® (BBraun-Aesculap, Tuttlingen, Allemagne) FP a été utilisée. Sa mise en place était effectuée à l'aide du système de navigation OrthoPilot TKA 4.3 Kobe version (figure 7), par voie para-patellaire médiale. La pièce prothétique patellaire n'a volontairement pas été implantée, car ce n'était pas l'objet de notre recherche.



Figure 7 : *Installation à l'institut d'Anatomie pour la pose des prothèses*

Au cours de l'implantation de la prothèse, l'enregistrement de la cinématique du genou non prothésé est effectuée : un mouvement de flexion passive maximale permet de faire une première acquisition, avec enregistrement des données tous les 10° de flexion, puis un second mouvement de flexion maximale pendant 10 secondes permet de faire la seconde acquisition cinématique, avec enregistrement des données toutes les secondes (figure 8).

Chaque acquisition donne plusieurs mesures :

- L'angle HKA (en degrés)

- La rotation du fémur par rapport au tibia (en degrés)
- La translation fémorale par rapport au tibia(en millimètres)
- La décoaptation fémoro-tibiale médiale, et latérale (en millimètres)

Cet enregistrement est également effectué sur le genou prothésé.



Figure 8 : Acquisitions cinématiques

L'origine du système de coordonnées fémoral choisi était le centre de la ligne bicondylienne postérieure. L'axe supéro-inférieur partait du centre de la tête fémorale au centre du genou. Les axes médio-latéral et antéro-postérieur ont été définis à l'aide de la palpation de la partie postérieures des condyles fémoraux et la corticale antérieure du fémur distal. La palpation du milieu des épines tibiales et le milieu du segment reliant les deux malléoles palpées ont été utilisés comme origine du système de coordonnées tibiale et du centre de la cheville, respectivement. L'axe supéro-inférieur tibial passait par le centre du genou et le centre de la cheville. Les axes médio-latéral et antéro-postérieur ont été définis à l'aide de la palpation des parties médiale et latérale du plateau tibial.

Concernant les mesures du genou prothésé :

La rotation du fémur par rapport au tibia : l'angle est calculé sur le niveau de coupe du plateau du tibia, où une première projection (jambe en extension) de la ligne des condyles postérieurs donne l'origine de la rotation. Pour chaque nouvelle position relative, la ligne postérieure du fémur est (à nouveau) projetée et l'angle calculé. La rotation interne est négative.

La translation fémorale par rapport au tibia : l'origine du fémur (milieu du segment défini entre les deux points les plus postérieurs des condyles fémoraux) est projetée sur le plan de coupe tibial permettant de définir la position initiale lorsque la jambe est en extension, puis une translation est calculée pour chaque nouvelle position. La translation antérieure est positive.

Décoaptation fémoro-tibiale : elle correspond à la distance entre la partie la plus basse des condyles de l'implant fémoral et le niveau de coupe du plateau tibial.

Après implantation des deux prothèses totales de genoux sur la pièce cadavérique, les membres inférieurs sont désarticulés au niveau coxo-fémoral, afin de récupérer le membre inférieur intact. Les corps rigides vissés sur le fémur et le tibia sont conservés, après vérification de l'absence de mobilité ou de faillite du matériel d'ostéosynthèse, qui rendrait alors le membre inférieur inutile pour la suite du protocole.

2.2. Acquisitions fluoroscopiques et cinématique par navigation

Le membre inférieur est ensuite transporté en salle de fluoroscopie, et la station de navigation est installée. Après mise en route du système, le logiciel « TKA 4.3 Kobe restore » est lancé, et le fichier concernant la pose de prothèse du membre inférieur prêt à être étudié est sélectionné (figure 9).

La fonction restore permet de retrouver les données de calibrage enregistrées pendant la pose de la prothèse à l'institut d'Anatomie, nous permettant de faire l'acquisition des fluoroscopies dans une autre pièce, tout en conservant les repères anatomiques en trois dimensions enregistrés à ce moment là. D'où l'importance d'avoir les corps rigides fémoral et tibial solidement fixés, afin que le système Orthopilot reconnaisse la pièce anatomique avec les repères précédemment localisés avec le palpeur.

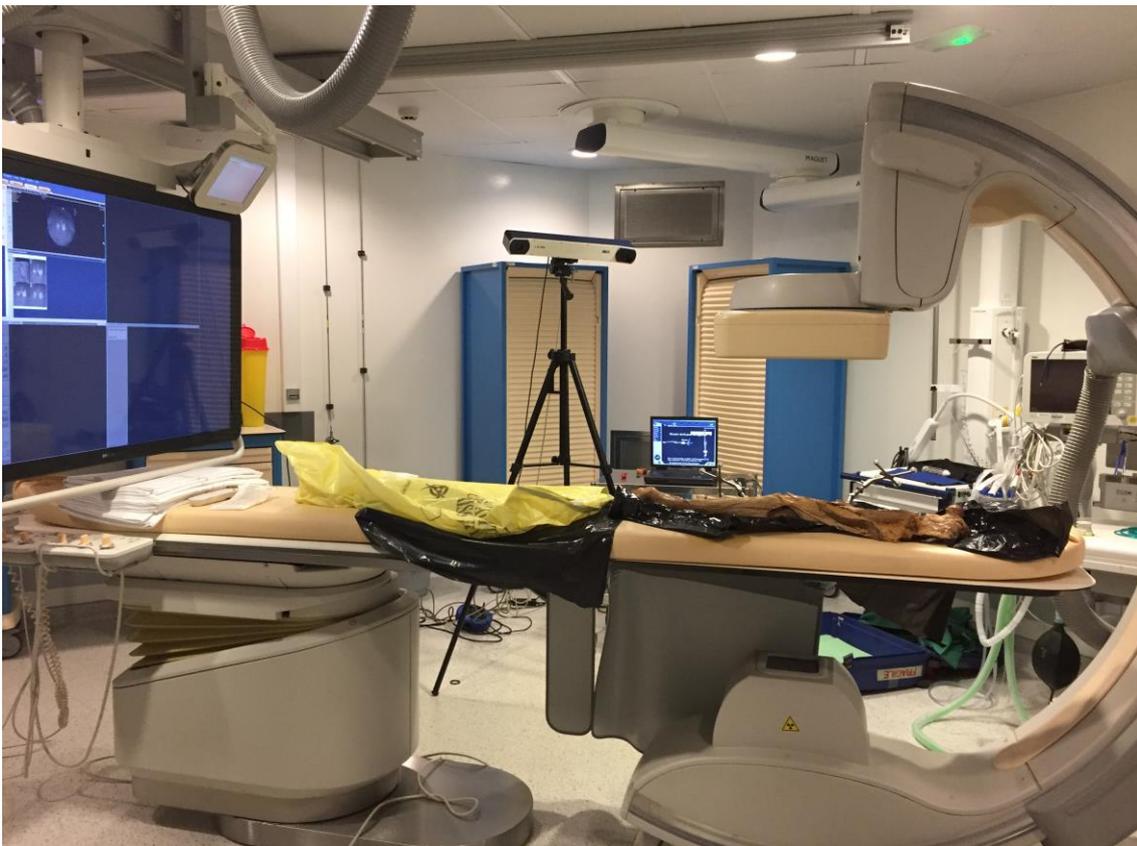


Figure 9 : *Installation en salle de fluoroscopie*

L'enregistrement de la cinématique du genou prothésé est alors effectuée : un mouvement de flexion passive maximale permet de faire une première acquisition, puis un second mouvement de flexion maximale pendant 10 secondes permet de faire la seconde acquisition cinématique (figure 10). Simultanément, pendant chaque

procédure d'acquisition, un enregistrement fluoroscopique continu du genou prothésé de profil est effectué.



Figure 10 : *Acquisition fluoroscopique*

Pour que l'enregistrement cinématique par l'Orthopilot et la fluoroscopie soit simultanée, il est impératif que celui-ci démarre au même instant. Pour se faire, chaque système est lancé par une pédale par deux investigateurs, par un signal oral (figure 11).

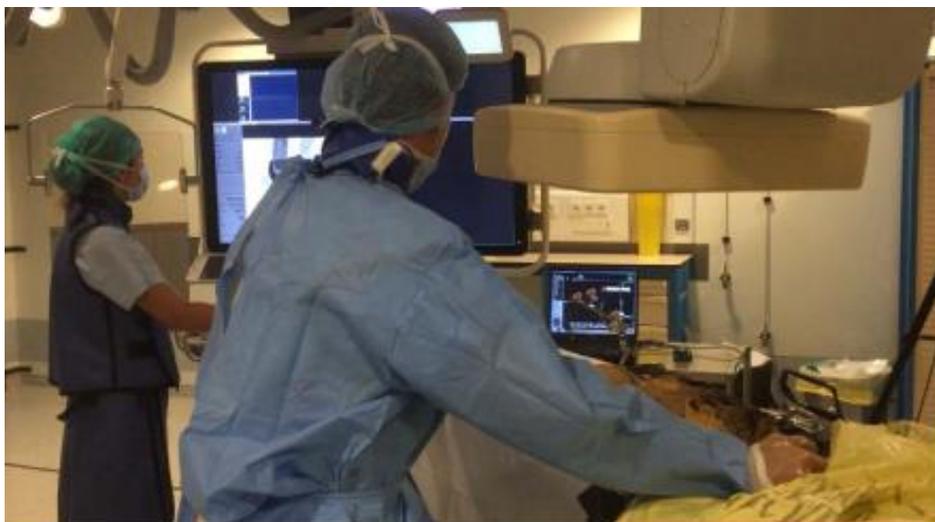


Figure 11 : *Démonstration des acquisitions simultanées*

2.3. Calibration de l'image

Les acquisitions fluoroscopiques étaient toutes réalisées avec un système d'acquisition capteur plan numérique Allura Xper FD20 (Philips, Amsterdam, Pays-Bas). Avant de réaliser le traitement d'image, il était important de calibrer les images de fluoroscopie, afin de trouver un système de coordonnées et localiser les implants dans ce repère fixe, grâce à quatre informations :

- La distance entre la source de rayons-X et la projection de l'image.
- Les « offset » X et Y exprimant la position du centre de projection par rapport au centre de l'image. On suppose que le tube à rayons-X et le détecteur sont bien alignés et que les deux paramètres sont égaux à 0mm.
- La taille d'un pixel en valeurs réelles (ratio mm/pixels). Ici, 0.3706376953125.

