

UNIVERSITE DE LIMOGES

FACULTE DE MEDECINE



Année 2008

Thèse N° 3145/1

**EVALUATION DE LA ROTATION DU COMPOSANT FEMORAL
DANS L'ARTHROPLASTIE DE GENOU.**



**THESE
POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE**

Présentée et soutenue publiquement le mercredi 15 octobre 2008

**Par
Guillaume CORDIER
Né le 14 avril 1979 à TOULOUSE**

EXAMINATEURS DE LA THESE

M. le Professeur ARNAUD Jean-Paul	Président
M. le Professeur CHARISSOUX Jean-Louis	Juge
M. le Professeur MABIT Christian (directeur de thèse)	Juge
M. le Professeur MOULIES Dominique	Juge
M. le Docteur PROUST Jérôme	Membre invité
M. le Docteur GALISSIER Bertrand	Membre invité

UNIVERSITE DE LIMOGES

FACULTE DE MEDECINE

DOYEN DE LA FACULTE :

ASSESEURS :

Monsieur le Professeur Jean-Claude VANDROUX

Monsieur le Professeur Marc LASKAR

Monsieur le Professeur Denis VALLEIX

Monsieur le Professeur PREUX

PROFESSEURS DES UNIVERSITES – PRACTICIENS HOSPITALIERS :

ACHARD Jean-Michel	PHYSIOLOGIE
ADENIS Jean-Paul (C.S.)	OPHTALMOLOGIE
ALAIN Sophie	BACTERIOLOGIE,VIROLOGIE
ALDIGIER Jean-Claude (C.S)	NEPHROLOGIE
ARCHAMBEAUD Françoise (C.S.)	MEDECINE INTERNE
ARNAUD Jean-Paul (C.S.)	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE ET TRAUMATOLOGIQUE
AUBARD Yves (C.S.)	GYNECOLOGIE – OBSTETRIQUE
BEDANE Christophe (C.S.)	DERMATOLOGIE – VENEREOLOGIE
BERTIN Philippe (C.S)	THERAPEUTIQUE
BESSEDE Jean-Pierre	O.R.L.
BONNAUD François (C.S.)	PNEUMOLOGIE
BONNETBLANC Jean-Marie	DERMATOLOGIE – VENEREOLOGIE
BORDESSOULE Dominique (C.S.)	HEMATOLOGIE – TRANSFUSION
CHARISSOUX Jean-Louis	CHIRURGIE ORTHOPEDIQUE ET TRAUMATOLOGIQUE
CLAVERE Pierre (C.S)	RADIODIAGNOSTIC
CLEMENT Jean-Pierre (C.S.)	PSYCHIATRIE D'ADULTES
COGNE Michel (C.S.)	IMMUNOLOGIE
COLOMBEAU Pierre	UROLOGIE
CORNU Elisabeth	CHIRURGIE THORACIQUE ET CARDIO-VASCULAIRE
COURATIER Philippe	NEUROLOGIE
DANTOINE Thierry	GERIATRIE ET BIOLOGIE DU VIEILLISSEMENT
DARDE Marie-Laure (C.S)	PARASITOLOGIE ET MYCOLOGIE
DE LUMLEY WOODYEAR Lionel(C.S.)	PEDIATRIE
DENIS François(C.S.)	BACTERIOLOGIE – VIROLOGIE
DESCOTTES Bernard(C.S.)	CHIRURGIE DIGESTIVE
DESSPORT Jean-Claude	NUTRITION
DUDOGNON Pierre (sur 31.8.2009)	MEDECINE PHYSIQUE ET READAPTATION
DUMAS Jean-Philippe (C.S.)	UROLOGIE
DUMONT Daniel (C.S.)	MEDECINE ET SANTE AU TRAVAIL
FEISS Pierre (C.S.)	ANESTHESIOLOGIE ET REANIMATION CHIRURGICALE
FEUILLARD Jean (C.S.)	HEMATOLOGIE
GAINANT Alain (C.S.)	CHIRURGIE DIGESTIVE
GAROUX Roger (C.S.)	PEDOPSYCHIATRIE
GASTINE Hervé (C.S.)	REANIMATION CHIRURGICALE
JAUBERTEAU-MARCHAN M.Odile	IMMUNOLOGIE
LABROUSSE François (C.S.)	ANATOMIE ET CYTOLOGIE PATHOLOGIQUES
LACROIX Philippe	MEDECINE VASCULAIRE
LASKAR Marc (C.S.)	CHIRURGIE THORACIQUE ET CARDIO-VASCULAIRE
LIENHARDT-ROUSSIE Anne	PEDIATRIE
MABIT Christian	ANATOMIE
MARQUET Pierre	PHARMACOLOGIE FONDAMENTALE
MATHONNET Muriel	CHIRURGIE DIGESTIVE
MAUBON Antoine	RADIOLOGIE ET IMAGERIE MEDICALE
MELLONI Boris	PNEUMOLOGIE
MERLE Louis (C.S.)	PHARMACOLOGIE CLINIQUE
MONTEIL Jacques	BIOPHYSIQUE ET MEDECINE NUCLEAIRE
MOREAU Jean-Jacques (C.S.)	NEUROCHIRURGIE
MOULIES Dominique (C.S.)	CHIRURGIE INFANTILE
NATHAN-DENIZOT Nathalie	ANESTHESIOLOGIE ET REANIMATION CHIRURGICALE
PARAF François	ANATOMIE et CYTOLOGIE PATHOLOGIQUES
PILLEGAND BernarD (SUR 31.8.08)	GASTROENTEROLOGIE HEPATOLOGIE
PIVA Claude (SUR 31.8.08)	MEDECINE LEGALE et DROIT DE LA SANTE