2.4. Modèles 3D des implants

Les systèmes de coordonnées de la prothèse sont affectés à leurs modèles informatiques 3D en utilisant comme origine le centre de rotation de l'implant (Fig. 12). Cette calibration de l'implant était effectuée avec le logiciel MatLab (The Mathworks Inc., Natick, Massachusetts, USA). Pour étudier la cinématique des implants, on considère que le mouvement d'un implant (possédant son système de coordonnées), complètement libre par rapport à un repère fixe (cf. calibration de l'image), peut être décrit par décomposition en 6 mouvements de base : 3 translations et 3 rotations.

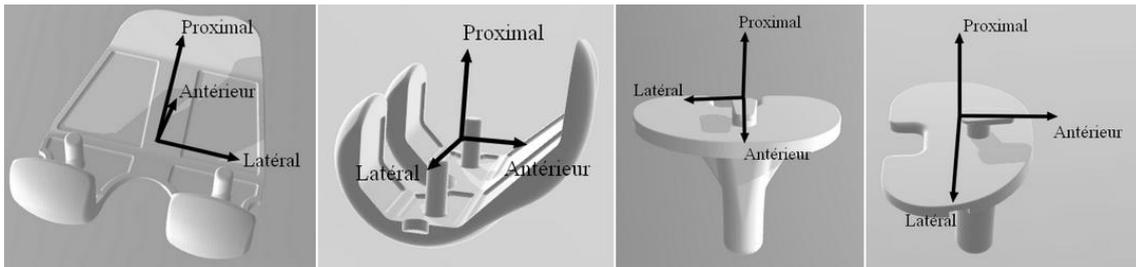


Figure 12 : modèles 3D des implants et leur système de coordonnées

2.5. Traitement de l'image : logiciel JointTrack Auto®

JointTrack Auto (JTA) est un programme gratuit (95) (sourforge.net/projects/jointrackauto) permettant d'effectuer de manière automatisée l'enregistrement d'images 3D de modèles d'implants métalliques, par superposition, à partir de radiographies. Ce logiciel utilise la « mesure de similarité » : Sur une image radiographique, les composants métalliques d'un implant apparaissent en contraste important avec l'os et les tissus environnants. Ceci implique un fort gradient d'intensité autour de la silhouette de l'objet étudié, propice à une détection précise des contours de l'implant. JTA utilise un algorithme de correspondance basé sur la méthode décrite par Mahfouz (53) : le modèle 3D de l'implant et l'image de l'implant sur la radiographie sont rendus complètement blanc sur fond noir. La frontière entre la région blanche et noire est alors extraite de cette image. Ensuite, une opération de « croissance » est effectuée, qui code chaque pixel à une faible distance du contour avec un score qui est inversement proportionnel à sa distance au contour. Cela permet aux points proches du contour de contribuer au score correspondant à une quantité proportionnelle à leur proximité. La détection des bords aboutit à une image binaire avec des valeurs non nulles le long des contours, et des valeurs nulles partout ailleurs. La correspondance de forme entre les deux images est évaluée sur la base d'une combinaison pondérée de deux mesures. La première

mesure est une corrélation sur les valeurs d'intensité des deux images, la seconde mesure est une corrélation sur les contours de la forme.

Lors du traitement d'images dans une séquence vidéo (dans notre travail, les fluoroscopies pendant une flexion du genou prothésé), l'opérateur commence par superposer manuellement l'image 3D à l'image fluoroscopique, la position de celle-ci est alors optimisée.

Pour les images suivantes, JTA optimise automatiquement la position de l'image 3D de l'implant sur la radiographie, en se basant sur la position de celle-ci sur la radiographie précédente. Pour espérer cela, la position de l'objet dans chaque image doit être assez proche de celle de l'image précédente (en supposant une petite vitesse, comme pour une flexion de genou) (figure 13).

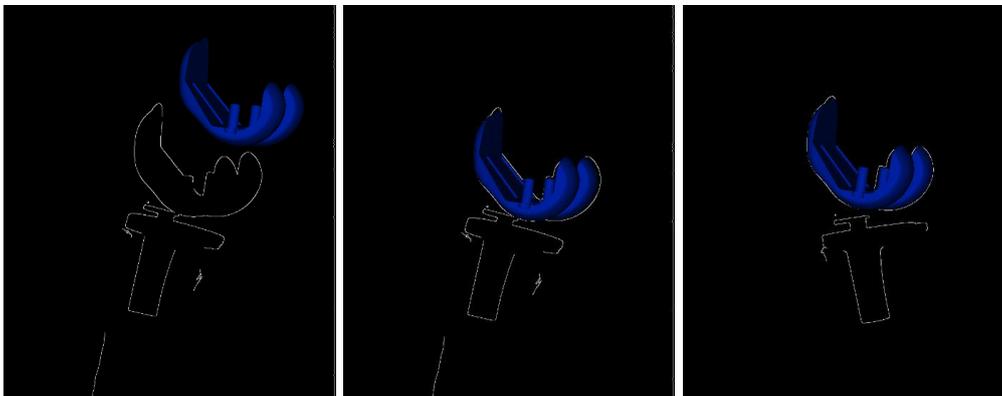


Figure 13 : Illustration de la superposition des implants sur JTA

Pour chaque acquisition fluoroscopique (série d'images successives), l'optimisation était faite comme décrite ci-dessus, pour l'implant fémoral et l'implant tibial.

L'optimisation permet d'obtenir un fichier (figure 14) pour chaque implant (fémoral et tibial), donnant l'orientation de l'implant dans le système fixe (l'image fluoroscopique), ainsi que la description de son mouvement pendant l'acquisition, décomposé en 6

mouvements de base : 3 translations et 3 rotations, par rapport à l'origine d'un repère fixe (x,y,z).

```

JTA_EULER_KINEMATICS
X_TRAN      Y_TRAN      Z_TRAN      Z_ROT      X_ROT      Y_ROT
15.9394,    2.71621,    -1584.39,   93.6584,   74.6037,   77.9118,
15.6467,    2.71621,    -1574.91,   92.8025,   74.3734,   79.6229,
14.6821,    2.71621,    -1567.15,   92.5838,   74.9367,   78.7236,
14.2778,    2.73816,    -1570.33,   92.5838,   75.1927,   78.7017,
13.6855,    2.93216,    -1570.67,   90.6378,   75.1269,   80.0844,
13.7615,    2.97362,    -1572.25,   90.6378,   74.9619,   80.6046,
13.1713,    3.10287,    -1576.81,   90.6378,   75.2228,   79.9538,
13.3688,    3.10206,    -1569.19,   91.2304,   75.4203,   79.8221,
13.3688,    3.1679,     -1571.72,   91.2304,   75.4203,   80.1513,
13.1765,    3.25244,    -1571.91,   91.1426,   75.3984,   80.1513,
12.9789,    3.30365,    -1573.3,    91.0962,   75.3992,   80.1733,
13.0009,    3.37193,    -1573.87,   91.2279,   75.3992,   80.1768,

```

Figure 14 : Fichier de sortie de JTA

2.6. Traitement des données

Les données vectorielles obtenues par JTA devaient être ensuite transformées en données métriques et angulaires. Le logiciel de programmation MatLab (The Mathworks Inc., Natick, Massachusetts, USA), permettait, par la manipulation de matrices, d'obtenir les mesures cinématiques. Pour cela, la méthode utilisée dans les nombreux travaux de Douglas Dennis a été utilisée (20,22).

L'angle HKA du genou était retrouvé en obtenant l'axe mécanique du fémur et l'axe du tibia. Grâce aux informations sur la position des implants données pendant la mise en place de la prothèse avec le système de navigation (dans le plan frontal (varus/valgus) pour l'implant fémoral et tibial, dans le plan axial (rotation externe/interne) pour l'implant fémoral, et dans le plan sagittal (flexion/extension) pour l'implant fémoral et tibial), on pouvait déterminer l'axe mécanique fémoral et l'axe tibial, donc l'angle HKA.

Les cinématiques de translation et de rotation du fémur ont été analysées en suivant le point le plus bas des condyles fémoraux par rapport au tibia dans le plan axial. Les

mesures de translation représentent soit un mouvement linéaire pur antéro-postérieur, soit une rotation fémorale par rapport au tibia, ou une combinaison des deux. Les mesures effectuées traduisent le mouvement de chaque condyle le long de l'axe antéro-postérieur fixe sur le plateau tibial. Si une translation linéaire pure se produit, les deux condyles se déplacent dans la même direction le long de cet axe. Si une rotation se produit, un condyle se déplace antérieurement, tandis que l'autre condyle se déplace en arrière. La position du pivot a été déterminée par analyse des positions de contact condylien médial et latéral en pleine extension puis en flexion. Initialement, les positions de contact des condyles médial et latéral ont été déterminées. Une ligne a été construite entre ces deux points en pleine extension et à différents degrés de flexion du genou. L'angle mesuré entre ces deux lignes constituait la rotation fémorale. Concernant la translation fémorale ; le centre du segment reliant les deux points les plus bas des condyles fémoraux en pleine extension servait de repère. La translation fémorale était déterminée par la distance séparant le centre de ce même segment à différents degrés de flexion et la position initiale de ce point. La translation antérieure était positive. La rotation interne fémorale par rapport au tibia était négative (figure 15).

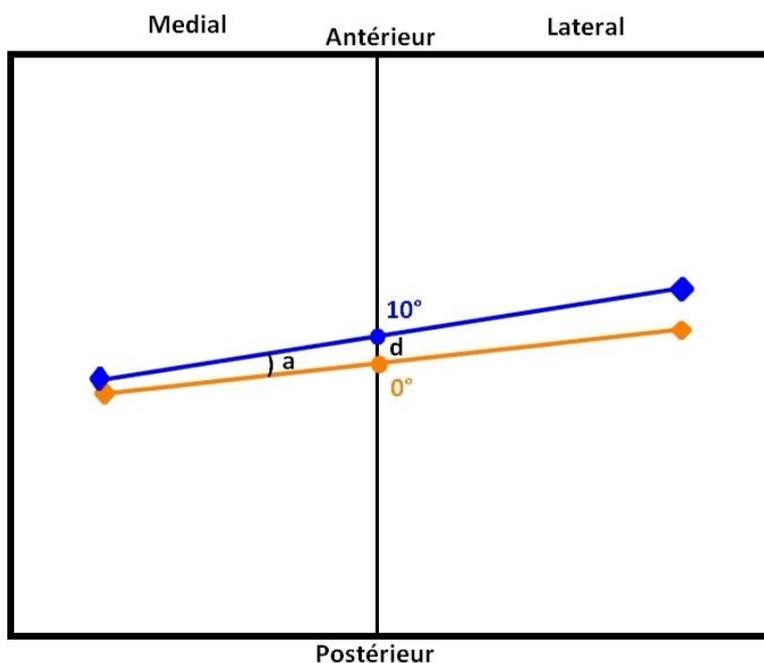


Figure 15 : Illustration de la mesure de la rotation fémorale (angle a) entre la position initiale de la ligne reliant les points les plus bas des condyles fémoraux et la nouvelle position pendant la flexion. La translation fémorale (d) est mesurée entre la position du centre du segment reliant les points les plus bas des condyles fémoraux en pleine extension et sa nouvelle position pendant la flexion.

La décoaptation fémoro-tibiale médiale et latérale étaient définies par la distance entre le point le plus bas de chaque condyle et la partie la plus basse des parties médiale et latérale du plateau tibial (figure 16).

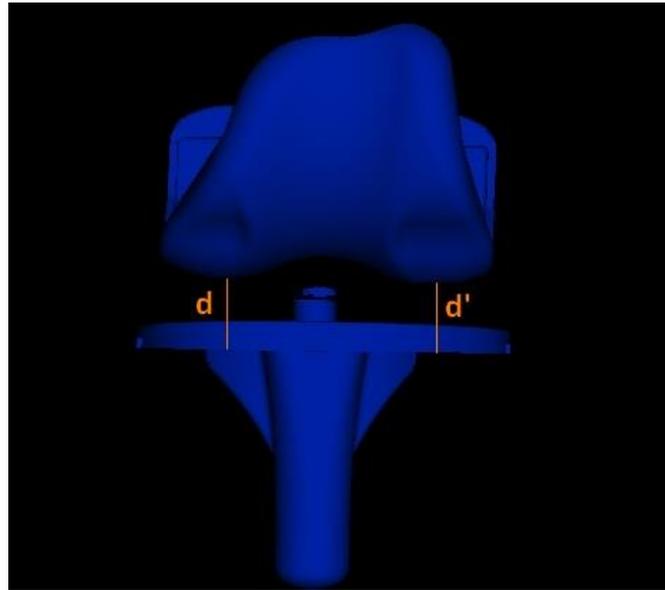


Figure 16 : Repères pour la mesure de la décoaptation fémoro-tibiale médiale (d) et latérale (d')

2.7. Analyse statistique

Les critères de jugements principaux étaient les différences entre l'angle HKA, la translation fémorale, la rotation fémorale, et la décoaptation fémoro-tibiale médiale et latérale, mesurés par les deux systèmes. Pour chaque critère, une mesure a été effectuée simultanément à l'aide des deux outils d'imagerie chaque 10°. L'analyse des données a été réalisée par un test de corrélation de Kappa. La concordance des mesures a été évaluée à l'aide du coefficient de corrélation intra-classe (ICC) et son intervalle de confiance à 95%, et interprété selon la classification de Koo & Li (96).

3. Résultats

Les résultats sont présentés dans le tableau 1. Nous disposons de 20 cinématiques différentes.

Variable	Coefficient de corrélation intra-classe	Intervalle de confiance à 95 %	p-value
HKA	0.839	[0.820 ; 0.856]	3.23×10^{-276}
Translation fémorale	0.560	[0.517 ; 0.600]	4.29×10^{-87}
Rotation	0.652	[0.616 ; 0.686]	3.69×10^{-127}
Gap médial	0.905	[0.894 ; 0.916]	$< 10^{-277}$
Gap latéral	0.767	[0.740 ; 0.791]	4.94×10^{-202}

Tableau 1 : Corrélation entre les deux systèmes de mesure pour chaque variable étudiée (test de Kappa)

Concernant l'angle HKA, il existait un coefficient de corrélation ICC = 0,839 [0,820 ; 0,856]. L'ICC étant situé entre 0,75 et 0,90, nous le considérons comme bon.

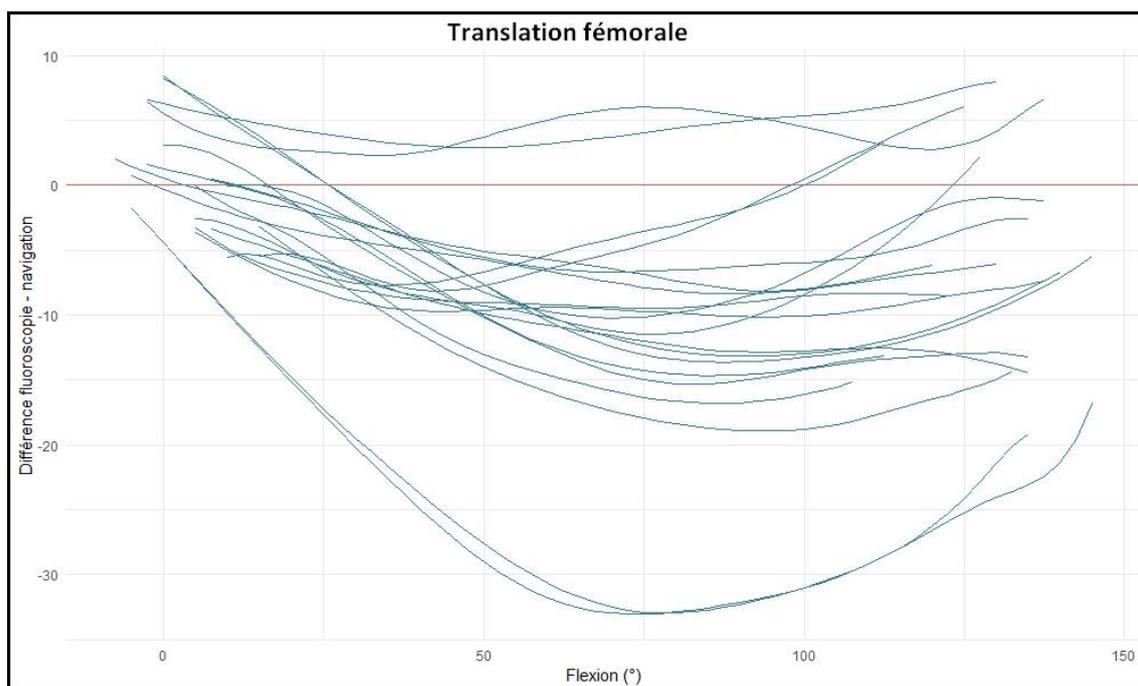
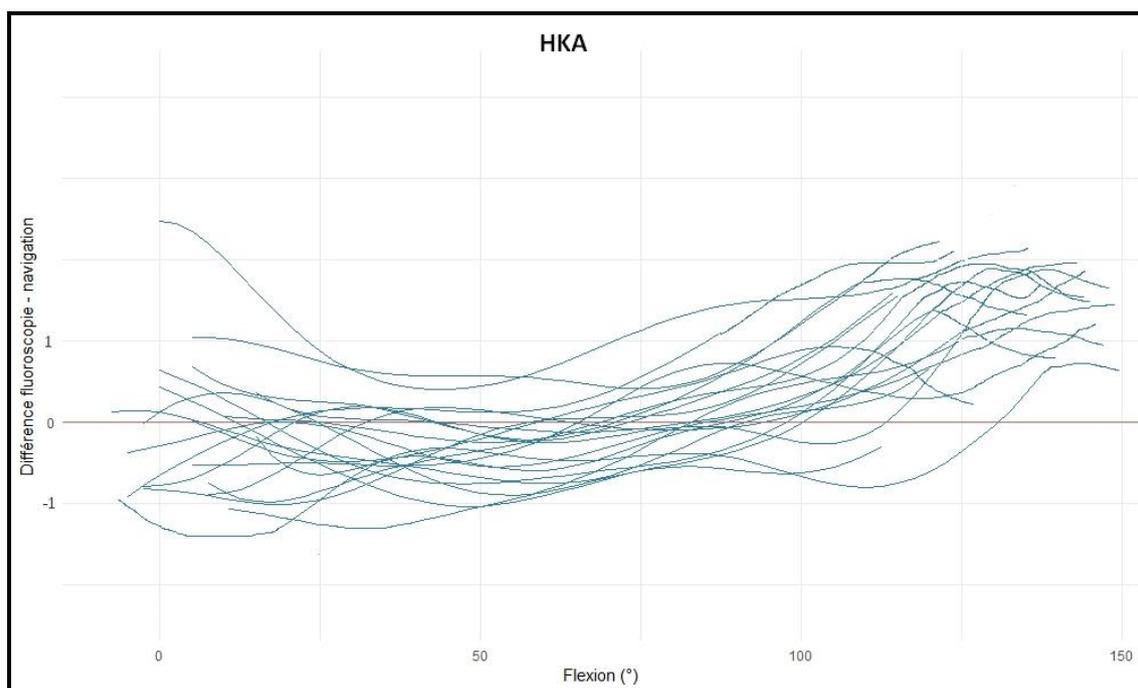
Concernant la translation fémorale, il existait un coefficient de corrélation ICC = 0,560 [0,517 ; 0,600]. L'ICC étant située entre 0,50 et 0,75, nous le considérons comme modéré.