PLOY Marie-Cécile	BACTERIOLOGIE VIROLOGIE
PREUX Pierre-Marie	EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE DE LA SANTE ET PREVENTION
RIGAUD Michel (C.S.)	BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLECULAIRE
SALLE Jean-Yves (C.S.)	MEDECINE PHYSIQUE ET READAPTATION
SAUTEREAU Denis (C.S.)	GASTROENTEROLOGIE HEPATOLOGIE
SAUVAGE Jean-Pierre (C.S.)	O.R.L.
STURTZ Franck	BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLECULAIRE
TEISSIER-CLEMENT Marie-Pierre	ENDOCRINOLOGIE, DIABETE ET MALADIES METABOLIQUES
TREVES Richard	RHUMATOLOGIE
TESSIER-CLEMENT Marie-Pierre	ENDOCRINOLOGIE, DIABETE ET MALADIES METABOLIQUES
TUBIANA-MATHIEU Nicole (C.S.)	CANCEROLOGIE
VALLAT Jean-Michel (C.S.)	NEUROLOGIE
VALLEIX Denis	ANATOMIE CHIRURGIE GENERALE
VANDROUX Jean-Claude (C.S.)	BIOPHYSIQUE ET MEDECINE NUCLEAIRE
VERGNEGREGRE Alain (C.S.)	EPIDEMIOLOGIE, ECONOMIE DE LA SANTE ET PREVENTION
VIDAL Elisabeth (C.S.)	MEDECINE INTERNE
VIGNON Philippe	REANIMATION CHIRURGICALE
VIROT Patrice (C.S.)	CARDIOLOGIE
WEINBRECK Pierre (C.S.)	MALADIES INFECTIEUSES
YARDIN Catherine (C.S.)	CYTOLOGIE ET HISTOLOGIE

MAITRES DE CONFERENCE DES UNIVERSITES – PRACTICIENS HOSPITALIERS

AJZENBERG Daniel	PARASITOLOGIE ET MYCOLOGIE
ANTONINI Marie-Thérèse (C.S.)	PHYSIOLOGIE
BOUTEILLE Bernard	PARASITOLOGIE ET MYCOLOGIE
CHABLE Hélène	BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLECULAIRE
DAVIET Jean-Christophe	MEDECINE PHYSIQUE ET READAPTATION
DRUET-CABANAC Michel	MEDECINE ET SANTE AU TRAVAIL
DURAND-FONTANIER Sylvaine	ANATOMIE CHIRURGIE DIGESTIVE
ESCLAIRE Françoise	BIOLOGIE CELLULAIRE
JULIA Annie	HEMATOLOGIE
LEGUYADER Alexandre	CHIRURGIE THORACIQUE ET CARDIO-VASCULAIRE
MOUNIER Marcelle	BACTERIOLOGIE, VIROLOGIE, HYGIENE HOSPITALIERE
PETIT Barbara	ANATOMIE ET CYTOLOGIE PATHOLOGIQUES
PICARD Nicolas	PHARMACOLOGIE FONDAMENTALE
QUELVEN-BERTIN Isabelle	BIOPHYSIQUE ET MEDECINE NUCLEAIRE
RONDELAUD Daniel	CYTOLOGIE ET HISTOLOGIE
TERRO Faraj	BIOLOGIE CELLULAIRE
VERGNE-SALLE Pascale	THERAPEUTIQUE
VINCENT François	PHYSIOLOGIE

P.R.A.G.

GAUTIER Sylvie	ANGLAIS
----------------	---------

PROFESSEURS ASSOCIES À MI-TEMPS

BUCHON Daniel	MEDECINE GENERALE
BUISSON Jean-Gabriel	MEDECINE GENERALE

MAITRES DE CONFERENCE ASSOCIE À MI-TEMPS

DUMOITIER Nathalie	MEDECINE GENERALE
PREVOST Martine	MEDECINE GENERALE

A Raphaëlle,

Toi qui accepte de me suivre dans chacune de mes passions ;

*Toi qui attend la fin de mes études interminables pour démarrer ta
carrière,*

Sache que mon amour pour toi est infini.

Je te dédie ce travail.

A Gabriel,

Le plus grand bonheur de ma vie

A mes grands-parents, à mes parents, à Stéphanie et Christophe, à Paul, Valentine Mathieu et Louise, adorables neveux, avec tout mon amour, et en espérant être à la hauteur pour suivre vos exemples. Puisse l'avenir nous laisser plus de temps à passer ensemble.

A Nicole et Patrick, n'ayant jamais pris le temps de vous remercier de tout ce que vous avez fait pour moi, sachez que vous êtes indissociable de chacun de mes instants de bonheur.

A Romain, Charlotte, Margaux et Edouard, pour tous ces moments formidables

A Paul (bis) et Oscar, formidables filleuls.

A ma belle-famille pour son accueil chaleureux

A mes amis dont la médecine, dévoreuse de temps m'a trop souvent éloigné.

A notre Maître et Président de thèse,

Monsieur le Professeur Arnaud.

*Professeur des Universités de Chirurgie Orthopédique et
Traumatologique.*

Chirurgien des Hôpitaux.

Chef de Service.

Vous nous faites l'honneur de présider cette thèse et nous vous en remercions.