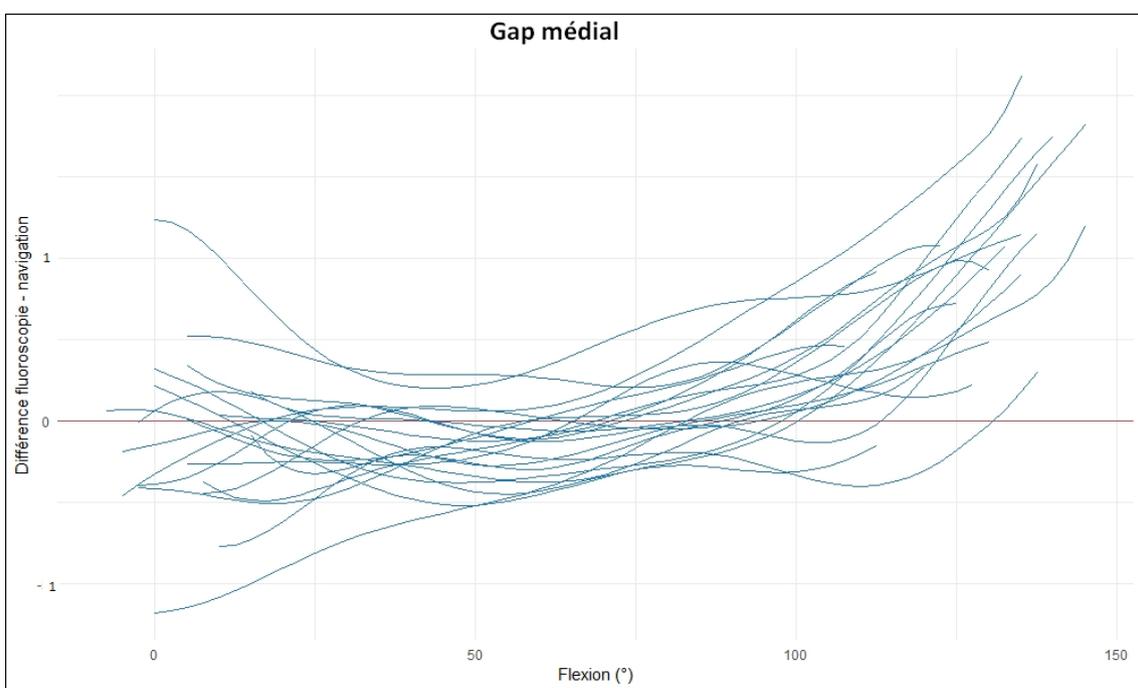
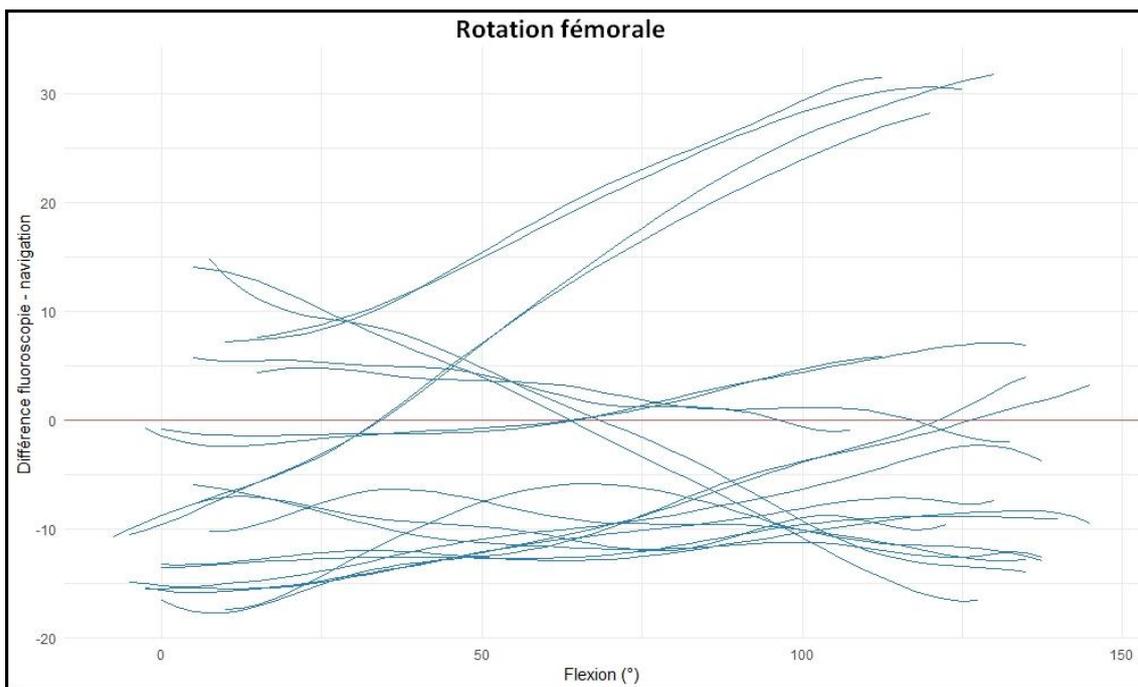
Concernant la rotation fémorale, il existait un coefficient de corrélation ICC = 0,652 [0,616 ; 0,686]. L'ICC étant située entre 0,50 et 0,75, nous le considérons comme modéré.

Concernant la décoaptation fémoro-tibiale médiale, il existait un coefficient de corrélation ICC = 0,905 [0,894 ; 0,916]. L'ICC étant supérieur à 0,90, mais avec un intervalle de confiance comprenant 0,90, nous le considérons comme bon.

Concernant la décoaptation fémoro-tibiale latérale, il existait un coefficient de corrélation ICC = 0,767 [0,740 ; 0,791]. L'ICC étant situé entre 0,75 et 0,90, nous le considérons comme bon.

La figure 17 montre la répartition des différences pour chaque variable, selon le degré de flexion.





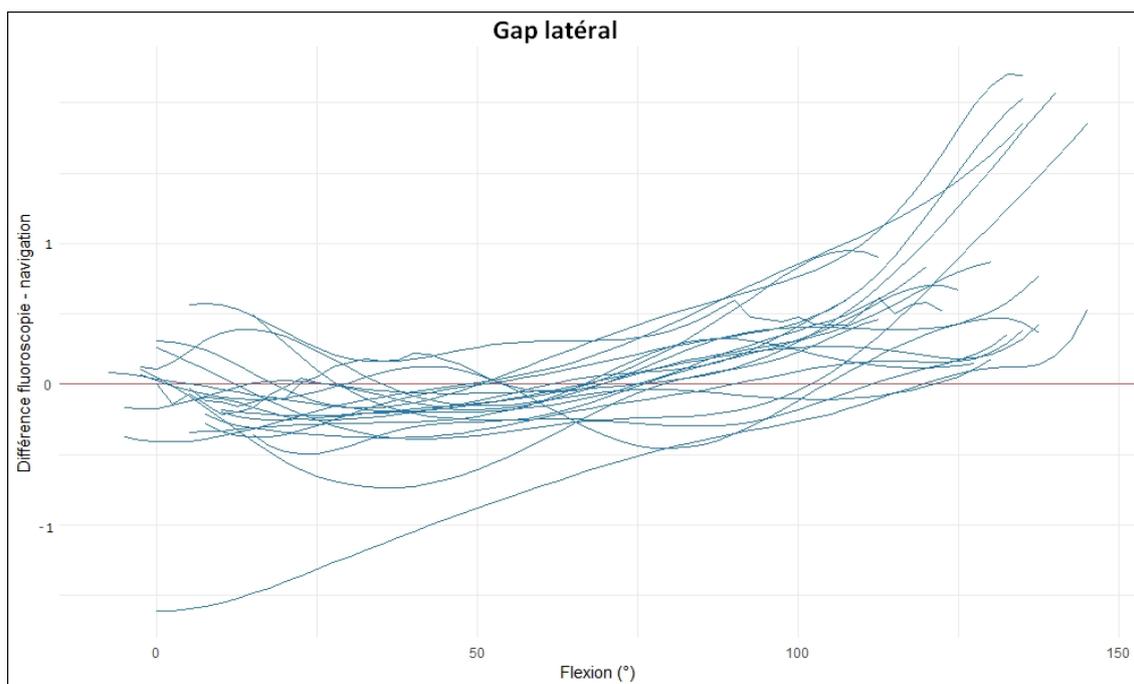


Figure 17 : Différences entre les deux systèmes pour chaque variable, en fonction du degré de flexion

4. Discussion

L'hypothèse de l'étude a été en partie confirmée. Les mesures simultanées de la rotation fémorale et de la translation fémorale du genou prothésé avec le logiciel OrthoPilot TKA Version 4.3 Kobe version et les images fluoroscopiques analysées le logiciel JointTrack Auto n'étaient pas concordantes. Les mesures de l'angle HKA, et la décoaptation fémoro-tibiale médiale et latérale étaient, quant à elles, concordantes.

La validation du système de navigation Orthopilot dans la mesure de la cinématique du genou prothésé présenterait plusieurs avantages par rapport à la fluoroscopie. Son utilisation routinière dans l'arthroplastie totale du genou permet une étude prospective des données mesurées, et la comparaison avant/après chirurgie. L'acquisition des différents paramètres par un mouvement de flexion passive, grâce à

un ordinateur, en fait un outil simple d'utilisation et rapide. De plus, son application peropératoire supprime le caractère invasif car réalisé dans le même temps chirurgical.

Dans cette étude, l'utilisation de la fluoroscopie servait de gold standard dans la mesure de la cinématique 3D du genou prothésé. En effet, à ce jour, c'est la méthode la plus fiable étant validée dans cette indication. Les rotations du genou peuvent être mesurées avec une précision d'approximativement 1 degré et les translations avec une précision d'environ 0,5mm (53,55).

Les résultats montrent un coefficient de corrélation bon entre les deux systèmes concernant la mesure de l'angle HKA. La précision et la reproductibilité de l'OrthoPilot dans la mesure de l'angle HKA ont fait l'objet de plusieurs travaux. Saragaglia et al. (76), dans une étude prospective randomisée, comparant la procédure conventionnelle et la navigation sur 50 PTG mesuraient un angle HKA postopératoire moyen de $181.2 \pm 2.72^\circ$ contre $179.04 \pm 2.53^\circ$ ($p > 0.05$). Il était situé entre 177 et 183° pour 75% des patients opérés avec ancillaire manuel contre 84% opérés avec navigation. Jenny et al. (77) ont analysé la reproductibilité de la mesure peropératoire de l'angle HKA par deux opérateurs sur 20 PTG. L'écart moyen intra-observateur était de $0,1^\circ$ en extension et $0,2^\circ$ à 90° de flexion. L'écart moyen inter-observateur était de $0,1^\circ$ en extension et $0,0^\circ$ à 90° de flexion. Les résultats de notre travail vont dans ce sens.

Concernant la translation fémorale et la rotation fémorale, nous retrouvons une corrélation modérée. Les courbes de ces deux paramètres mesurés par les deux systèmes suivaient globalement la même évolution pendant le mouvement de flexion, mais avec un décalage constant dans les chiffres mesurés par chacun des outils. Nous

expliquons ces différences par un biais méthodologique. En effet, la navigation prenait comme référence fémorale la ligne bicondylienne postérieure pour ces deux paramètres, avec une projection d'angle sur le niveau de coupe tibial. La fluoroscopie utilisait la méthode de DA Dennis expliquée précédemment ; les repères fémoraux étant les points les plus distaux des condyles médial et latéral de l'implant fémoral. Les repères fémoraux sont donc, dans les deux méthodes, différents. Le repère fémoral de la navigation est plus haut, et plus postérieur, alors que celui utilisé dans le traitement d'image des fluoroscopies, plus bas et antérieur (figure 18). Cela aboutit logiquement à des différences significatives pour ces deux mesures, et seulement pour celles-ci.