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

*Votre disponibilité et votre dynamisme sont essentiels à notre évolution dans
le service.*

Votre joie de vivre fait de chacun de nos staffs un moment privilégié.

*Les responsabilités que vous nous accordez sont une marque de confiance
dont nous vous sommes extrêmement reconnaissant.*

*Veuillex trouver ici le témoignage de notre reconnaissance et de notre
profond respect.*

A notre Maître, Directeur de thèse et Juge,

Monsieur le Professeur Mabit.

*Professeur des Universités de Chirurgie Orthopédique et
Traumatologique.*

Chirurgien des Hôpitaux.

Vous nous avez confié ce travail et nous vous en remercions.

Vos connaissances anatomiques forcent l'admiration.

Votre rigueur est pour nous un exemple.

Vous faites de la chirurgie orthopédique un Art.

*Durant toutes ces années, vous nous avez accompagné dans notre
apprentissage chirurgicale, clinique et au cours de nos premiers travaux et
nous vous en remercions.*

*Que ce travail soit le témoignage de notre reconnaissance et de notre profond
respect.*

A notre Maître et Juge,

Monsieur le Professeur Charissoux.

*Professeur des Universités de Chirurgie Orthopédique et
Traumatologique.*

Chirurgien des Hôpitaux.

Vos connaissances sont pour nous un exemple.

*Votre conscience professionnelle tant dans l'acte opératoire que dans le suivi
de vos patients nous incite à constamment nous améliorer.*

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

*Veuillez trouver ici le témoignage de notre reconnaissance et de notre
profond respect.*

A notre Maître et Juge,

Monsieur le Professeur Mouliès,

Professeur des Universités de Chirurgie Infantile.

Chirurgien des Hôpitaux.

Chef de Service.

Votre présence dans notre jury est un honneur.

Votre passion pour l'orthopédie pédiatrique et son enseignement, votre disponibilité et votre accompagnement dans notre apprentissage de la chirurgie infantile sont pour nous une référence.

Votre soutien dans les moments difficiles de notre internat a été pour nous essentiel.

Votre bonheur à soigner tous les enfants, nous laisse un souvenir très fort de nos passages en chirurgie pédiatrique.

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

*A Monsieur le Docteur Jérôme PROUST,
Chirurgien des Hôpitaux*

Ton talent chirurgical a toujours suscité mon admiration.

*Au cours de ces dernières années, tu as toujours su m'accorder de ton temps
pour répondre à mes questions.*

A chaque journée opératoire, tu me renouvelles ta confiance.

Je te dois une grande partie de ce que je sais aujourd'hui.

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

*A Monsieur le Docteur Bertrand GALLIPIER,
Chirurgien des Hôpitaux*

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

*Ces années d'internat, parfois difficiles, deviennent bien plus abordables
lorsqu'on a un modèle.*

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

A ceux qui ont participé à ma formation chirurgicale :

*-Madame le Professeur MATHONNET, Monsieur le Professeur
GALINANT.*

*-Mesdames et Messieurs les docteurs OLIVIER, COFFE, LONGIS,
FOURCADE, PEYRON, DOTISS, DMYTRUKH,
PANDERADA, LABBE, LEBLANC, JOURDEL,
PEEMAMA, PERES, GOULON, BOUVIER, GOUGAM,
FORNELLA, ACPA, COEPU, FODLO, GRIMAUDO.*

*A mes co-internes : Virginie, Virginie, Pierre Sylvain, Hugo, Julien,
Pierre Etienne, Bertrand, Eddy, Pierre-andré, Florence, Nicolas et
Xavier.*

*A Pierre-Yves pour m'avoir aidé dans la réalisation de ce travail en
soignant durant des heures en pleine nuit les femurs du laboratoire entre
deux urgences.*

*A tous le personnel des services d'orthopédie, de chirurgie pédiatrique et de
l'internat.*

*A toute l'équipe du service d'Orthopédie de Nouméa pour sa gentillesse, son
enseignement et leur confiance.*

A tous ceux du bureau de l'internat et de la revue 2006,

Tables des matières

1	<u>INTRODUCTION</u>	16
2	<u>ANATOMIE DU MASSIF CONDYLAIRE FEMORAL</u>	17
2.1	Embryologie.....	17
2.2	Anatomie de l'épiphyse distale du fémur.....	19
3	<u>BIOMECANIQUE DU GENOU</u>	25
3.1	Déplacements des surfaces articulaires au cours de la flexion.....	25
3.2	Etude de l'axe de flexion extension.....	29
4	<u>EVALUATION DE LA ROTATION EXTERNE DU COMPOSANT PROTHETIQUE FEMORAL</u>	35
4.1	Problématique.....	35
4.2	Les coupes osseuses.....	36
4.3	Techniques de positionnement du composant fémoral.....	39
5	<u>ETUDE RADIO-ANATOMIQUE : CALCUL DE L'ANGLE FEMORAL CONDYLIEEN POSTERIEUR A PARTIR D'UNE INCIDENCE RADIOLOGIQUE SIMPLE</u>	51
5.1	Objectifs.....	51
5.2	Matériels et méthode.....	53
5.3	Résultats.....	57
5.4	Discussion.....	72
5.5	CONCLUSION.....	77
6	<u>ETUDE CLINIQUE: RECHERCHE D'UNE CORRELATION ENTRE L'ANGLE CONDYLIEEN POSTERIEUR RADIOGRAPHIQUE ET LA MESURE DE LA ROTATION EXTERNE FEMORALE PAR TENSEUR LIGAMENTAIRE</u>	78
6.1	Objectifs.....	78
6.2	Matériels et méthode.....	78
6.3	Résultats.....	80
6.4	Discussion.....	82
6.5	Conclusion.....	88
7	<u>CONCLUSION GENERALE</u>	90
8	<u>BIBLIOGRAPHIE</u>	97

1 INTRODUCTION.

Pour atteindre ses objectifs, une prothèse totale de genou (PTG) doit obéir à un certains nombres de principes mécaniques :

1. L'axe mécanique fémoro-tibial doit être normo-axé.
2. L'interligne articulaire prothétique doit respecter la hauteur patellaire.
3. Le genou prothétique doit avoir une parfaite stabilité en flexion extension.
4. Le système extenseur doit être centré.