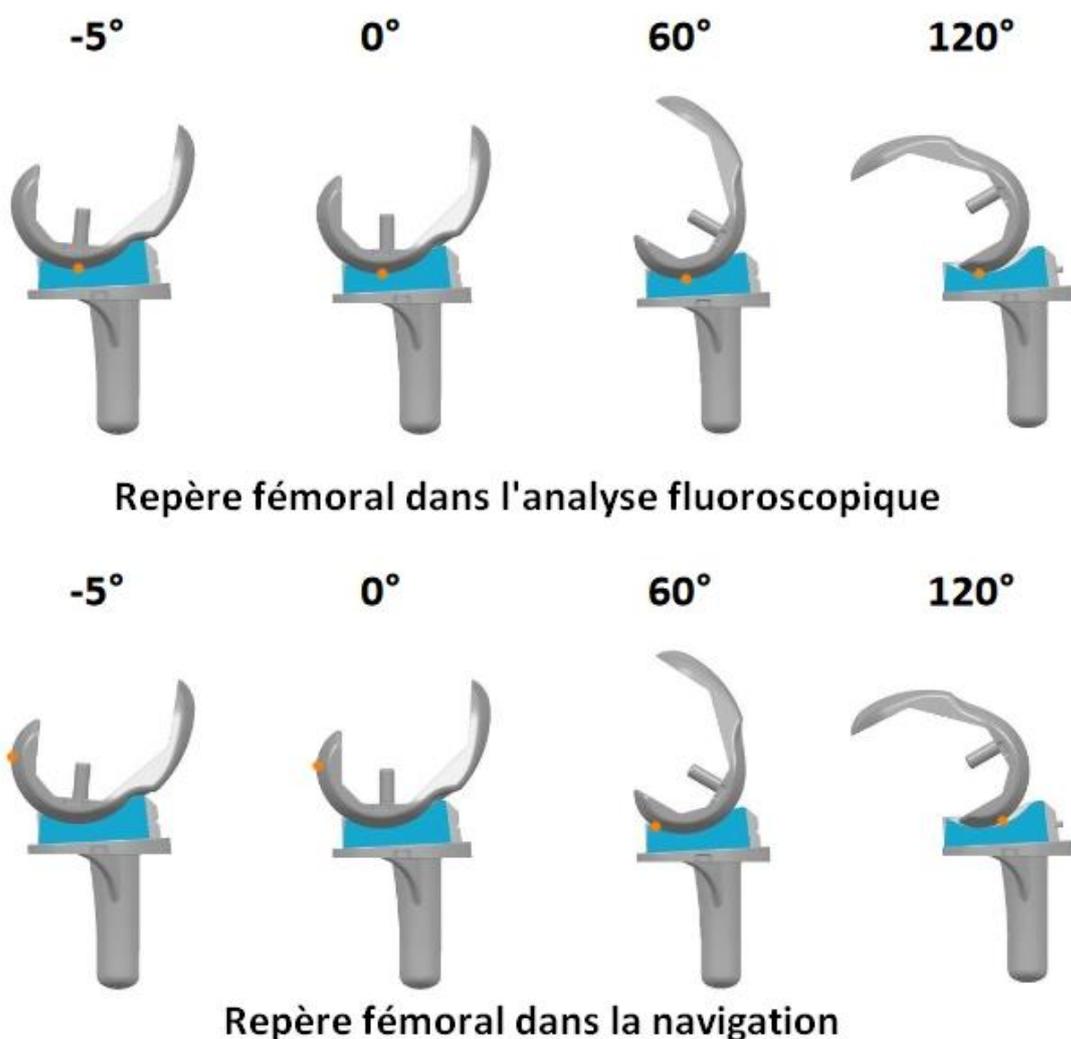


Figure 18 : Repère fémoral dans les deux systèmes

En effet, concernant la décoaptation fémoro-tibiale médiale et latérale, la corrélation retrouvée était bonne. Pour la mesure de ces paramètres, les deux systèmes utilisaient les mêmes références ; le point le plus distal des condyles médial et latéral de l'implant fémoral, et la partie distale du plateau de l'implant tibial pour la fluoroscopie ou niveau de coupe tibiale pour la navigation. Concernant le tibia, la méthode de Dennis utilise le point le plus proximal de l'implant tibial pour mesurer le « lift-off »(20). Cependant, dans notre travail, la navigation utilisait comme référence tibiale le niveau de coupe. Pour harmoniser les repères utilisés dans la mesure de la décoaptation, l'utilisation du point le plus distal du plateau de l'implant tibial permettait de se calquer sur l'utilisation du niveau de coupe tibial utilisé par la navigation.

Cependant, nous remarquons qu'après 100° de flexion, il existe une tendance à l'augmentation des différences entre les deux systèmes. Une explication pourrait être la valeur importante de la décoaptation à ce stade de la flexion. En effet, les cadavres utilisés pour notre travail ne permettaient pas le maintien d'un bon équilibre ligamentaire. Les valeurs de décoaptation fémoro-tibiale pendant la flexion étaient alors très importantes, autour de 20mm (figure 19). L'instabilité du genou pendant l'acquisition et la distance importante entre les deux repères fémoral et tibial, souvent sans contact, entraînent logiquement une imprécision des systèmes pour la mesure de la décoaptation fémoro-tibiale. Ce biais méthodologique participe très probablement également aux différences retrouvées dans la mesure de la translation et la rotation fémorale.

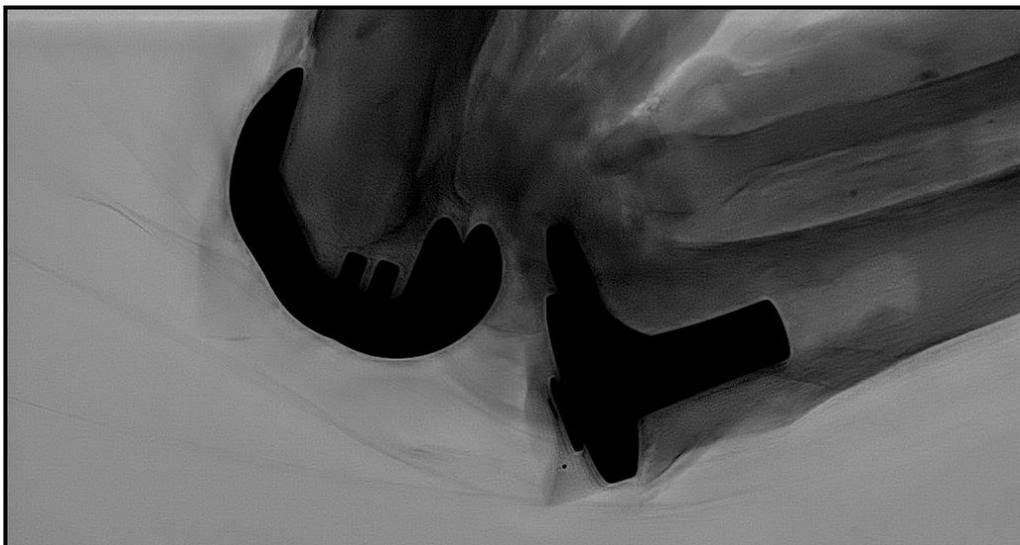


Figure 19 : Exemple de décoaptation fémoro-tibiale importante en fin de flexion

Les résultats retrouvés semblent donc en partie expliqués par une différence de référentiels utilisés entre les deux méthodes. De plus, il était difficile d'être certain des repères utilisés par la navigation, ceux-ci semblant varier dans la littérature. Seon et al. (97) par exemple utilisent l'échancrure inter condylienne comme repère fémoral. Bontempi et Casino (98,99) utilisent, avec un autre système de navigation, la palpation des épicondyles fémoraux pour trouver le repère fémoral, et les points les plus médiaux et latéraux du plateau tibial pour trouver le repère tibial. Dans les autres études retrouvées, il n'y a malheureusement pas de description précise des repères utilisés pour effectuer les mesures des paramètres de la cinématique du genou prothésé (100–102).

Cette étude présente des limites. La cinématique de l'articulation fémoro-patellaire n'a pas été étudiée. Pourtant, les problèmes patellaires restent une des premières causes d'échecs des PTG (103). En dehors de causes évidentes (luxation fémoro-patellaire, fracture patellaire, descellement de l'implant patellaire), un problème de course patellaire peut être responsable de ces gonalgies antérieures. Différents paramètres

jouent un rôle dans la course patellaire : la distance tubérosité tibiale-gorge trochléenne, le design et la position des implants (fémoral, tibial et bouton patellaire) dans le plan coronal et axial (104–109). Cependant, la navigation de l'articulation fémoro-patellaire semble difficile. Premièrement, la pose d'un corps rigide pourrait exposer à une fracture de la patella. Deuxièmement, la cinématique serait mesurée avec la capsule articulaire ouverte, et les mouvements de flexion-extension seraient passifs, sans prendre en compte la contraction musculaire dont celle de l'appareil extenseur, ce qui rendrait l'interprétation impossible.

La cinématique du genou était réalisée passivement en peropératoire. Celle-ci est influencée par le design de la prothèse, les ligaments et autres tissus mous, ainsi que par les forces musculaires exercées pendant le mouvement. Les études mesurant la cinématique in vivo, en charge, donnent un aperçu de la cinématique du genou pendant les activités fonctionnelles, mais il est difficile de distinguer l'influence de chacun des paramètres sur cette cinématique. Parmi ces facteurs, le chirurgien peut modifier l'équilibre ligamentaire, le design et la position des implants. Ainsi, la mesure passive permet d'étudier l'influence de la prothèse et des ligaments. Certaines études rapportent des résultats similaires entre la mesure de la translation antéro-postérieure fémorale pendant un mouvement de flexion passive et une étude fluoroscopique à la marche (110,111), mais des travaux supplémentaires semblent nécessaire pour mesurer la relation entre cinématique passive et active.