La mise en place d'une PTG nécessite la réalisation de coupes osseuses. Une planification préopératoire est nécessaire à partir d'un bilan clinique et radiographique. Pour des raisons économiques et de disponibilité, le bilan radiographique n'utilise aujourd'hui que des radiographies standards qui ne permettent pas en l'état de calculer tous les angles de coupes en préopératoire.

Notre étude comporte deux parties :

- La première partie est basée sur un travail qui a démontré qu'il est possible de calculer à partir d'une radiographie standard et d'une formule mathématique **la torsion épiphysaire distale fémorale (TEDF)**. Nous avons tenté de lui trouver une application clinique : le calcul pré-opératoire de la rotation externe du composant prothétique fémoral. La torsion épiphysaire distale ou angle condylien postérieur est l'angle entre l'axe bi-épicondylien et l'axe bi-condylien postérieur.
- La deuxième partie de notre étude est un travail de corrélation radio-clinique entre le calcul de l'angle condylien postérieur par cette formule mathématique et la mesure de la rotation fémorale faite en per-opératoire à l'aide d'un tenseur ligamentaire.

2 ANATOMIE DU MASSIF CONDYLAIRE FEMORAL.

2.1 Embryologie.

La morphogenèse des membres prend place entre la quatrième et la huitième semaine, avec le développement du membre inférieur légèrement en retard sur celui du membre supérieur. Les bourgeons des membres inférieurs apparaissent à la fin de la quatrième semaine de vie de l'embryon au niveau de L3 à L5 sous la forme de petits bombements de la paroi latérale du corps. Chaque membre comprend un axe mésenchymateux de mésoderme recouvert d'une coiffe ectodermique apicale. Le long du bord distal du bourgeon du membre, l'ectoderme s'épaissit pour former une crête ectodermique apicale qui stimule la croissance du membre le long de l'axe proximodistal. Les éléments squelettiques des membres se constituent à partir d'une **condensation mésodermique** à l'aspect de colonne qui se met en place au cours de la cinquième semaine le long de l'axe du bourgeon du membre (Figure 1.).

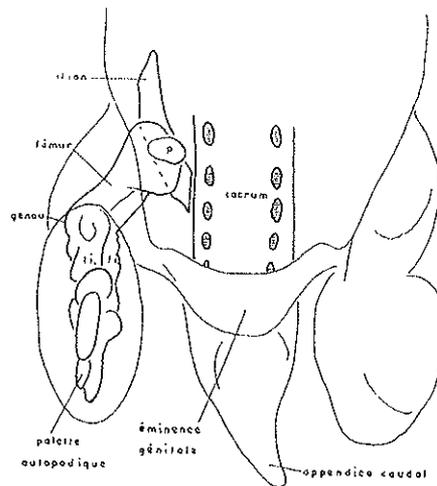


Fig. 1 : Vue supérieure de la partie caudale d'un embryon à 5 semaines montrant le squelette du membre inférieur droit.

Les précurseurs cartilagineux des os des membres (Figure 2) se forment à partir de la sixième semaine par la **chondrification** qui affecte la condensation mésenchymateuse. L'**ossification enchondrale** entreprend l'ébauche cartilagineuse entre la huitième et la douzième semaine pour le membre inférieur. Après que l'ébauche

enchondrale de chaque os des membres s'est chondrifiée, le processus d'**ossification** débute dans une région appelée **centre primaire d'ossification**.

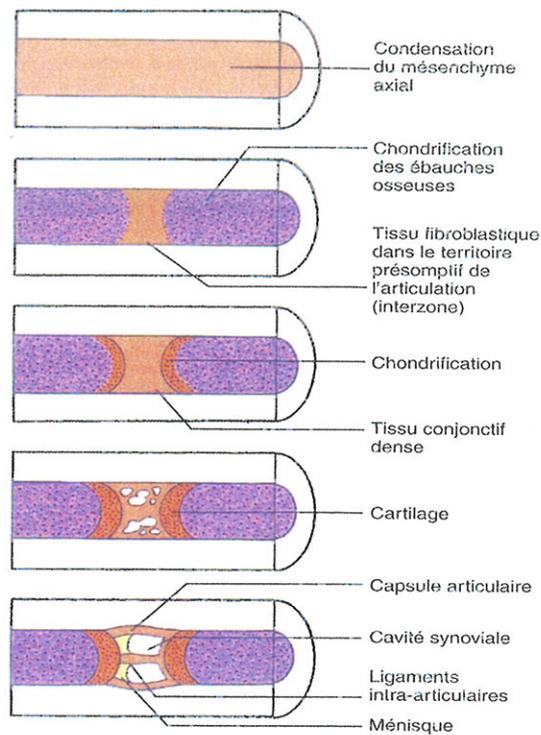


Fig. 2 : Formation des articulations à partir des interzones des condensations du mésenchyme axial à l'origine des os longs des membres.

Au 33^{ème} jour de vie embryonnaire le bourgeon du membre inférieur commence à s'étirer en longueur et vers la fin de la sixième semaine, les membres inférieurs sont enfin reconnaissables. A la fin de la huitième semaine, tous les constituants du membre inférieurs sont individualisables (Figure 3.).

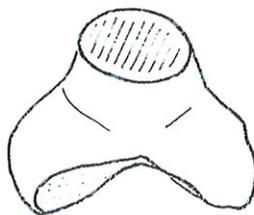


Fig 3 : Vue postéro-supérieure de l'extrémité distale du fémur à 55 jours montrant l'orientation particulière des condyles (vers l'arrière et vers l'axe.).

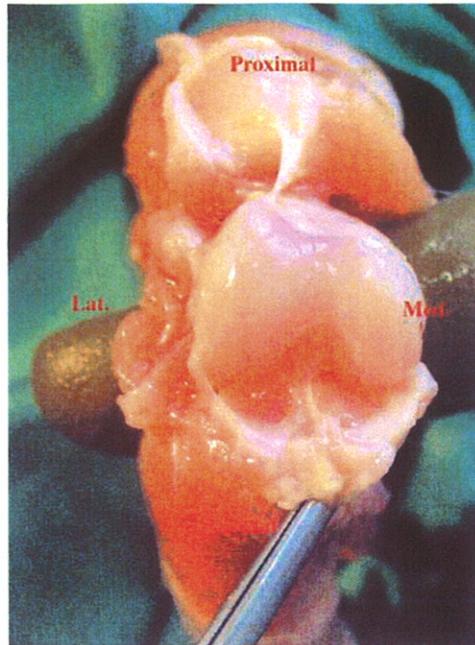


Fig. 4 : Développement du genou à 7 mois.

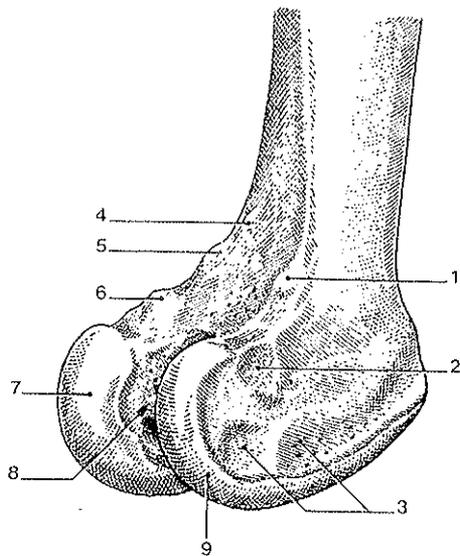
A la naissance, les diaphyses sont complètement ossifiées alors que les épiphyses sont encore cartilagineuses (Figure 4.). Après la naissance des **centres d'ossification secondaires** se développent dans les épiphyses qui s'ossifient progressivement. Seul le cartilage de croissance persiste jusqu'à la fin de la croissance [1].

2.2 Anatomie de l'épiphyse distale du fémur.

Le fémur distal a une forme tridimensionnelle caractérisée par son asymétrie [2].

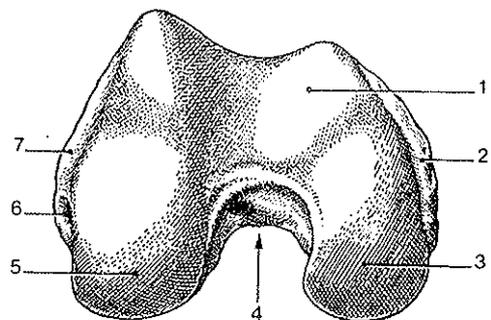
2.2.1 Surfaces articulaires des condyles fémoraux.

Aux nombres de deux, médiale et latérale, elles s'articulent avec le tibia. Elles sont séparées en arrière par la fosse intercondyloire (Figure 5.).



Épiphyse distale du fémur
(vue postéro-latérale)

- 1 - tubérosité supracondylaire latérale
- 2 - fosse de l'extenseur
- 3 - fosse du m. poplité
- 4 - surface poplitée
- 5 - tubercule de l'adducteur
- 6 - tubérosité supracondylaire médiale
- 7 - condyle médial
- 8 - fosse intercondylaire
- 9 - condyle latéral



Épiphyse distale du fémur
(vue inférieure)

- 1 - surface patellaire
- 2 - épicondyle médial
- 3 - condyle médial
- 4 - fosse intercondylaire
- 5 - condyle latéral
- 6 - fosse du m. poplité
- 7 - épicondyle latéral

Fig. 5 : Vues de l'extrémité distale du fémur (selon Kamina).

Dès le début du siècle les frères Weber avaient décrit la forme circulaire des condyles postérieurs sur des dissections cadavériques. Plusieurs travaux récents, notamment ceux de Kurosawa [14] ont remis en valeur les travaux de Weber. Les techniques informatiques modernes ont permis des études morphologiques qui ont confirmé le profil circulaire des condyles dans l'arc de flexion de 10° à 120°. Ces travaux ont montré que les condyles s'inscrivaient dans deux cylindres ayant le même axe de rotation mais avec deux rayons différents de courbure. Le rayon médial est plus grand que le rayon latéral.