Ce travail pourrait permettre d'apporter des éléments nouveaux pour la compréhension des résultats de l'arthroplastie du genou. La mesure peropératoire des données de cinématique permettra de chercher des corrélations éventuelles entre

les résultats de l'analyse de la cinématique et les résultats fonctionnels et cliniques. Kim et al. (100) par exemple, dans une étude prospective ont comparé les cinématiques peropératoires de deux PTG postéro-stabilisées, l'une par la congruence du PE et l'autre par un système de came, et ont trouvé une rotation fémorale interne paradoxale et une translation fémorale antérieure paradoxale pour les deux design, avec des valeurs différentes, mais avec des résultats fonctionnels similaires. Ces travaux pourront également aboutir à des modifications concernant le design de la prothèse, la position des implants lors de la pose, ou la balance ligamentaire. De plus, l'analyse de la cinématique sur le genou natif permettrait des comparaisons préopératoire et postopératoire, pour définir l'influence de la prothèse et de la balance ligamentaire, facteurs définissant la cinématique du genou en peropératoire. Par exemple, Seon et al. (97) ont comparé les cinématiques préopératoires et postopératoires de PTG e.Motion, trouvant une diminution de la rotation fémorale pendant la flexion, et une corrélation forte entre la rotation préopératoire et postopératoire, allant dans le sens de l'importance de l'amplitude préopératoire comme facteur prédictif de l'amplitude du genou après PTG.

5. Conclusion

Sur la base des résultats de cette étude, le système de navigation OrthoPilot apparaît comme un instrument fiable, comparé à l'analyse des fluoroscopies dans la mesure dynamique de la décoaptation fémoro-tibiale et de l'angle HKA du genou prothésé. Des biais méthodologiques permettent d'expliquer la présence de différences significatives entre les deux méthodes dans les autres paramètres de mesure de la cinématique. A l'issue de ce travail, nous ne pouvons recommander l'utilisation de cet

outil pour toutes les arthroplasties totales du genou naviguées avec ce système, dans cette indication. Une analyse supplémentaire après harmonisation des systèmes de coordonnées et méthodes de mesures entre les deux systèmes doit être réalisée afin de valider la navigation OrthoPilot dans la mesure de l'ensemble des données cinématiques du genou prothésé en peropérateur.

VU
Strasbourg, le..2/08/2018.....
Le président du Jury de Thèse



Professeur Jean François KEMPF

VU et approuvé
Strasbourg, le..04 SEP 2018.....
Le Doyen de la Faculté de Médecine de Strasbourg

Professeur Jean SIBILIA



BIBLIOGRAPHIE

1. Perry J, Burnfield JM. Gait Analysis : Normal and Pathological function. 2010, Thorofare, NJ: SLACK Incorporated. 576.
2. Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer HJ, Kalenak A. Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *J Biomech.* avr 1992;25(4):347-57.
3. Freeman M a. R, Pinskerova V. The movement of the knee studied by magnetic resonance imaging. *Clin Orthop.* mai 2003;(410):35-43.
4. Bellemans J, Banks S, Victor J, Vandenneucker H, Moemans A. Fluoroscopic analysis of the kinematics of deep flexion in total knee arthroplasty. Influence of posterior condylar offset. *J Bone Joint Surg Br.* janv 2002;84(1):50-3.
5. Nakagawa S, Kadoya Y, Todo S, Kobayashi A, Sakamoto H, Freeman MA, et al. Tibiofemoral movement 3: full flexion in the living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg Br.* nov 2000;82(8):1199-200.
6. Williams A, Phillips C. Functional In Vivo Kinematic Analysis of the Normal Knee. In: Bellemans J, Ries MD, Victor JMK, editors. *Total Knee Arthroplasty.* Heidelberg: Springer-Verlag GmbH; 2005. p. 32-37.
7. Frankel VH, Burstein AH, Brooks DB. Biomechanics of internal derangement of the knee. Pathomechanics as determined by analysis of the instant centers of motion. *J Bone Joint Surg Am.* juill 1971;53(5):945-62.
8. Churchill DL, Incavo SJ, Johnson CC, Beynnon BD. The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. *Clin Orthop.* nov 1998;(356):111-8.
9. Eckhoff DG, Bach JM, Spitzer VM, Reinig KD, Bagur MM, Baldini TH, et al. Three-dimensional mechanics, kinematics, and morphology of the knee viewed in virtual reality. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87 Suppl 2:71-80.
10. Victor J, Van Glabbeek F, Vander Sloten J, Parizel PM, Somville J, Bellemans J. An experimental model for kinematic analysis of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* nov 2009;91 Suppl 6:150-63.
11. Mezghani N, Fuentes A, Gaudreault N, Mitiche A, Aissaoui R, Hagmeister N, et al. Identification of knee frontal plane kinematic patterns in normal gait by principal component analysis. *J Mech Med Biol.* 3 déc 2012;13(03):1350026.
12. Soudry M, Walker PS, Reilly DT, Kurosawa H, Sledge CB. Effects of total knee replacement design on femoral—Tibial contact conditions. *J Arthroplasty.* 1 janv 1986;1(1):35-45.
13. Sledge C, Walker P. Total Knee Arthroplasty in Rheumatoid Arthritis. *Clin Orthop.* 1 janv 1984;NA:127-36.

14. Freeman M a. R, Pinskerova V. The movement of the normal tibio-femoral joint. *J Biomech.* févr 2005;38(2):197-208.
15. Markolf KL, Bargar WL, Shoemaker SC, Amstutz HC. The role of joint load in knee stability. *J Bone Joint Surg Am.* avr 1981;63(4):570-85.
16. Pandit H, Ward T, Hollinghurst D, Beard DJ, Gill HS, Thomas NP, et al. Influence of surface geometry and the cam-post mechanism on the kinematics of total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br.* juill 2005;87(7):940-5.
17. Wang H, Simpson KJ, Chamnongkitch S, Kinsey T, Mahoney OM. Biomechanical influence of TKA designs with varying radii on bilateral TKA patients during sit-to-stand. *Dyn Med DM.* 13 août 2008;7:12.
18. Jenny J-Y, Miehke R, Saragaglia D, Geyer R, Mercier N, Schoenahl J-Y, et al. Single-radius, multidirectional total knee replacement. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA.* déc 2013;21(12):2764-9.
19. Walker PS, Ambarek MS, Morris JR, Olanlokun K, Cobb A. Anterior-posterior stability in partially conforming condylar knee replacement. *Clin Orthop.* janv 1995;(310):87-97.
20. Dennis DA, Komistek RD, Walker SA, Cheal EJ, Stiehl JB. Femoral condylar lift-off in vivo in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* janv 2001;83(1):33-9.
21. Harman MK, Banks SA, Hodge WA. Polyethylene damage and knee kinematics after total knee arthroplasty. *Clin Orthop.* nov 2001;(392):383-93.
22. Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR, Haas BD, Stiehl JB. Multicenter determination of in vivo kinematics after total knee arthroplasty. *Clin Orthop.* nov 2003;(416):37-57.
23. Kim D, Seong SC, Lee MC, Lee S. Comparison of the tibiofemoral rotational alignment after mobile and fixed bearing total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA.* févr 2012;20(2):337-45.
24. McEwen HMJ, Barnett PI, Bell CJ, Farrar R, Auger DD, Stone MH, et al. The influence of design, materials and kinematics on the in vitro wear of total knee replacements. *J Biomech.* févr 2005;38(2):357-65.
25. Hasegawa M, Sudo A, Uchida A. Staged bilateral mobile-bearing and fixed-bearing total knee arthroplasty in the same patients: a prospective comparison of a posterior-stabilized prosthesis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA.* mars 2009;17(3):237-43.
26. Callaghan JJ, O'Rourke MR, Iossi MF, Liu SS, Goetz DD, Vittetoe DA, et al. Cemented rotating-platform total knee replacement. a concise follow-up, at a minimum of fifteen years, of a previous report. *J Bone Joint Surg Am.* sept 2005;87(9):1995-8.

27. Huang C-H, Ma H-M, Liao J-J, Ho F-Y, Cheng C-K. Osteolysis in failed total knee arthroplasty: a comparison of mobile-bearing and fixed-bearing knees. *J Bone Joint Surg Am.* déc 2002;84-A(12):2224-9.
28. LaCour MT, Sharma A, Carr CB, Komistek RD, Dennis DA. Confirmation of long-term in vivo bearing mobility in eight rotating-platform TKAs. *Clin Orthop.* sept 2014;472(9):2766-73.
29. Shi X, Shen B, Yang J, Kang P, Zhou Z, Pei F. In vivo kinematics comparison of fixed- and mobile-bearing total knee arthroplasty during deep knee bending motion. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA.* juill 2014;22(7):1612-8.
30. Ranawat CS, Komistek RD, Rodriguez JA, Dennis DA, Anderle M. In vivo kinematics for fixed and mobile-bearing posterior stabilized knee prostheses. *Clin Orthop.* janv 2004;(418):184-90.
31. Banks S, Bellemans J, Nozaki H, Whiteside LA, Harman M, Hodge WA. Knee motions during maximum flexion in fixed and mobile-bearing arthroplasties. *Clin Orthop.* mai 2003;(410):131-8.
32. Luger E, Sathasivam S, Walker PS. Inherent differences in the laxity and stability between the intact knee and total knee replacements. *The Knee.* 1 mars 1997;4(1):7-14.
33. Dennis D, Komistek R, Scuderi G, Argenson JN, Insall J, Mahfouz M, et al. In vivo three-dimensional determination of kinematics for subjects with a normal knee or a unicompartmental or total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83-A Suppl 2 Pt 2:104-15.
34. Christensen JC, Brothers J, Stoddard GJ, Anderson MB, Pelt CE, Gililland JM, et al. Higher Frequency of Reoperation With a New Bicruciate-retaining Total Knee Arthroplasty. *Clin Orthop.* janv 2017;475(1):62-9.
35. Nozaki H, Banks SA, Suguro T, Hodge WA. Observations of femoral rollback in cruciate-retaining knee arthroplasty. *Clin Orthop.* nov 2002;(404):308-14.
36. Grieco TF, Sharma A, Komistek RD, Cates HE. Single Versus Multiple-Radii Cruciate-Retaining Total Knee Arthroplasty: An In Vivo Mobile Fluoroscopy Study. *J Arthroplasty.* mars 2016;31(3):694-701.
37. Luo S, Zhao JM, Su W, Li X, Dong G. Posterior cruciate substituting versus posterior cruciate retaining total knee arthroplasty prostheses: a meta-analysis. *The Knee.* août 2012;19(4):246-52.
38. Lustig S, Durand JM, Martres S, Parratte S. Postérostabilisation dans les prothèses totales du genou. In: Lustig S, Parratte S. *Prothèses totales de genou.* Oxford: Elsevier; 2016. p. 63-72.
39. Dennis DA, Komistek RD, Stiehl JB, Walker SA, Dennis KN. Range of motion after total knee arthroplasty: the effect of implant design and weight-bearing conditions. *J Arthroplasty.* oct 1998;13(7):748-52.