La forme circulaire des condyles s'applique à l'arc de flexion avec le tibia compris entre 10° et 120°. Le condyle en contact avec les 10 derniers degrés d'extension a une courbure différente du condyle postérieur et différente de la courbure de la trochlée.

2.2.2 Différents axes fémoraux.

-Axe frontal :

*L'axe mécanique du membre inférieur est défini dans un genou dit normo-axé par l'alignement du centre de la tête fémorale, du genou (milieu de l'espace inter épineux) et de la tibio-talienne (Figure 6.).

*L'axe anatomique du fémur est l'axe de la cavité médullaire. Il est oblique en bas et en dedans et fait un angle de 6° avec l'axe mécanique.

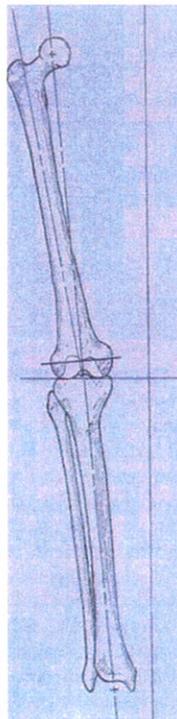


Fig. 6 : Les centres de la hanche (H), du genou (K) et de la cheville (A) forme l'axe mécanique du membre inférieur.

-Axe sagittal :

Dans ce plan, l'axe anatomique du fémur est virtuel puisque la diaphyse présente une courbure à convexité antérieure (Figure 7.).

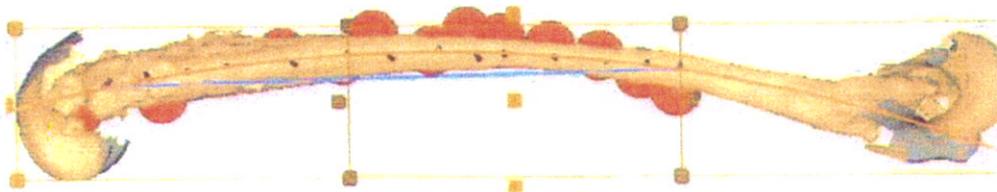


Fig. 7 : vue de profil du fémur.

Le rayon de courbure pour les 2/3 distaux du fémur est en moyenne de 95,5 cm.

-Axe horizontal :

La partie métaphyso-épiphysaire distale du fémur est globalement en **rotation externe** par rapport à la diaphyse. L'angle formé par la **tangente aux condyles postérieurs** médial et latéral et **l'axe bi-épicondylien** permet de quantifier cette torsion.

L'axe bi-épicondylien forme ainsi avec la ligne bi-condylienne postérieure, **l'angle condylien postérieur** [3] (Figure 8).

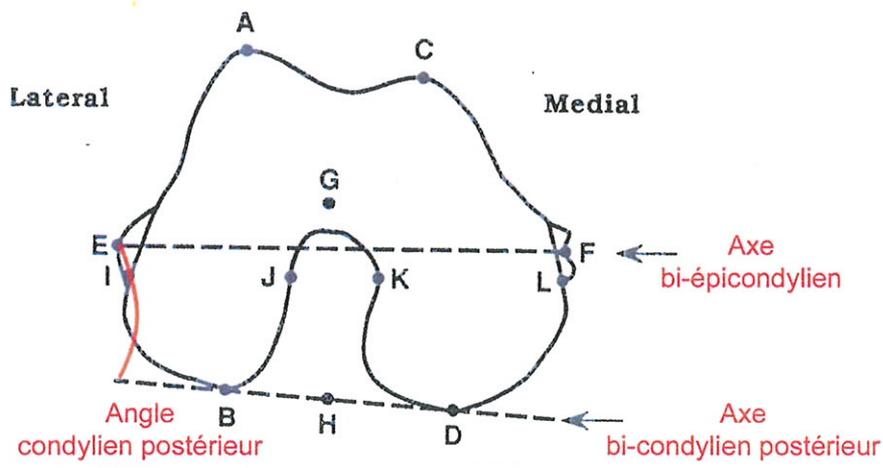


Fig. 8 : Schématisation de l'angle condylien postérieur formé par le croisement de la ligne bi-condylienne postérieure avec la ligne bi-épicondylienne.

Cependant il faut distinguer deux axes bi-épicondyliens (Figures 9 et 10 A et B.) :

- L'axe bi-épicondylien **« anatomique »** ou **« clinique »**, décrit par Yoshioka et al.[4], passe par le relief de l'épicondyle latéral et celui de l'épicondyle médial. Cette zone de l'épicondyle médial correspond à l'insertion des fibres superficielles du ligament collatéral médial.

- L'axe bi-épicondylien **« chirurgical »**, passe par le sommet de l'épicondyle latéral au sulcus de l'épicondyle médial, zone d'insertion des fibres profondes du ligament collatéral médial. Il a été décrit par Berger et al.[5] qui le qualifie de plus fiable et plus reproductible.

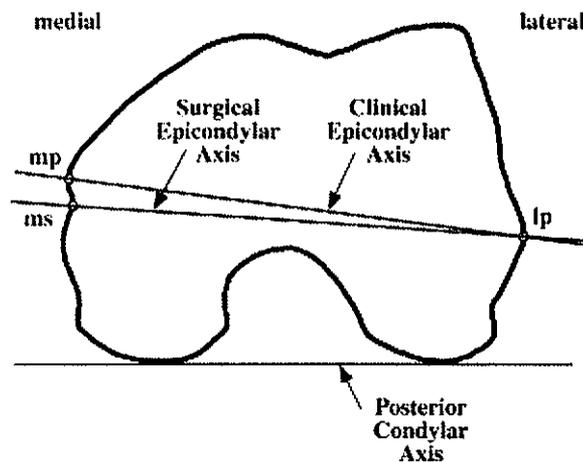


Fig. 9 : Marqueurs anatomiques et axes de références du fémur distal. mp indique la proéminence de l'épicondyle médial ; ms le sulcus de l'épicondyle médial et lp la proéminence de l'épicondyle latéral.