40. Miyazaki Y, Nakamura T, Kogame K, Saito M, Yamamoto K, Suguro T. Analysis of the kinematics of total knee prostheses with a medial pivot design. *J Arthroplasty*. oct 2011;26(7):1038-44.
41. Shakespeare D, Ledger M, Kinzel V. Flexion after total knee replacement. A comparison between the Medial Pivot knee and a posterior stabilised implant. *The Knee*. oct 2006;13(5):371-3.
42. McClelland JA, Webster KE, Feller JA. Gait analysis of patients following total knee replacement: a systematic review. *The Knee*. août 2007;14(4):253-63.
43. Milner CE. Is gait normal after total knee arthroplasty? Systematic review of the literature. *J Orthop Sci Off J Jpn Orthop Assoc*. janv 2009;14(1):114-20.
44. McClelland JA, Webster KE, Feller JA, Menz HB. Knee kinematics during walking at different speeds in people who have undergone total knee replacement. *The Knee*. juin 2011;18(3):151-5.
45. Milner CE, O'Bryan ME. Bilateral frontal plane mechanics after unilateral total knee arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil*. oct 2008;89(10):1965-9.
46. Orishimo KF, Kremenic IJ, Deshmukh AJ, Nicholas SJ, Rodriguez JA. Does total knee arthroplasty change frontal plane knee biomechanics during gait? *Clin Orthop*. avr 2012;470(4):1171-6.
47. Dennis DA, Komistek RD, Mahfouz MR, Walker SA, Tucker A. A multicenter analysis of axial femorotibial rotation after total knee arthroplasty. *Clin Orthop*. nov 2004;(428):180-9.
48. Banks SA, Hodge WA. 2003 Hap Paul Award Paper of the International Society for Technology in Arthroplasty. Design and activity dependence of kinematics in fixed and mobile-bearing knee arthroplasties. *J Arthroplasty*. oct 2004;19(7):809-16.
49. Holden JP, Orsini JA, Siegel KL, Kepple TM, Gerber LH, Stanhope SJ. Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait. *Gait Posture*. 1 juin 1997;5(3):217-27.
50. Hamai S, Moro-oka T-A, Miura H, Shimoto T, Higaki H, Fregly BJ, et al. Knee kinematics in medial osteoarthritis during in vivo weight-bearing activities. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc*. déc 2009;27(12):1555-61.
51. Li G, Van de Velde SK, Bingham JT. Validation of a non-invasive fluoroscopic imaging technique for the measurement of dynamic knee joint motion. *J Biomech*. 2008;41(7):1616-22.
52. Komistek RD, Dennis DA, Mahfouz M. In vivo fluoroscopic analysis of the normal human knee. *Clin Orthop*. mai 2003;(410):69-81.
53. Mahfouz MR, Hoff WA, Komistek RD, Dennis DA. A robust method for registration of three-dimensional knee implant models to two-dimensional fluoroscopy images. *IEEE Trans Med Imaging*. déc 2003;22(12):1561-74.

54. Daems R, Victor J, Baets PD, Onsem SV, Verstraete M. Validation of three-dimensional total knee replacement kinematics measurement using single-plane fluoroscopy. *Int J Sustain Constr Des*. 21 oct 2016;7(1):14-14.
55. Banks SA, Hodge WA. Accurate measurement of three-dimensional knee replacement kinematics using single-plane fluoroscopy. *IEEE Trans Biomed Eng*. juin 1996;43(6):638-49.
56. Fong DT-P, Chan Y-Y. The use of wearable inertial motion sensors in human lower limb biomechanics studies: a systematic review. *Sensors*. 2010;10(12):11556-65.
57. Brennan A, Zhang J, Deluzio K, Li Q. Quantification of inertial sensor-based 3D joint angle measurement accuracy using an instrumented gimbal. *Gait Posture*. juill 2011;34(3):320-3.
58. Favre J, Aissaoui R, Jolles BM, de Guise JA, Aminian K. Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors. *J Biomech*. 16 oct 2009;42(14):2330-5.
59. Sati M, de Guise JA, Larouche S, Drouin G. Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee. *The Knee*. 1 août 1996;3(3):121-38.
60. Lustig S, Magnussen RA, Cheze L, Neyret P. The KneeKG system: a review of the literature. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. avr 2012;20(4):633-8.
61. Labbe DR, Hagemeister N, Tremblay M, de Guise J. Reliability of a method for analyzing three-dimensional knee kinematics during gait. *Gait Posture*. juill 2008;28(1):170-4.
62. Gardinier ES, Manal K, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Minimum detectable change for knee joint contact force estimates using an EMG-driven model. *Gait Posture*. sept 2013;38(4):1051-3.
63. Merloz P. Chirurgie orthopédique assistée par ordinateur : état actuel et perspectives d'avenir. e-memoires de l'Académie Nationale de Chirurgie [en ligne]. 2006, Vol 5, N°3, [consulté le 18 sept 2017]. Disponibilité sur Internet : <<http://www.academie-chirurgie.fr>>
64. Haute Autorité de Santé. Chirurgie prothétique du genou assistée par ordinateur – Rapport d'évaluation [Internet]. Juin 2009 [consulté le 18 sept 2017]. Disponible sur: <<http://www.has-sante.fr>>
65. Cheng T, Zhao S, Peng X, Zhang X. Does computer-assisted surgery improve postoperative leg alignment and implant positioning following total knee arthroplasty? A meta-analysis of randomized controlled trials? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. juill 2012;20(7):1307-22.
66. Bauwens K, Matthes G, Wich M, Gebhard F, Hanson B, Ekkernkamp A, et al. Navigated total knee replacement. A meta-analysis. *J Bone Joint Surg Am*. févr 2007;89(2):261-9.

67. Baumbach JA, Willburger R, Haaker R, Dittrich M, Kohler S. 10-Year Survival of Navigated Versus Conventional TKAs: A Retrospective Study. *Orthopedics*. mai 2016;39(3 Suppl):S72-76.
68. Petursson G, Fenstad AM, Gøthesen Ø, Dyrhovden GS, Hallan G, Röhrli SM, et al. Computer-Assisted Compared with Conventional Total Knee Replacement: A Multicenter Parallel-Group Randomized Controlled Trial. *J Bone Joint Surg Am*. 1 août 2018;100(15):1265-74.
69. Kim Y-H, Park J-W, Kim J-S. The Clinical Outcome of Computer-Navigated Compared with Conventional Knee Arthroplasty in the Same Patients: A Prospective, Randomized, Double-Blind, Long-Term Study. *J Bone Joint Surg Am*. 21 juin 2017;99(12):989-96.
70. Biasca N, Schneider T-O, Bungartz M. Minimally invasive computer-navigated total knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am*. oct 2009;40(4):537-63, x.
71. Jenny J-Y, Picard F. Learning navigation - Learning with navigation. A review. *SICOT-J*. 2017;3:39.
72. Smith BRK, Deakin AH, Baines J, Picard F. Computer navigated total knee arthroplasty: the learning curve. *Comput Aided Surg Off J Int Soc Comput Aided Surg*. 2010;15(1-3):40-8.
73. Press W, Flannery B, Teukolsky S, Vetterling V. *Numerical recipes—the art of scientific computing*. New York: Cambridge University Press; 1986.
74. Delp SL, Stulberg SD, Davies B, Picard F, Leitner F. Computer assisted knee replacement. *Clin Orthop*. sept 1998;(354):49-56.
75. Ramadier JO, Buard JE, Lortat-Jacob A, Benoit J. Radiological assessment of knee deformity in the frontal plane. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 1982;68(1):75-8.
76. Saragaglia D, Picard F, Chaussard C, Montbarbon E, Leitner F, Cinquin P. Computer-assisted knee arthroplasty: comparison with a conventional procedure. Results of 50 cases in a prospective randomized study. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 1 févr 2001;87(1):18-28.
77. Jenny J-Y, Boeri C, Picard F, Leitner F. Reproducibility of intra-operative measurement of the mechanical axes of the lower limb during total knee replacement with a non-image-based navigation system. *Comput Aided Surg Off J Int Soc Comput Aided Surg*. 2004;9(4):161-5.
78. Jenny J-Y, Clemens U, Kohler S, Kiefer H, Konermann W, Miehle RK. Consistency of implantation of a total knee arthroplasty with a non-image-based navigation system: a case-control study of 235 cases compared with 235 conventionally implanted prostheses. *J Arthroplasty*. oct 2005;20(7):832-9.
79. Ranawat CS. History of total knee replacement. *J South Orthop Assoc*. 2002;11(4):218-26.

80. Dakin H, Gray A, Fitzpatrick R, MacLennan G, Murray D, Group TKT. Rationing of total knee replacement: a cost-effectiveness analysis on a large trial data set. *BMJ Open*. 1 janv 2012;2(1):e000332.
81. Räsänen P, Paavolainen P, Sintonen H, Koivisto A-M, Blom M, Ryynänen O-P, et al. Effectiveness of hip or knee replacement surgery in terms of quality-adjusted life years and costs. *Acta Orthop*. févr 2007;78(1):108-15.
82. Surveillance des dispositifs médicaux à risque : Prothèses totales de genou (PTG) [Internet]. [cité 10 nov 2017]. Disponible sur: <<http://ansm.sante.fr/>>
83. Jeffery RS, Morris RW, Denham RA. Coronal alignment after total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br*. sept 1991;73(5):709-14.
84. Taylor M, Barrett DS. Explicit finite element simulation of eccentric loading in total knee replacement. *Clin Orthop*. sept 2003;(414):162-71.
85. Moreland JR, Bassett LW, Hanker GJ. Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am*. juin 1987;69(5):745-9.
86. Laubenthal KN, Smidt GL, Kettelkamp DB. A quantitative analysis of knee motion during activities of daily living. *Phys Ther*. janv 1972;52(1):34-43.
87. Okazaki K, Miura H, Matsuda S, Takeuchi N, Mawatari T, Hashizume M, et al. Asymmetry of mediolateral laxity of the normal knee. *J Orthop Sci Off J Jpn Orthop Assoc*. mai 2006;11(3):264-6.
88. Jenny J-Y. Coronal plane knee laxity measurement: Is computer-assisted navigation useful? *Orthop Traumatol Surg Res OTSR*. sept 2010;96(5):583-8.
89. Mason JB, Fehring TK, Estok R, Banel D, Fahrback K. Meta-analysis of alignment outcomes in computer-assisted total knee arthroplasty surgery. *J Arthroplasty*. déc 2007;22(8):1097-106.
90. Bourne RB, Chesworth BM, Davis AM, Mahomed NN, Charron KDJ. Patient Satisfaction after Total Knee Arthroplasty: Who is Satisfied and Who is Not? *Clin Orthop*. janv 2010;468(1):57-63.
91. Brander VA, Stulberg SD, Adams AD, Harden RN, Bruehl S, Stanos SP, et al. Predicting total knee replacement pain: a prospective, observational study. *Clin Orthop*. nov 2003;(416):27-36.
92. Nam D, Nunley RM, Barrack RL. Patient dissatisfaction following total knee replacement: a growing concern? *Bone Jt J*. nov 2014;96-B(11 Supple A):96-100.
93. Scott CEH, Bugler KE, Clement ND, MacDonald D, Howie CR, Biant LC. Patient expectations of arthroplasty of the hip and knee. *J Bone Joint Surg Br*. juill 2012;94(7):974-81.
94. Torga-Spak R, Parikh SN, Stuchin SA. Anterior knee pain due to biplanar rotatory malalignment of the femoral component in total knee arthroplasty. Case report. *J Knee Surg*. avr 2004;17(2):113-6.

95. Flood PDL, Banks SA. Automated Registration of 3-D Knee Implant Models to Fluoroscopic Images Using Lipschitzian Optimization. *IEEE Trans Med Imaging*. janv 2018;37(1):326-35.
96. Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med*. juin 2016;15(2):155-63.
97. Seon JK, Park JK, Jeong MS, Jung WB, Park KS, Yoon TR, et al. Correlation between preoperative and postoperative knee kinematics in total knee arthroplasty using cruciate retaining designs. *Int Orthop*. avr 2011;35(4):515-20.
98. Bontempi M, Cardinale U, Bragonzoni L, Macchiarola L, Grassi A, Signorelli C, et al. Total knee replacement: intraoperative and postoperative kinematic assessment. *Acta Bio-Medica Atenei Parm*. 07 2017;88(2S):32-7.
99. Casino D, Zaffagnini S, Martelli S, Lopomo N, Bignozzi S, Iacono F, et al. Intraoperative evaluation of total knee replacement: kinematic assessment with a navigation system. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. avr 2009;17(4):369-73.
100. Kim TW, Lee SM, Seong SC, Lee S, Jang J, Lee MC. Different intraoperative kinematics with comparable clinical outcomes of ultracongruent and posterior stabilized mobile-bearing total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. sept 2016;24(9):3036-43.
101. Roh YW, Jang J, Choi WC, Lee JK, Chun SH, Lee S, et al. Preservation of the posterior cruciate ligament is not helpful in highly conforming mobile-bearing total knee arthroplasty: a randomized controlled study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. déc 2013;21(12):2850-9.
102. Matsuzaki T, Matsumoto T, Muratsu H, Kubo S, Matsushita T, Kawakami Y, et al. Kinematic factors affecting postoperative knee flexion after cruciate-retaining total knee arthroplasty. *Int Orthop*. mai 2013;37(5):803-8.
103. Park CN, White PB, Meftah M, Ranawat AS, Ranawat CS. Diagnostic Algorithm for Residual Pain After Total Knee Arthroplasty. *Orthopedics*. avr 2016;39(2):e246-252.
104. Berger RA, Rubash HE. Rotational instability and malrotation after total knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am*. oct 2001;32(4):639-47, ix.
105. Buff HU, Jones LC, Hungerford DS. Experimental determination of forces transmitted through the patello-femoral joint. *J Biomech*. 1988;21(1):17-23.
106. Kulkarni SK, Freeman MA, Poal-Manresa JC, Asencio JJ, Rodriguez JJ. The patellofemoral joint in total knee arthroplasty: is the design of the trochlea the critical factor? *J Arthroplasty*. juin 2000;15(4):424-9.
107. Varadarajan KM, Rubash HE, Li G. Are current total knee arthroplasty implants designed to restore normal trochlear groove anatomy? *J Arthroplasty*. févr 2011;26(2):274-81.

108. Schindler OS. Basic kinematics and biomechanics of the patellofemoral joint part 2: the patella in total knee arthroplasty. *Acta Orthop Belg.* févr 2012;78(1):11-29.
109. Komistek RD, Dennis DA, Mabe JA, Walker SA. An in vivo determination of patellofemoral contact positions. *Clin Biomech Bristol Avon.* janv 2000;15(1):29-36.
110. Siston RA, Giori NJ, Goodman SB, Delp SL. Intraoperative passive kinematics of osteoarthritic knees before and after total knee arthroplasty. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc.* août 2006;24(8):1607-14.
111. Dennis DA, Komistek RD, Colwell CE, Ranawat CS, Scott RD, Thornhill TS, et al. In vivo anteroposterior femorotibial translation of total knee arthroplasty: a multicenter analysis. *Clin Orthop.* nov 1998;(356):47-57.

**DECLARATION SUR L'HONNEUR**

Document avec signature originale devant être joint :

- à votre mémoire de D.E.S.

- à votre dossier de demande de soutenance de thèse

Nom : BALDAIRON

Prénom : Florent

Ayant été informé(e) qu'en m'appropriant tout ou partie d'une œuvre pour l'intégrer dans mon propre mémoire de spécialité ou dans mon mémoire de thèse de docteur en médecine, je me rendrais coupable d'un délit de contrefaçon au sens de l'article L335-1 et suivants du code de la propriété intellectuelle et que ce délit était constitutif d'une fraude pouvant donner lieu à des poursuites pénales conformément à la loi du 23 décembre 1901 dite de répression des fraudes dans les examens et concours publics,

Ayant été avisé(e) que le président de l'université sera informé de cette tentative de fraude ou de plagiat, afin qu'il saisisse la juridiction disciplinaire compétente,

Ayant été informé(e) qu'en cas de plagiat, la soutenance du mémoire de spécialité et/ou de la thèse de médecine sera alors automatiquement annulée, dans l'attente de la décision que prendra la juridiction disciplinaire de l'université

J'atteste sur l'honneur

Ne pas avoir reproduit dans mes documents tout ou partie d'œuvre(s) déjà existante(s), à l'exception de quelques brèves citations dans le texte, mises entre guillemets et référencées dans la bibliographie de mon mémoire.

A écrire à la main : « J'atteste sur l'honneur avoir connaissance des suites disciplinaires ou pénales que j'encours en cas de déclaration erronée ou incomplète ».

" J'atteste sur l'honneur avoir connaissance des suites disciplinaires ou pénales que j'encours en cas de déclaration erronée ou incomplète "

Signature originale :

A Strasbourg, le 19/08/2018

Photocopie de cette déclaration devant être annexée en dernière page de votre mémoire de D.E.S. ou de Thèse.

RESUME :

Introduction : L'étude de la cinématique du genou prothésé est un élément fondamental à la compréhension des gonalgies sans étiologie. La navigation a été développée pour permettre la pose rigoureuse de prothèses de genou grâce à une modélisation 3D des structures osseuses et la mesure de leurs mouvements. Mais sa validation expérimentale dans la mesure de la cinématique du genou n'a pas été validée. L'hypothèse de cette étude était que la mesure de l'axe du genou, la rotation fémorale, la translation fémorale par rapport au tibia, et la décoaptation fémoro-tibiale médiale et latérale pendant une flexion passive continue du genou, par le système OrthoPilot® TKA 4.3 Kobe version, serait différente de celle par la fluoroscopie prise pour référence.

Matériel : Cinq paires de genoux de cadavres conservés par méthode chimique ont été utilisés. La prothèse totale de genou e.Motion® (BBraun-Aesculap) FP a été posée.

Méthode : La prothèse de genou était posée à l'aide du système de navigation OrthoPilot TKA 4.3 Kobe version. L'enregistrement cinématique par le système de navigation était ensuite effectué simultanément à l'enregistrement d'une série de fluoroscopies pendant un mouvement de flexion passive continue du genou prothésé, deux fois. Les paramètres cinématiques étaient extraits des enregistrements fluoroscopiques par un traitement d'image à l'aide du logiciel JointTrack Auto®. Les critères principaux étaient l'axe du genou, la rotation fémorale, la translation fémorale par rapport au tibia, et la décoaptation fémoro-tibiale médiale et latérale. L'analyse des données a été réalisée par un test de corrélation de Kappa. La concordance des mesures a été évaluée à l'aide du coefficient de corrélation intra-classe (ICC) et son intervalle de confiance à 95%

Résultats : Pour les 20 cinématiques étudiées, l'ICC de l'angle HKA était de 0,839 [0,820 ; 0,856], de la translation fémorale 0,560 [0,517 ; 0,600], de la rotation fémorale 0,652 [0,616 ; 0,686], de la décoaptation fémoro-tibiale médiale 0,905 [0,894 ; 0,916] et latérale 0,767 [0,740 ; 0,791].

Discussion : Les mesures de la cinématique du genou prothésé par le système OrthoPilot et les fluoroscopies étaient concordantes pour la décoaptation fémoro-tibiale médiale et latérale, l'axe du genou, mais pas pour la mesure de translation fémorale et la rotation fémorale. Ces différences peuvent s'expliquer par un biais méthodologique. Le système OrthoPilot ne peut cependant, à l'issue de ce travail, être considéré comme un instrument fiable pour la mesure de la cinématique du genou prothésé.

Rubrique de classement : Chirurgie Générale

Mots clés : Prothèse totale de genou – Navigation – Cinématique du genou – Fluoroscopie – Traitement d'image.

Président : Pr Jean-François Kempf

Assesseurs : Pr Jean-Yves Jenny – Pr Philippe Clavert – Pr Matthieu Ehlinger