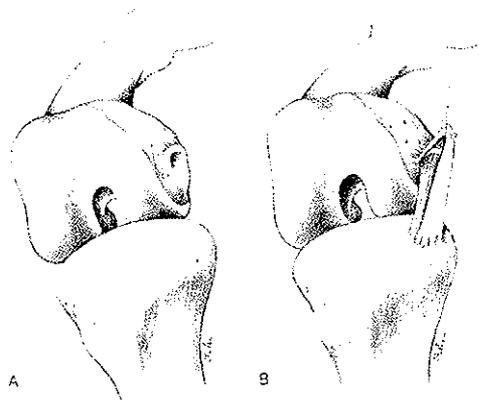


Fig. 10 A et B: Zones d'insertion fémorale du ligament collatéral médial : sulcus pour le faisceau profond et proéminence pour le faisceau superficiel.

Les travaux radio-anatomiques de Menguy et al. [6] présentés à la Société Anatomique de Paris confirment par étude tomодensitométrique de la torsion fémorale sur 40 genoux varus que les variations anatomiques individuelles rendent nécessaires l'utilisation de repères anatomiques fiables. Seuls, ceux-ci permettent de s'adapter à chaque patient lors de la mise en place d'une prothèse de genou.

En étudiant 41 genoux indemnes d'arthrose de sujets caucasiens à l'aide d'un système ostéométrique, Brilhaut et al. [7] ont montré que le valgus fémoral du genu valgum constitutionnel ne peut pas être attribué à une hypoplasie du condyle fémoral latéral. Griffin [3] a retrouvé un angle condylien postérieur significativement plus grand dans les valgus.

Paratte et al.[8] ont analysé 132 fémurs. Le but était de chercher des différences morphologiques et biométriques de l'extrémité distale du fémur en fonction du sexe grâce à des analyses bi et tridimensionnelles in vivo. Les résultats (Figure 11.) confirment la différence générale de taille de l'extrémité distale du fémur entre les deux sexes. Celle-ci est plus trapézoïdale chez la femme mais proportionnellement plus fine chez l'homme (rapport des mesures antéro-postérieures sur les mesures médio-latérales montrent des valeurs plus grandes chez la femme.). Ils ne retrouvent pas de différences significatives concernant l'angle trochléen et **les angles bi-épicondyliens sont statistiquement comparables entre les deux sexes.**

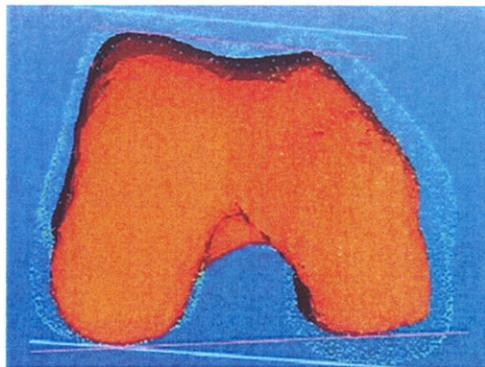


Fig. 11 : L'analyse de la forme globale de l'extrémité distale du fémur sur les reconstructions tridimensionnelles a mis en évidence une forme plus trapézoïdale chez les femmes (reconstruction rouge) que chez l'homme (reconstruction verte).

Matsuda et al [9] ont montré dans une étude à partir d'IRM qu'il n'y avait pas de modification significative de la surface postérieure du condyle fémoral médial entre un genu varum et un genou non arthrosique permettant ainsi l'utilisation de l'angle condylien postérieur en cas de varus.

3 BIOMECHANIQUE DU GENOU.

L'articulation du genou se compose de deux articulations :

- Une articulation trochléenne (ginglyme) qui réunit le fémur et la patella : l'articulation fémoro-patellaire.
- Une articulation bi condylienne qui réunit le fémur et le tibia : l'articulation fémoro-tibiale.

Les mouvements principaux de l'articulation fémorotibiale sont la flexion et l'extension. La rotation axiale est également possible. Par ailleurs, les mouvements de flexion et d'extension sont accompagnés de mouvements associés dans les plans transversal et frontal. Nous avons donc à faire à une articulation dont la cinématique doit être décrite dans les 3 plans de l'espace.

3.1 Déplacements des surfaces articulaires au cours de la flexion.

*Le déplacement des condyles :

La longueur de la surface de chaque condyle fémoral est près de deux fois celle du condyle tibial correspondant. Historiquement, on considérait qu'il ne pouvait donc pas exister de mouvement unique de rotation. Le genou était le siège de mouvements associés de roulement et de glissement et, en fin de mouvement glissement uniquement. Ce mécanisme (Figures 12 et 13) constitue un aspect arthrocinématique essentiel du mouvement de flexion extension comme le décrit Klein [10].

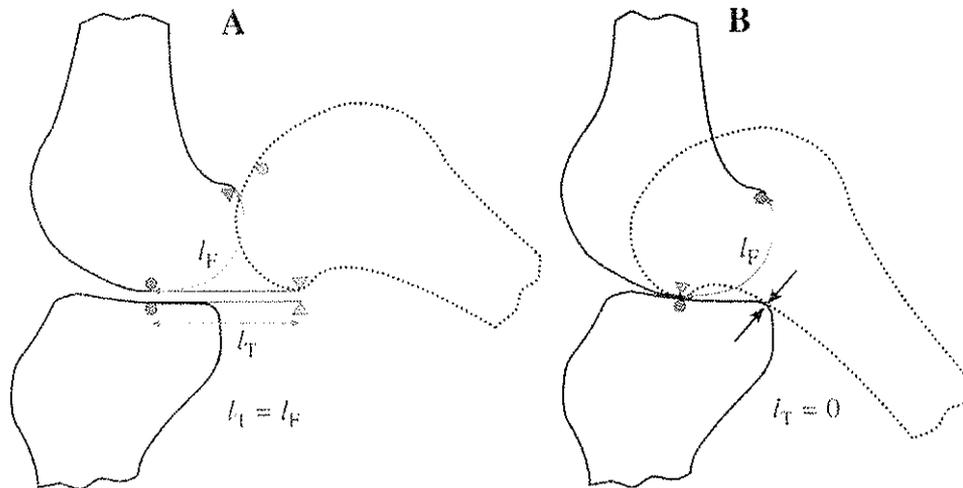


Fig.12: Représentation des deux comportements arthrocinématiques extrêmes pour l'articulation fémorotibiale : le roulement pur (A) et le glissement pur (B). Le premier cas provoque une luxation ; dans le deuxième, le mouvement de flexion est considérablement limité. Les symboles marquent les points de contact dans les positions initiale et finale.

Dans un roulement pur, la distance de roulement est la même sur les deux surfaces articulaires ($IT = IF$). Dans le glissement pur, le point de contact sur la surface articulaire tibiale ne se déplace pas ($IT = 0$).

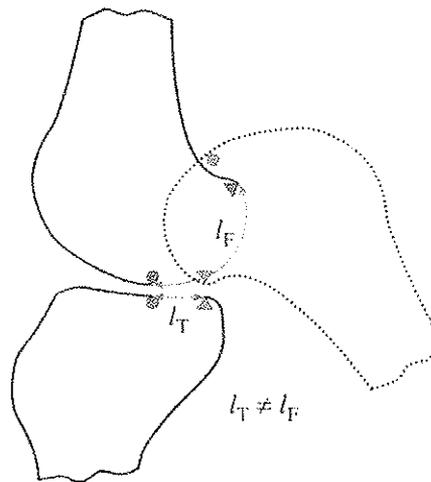


Fig.13: Dans le mouvement de flexion de l'articulation fémorotibiale, les distances de roulement sur le fémur (IF) et le tibia (IT) ne sont pas identiques. Il y a donc nécessairement un mouvement combiné de roulement et de glissement.

Ce concept du roll-back tibio-fémoral a été la référence en matière de cinématique du genou ces trente dernières années [11] : il s'appuyait sur la tension des ligaments croisés avec la théorie des quatre barres (four bar linkage) comme principe du mouvement pendant la flexion du genou. Ce mouvement était interprété comme un déplacement avec translation du fémur par rapport au tibia.

Cette notion de glissement est toutefois à relativiser. Le roll-back fémoral durant la flexion entraîne effectivement une translation postérieure du point de contact fémoro-tibial. Churchill [12] a montré que ce mouvement peut-être mis sur le compte de la rotation interne du tibia sous le fémur lors de la flexion. L'axe de rotation longitudinal tibial se situe sur la face médiale de l'articulation ce qui entraîne une translation postérieure relativement importante du condyle fémorale latéral.

Les études en résonance magnétique nucléaire dynamique ont permis l'étude in vivo du genou en trois dimensions et en charge au cours de la flexion. Elles ont remis en cause ces théories et ont montré le déplacement de chaque condyle en fonction de l'amplitude de flexion [13].

Nous avons vu la forme circulaire des condyles dans l'arc de flexion de 10° à 120° .

Au niveau du compartiment médial, la forme sagittale du condyle médial décrit deux arcs de cercle, le plus antérieur est court avec un rayon plus grand que le postérieur.

Le plateau tibial médial est relativement plat. 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 9 mm.

Le condyle latéral présente lui aussi deux arcs de cercle, mais l'arc antérieur est très court ou même absent, de sorte que la surface articulaire est décrite comme l'arc d'un cercle unique. Le tibia présente une surface convexe avec un ménisque mobile.

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

Ainsi le compartiment latéral effectue un déplacement de plus grande amplitude que le compartiment médial. Il n'y a pas de réelle translation du fémur par rapport au tibia, et la différence de déplacement entre les deux condyles entraîne une rotation asymétrique des 2 compartiments du genou. Cette rotation tibiale interne ou fémoral externe autour d'un axe médial est d'environ 20° (16° lors de la flexion et 4° lors de la marche). Il s'y associe un soulèvement du condyle fémorale externe (lift-off) qui varie de 2,6 à 8 mm au cours de la marche.

L'amplitude de mouvement du genou a pu être décomposé en trois phases (Figure 14) :

L'arc d'extension terminal (Screw-Home-Arc) correspond aux 20 derniers degrés d'extension. Le condyle fémoral médial s'articule avec la partie ascendante antérieure du plateau tibial. Cela contribue à une élévation du condyle interne de 1 à 2 mm en fin d'extension. Le condyle fémoral latéral effectue une rotation interne, en se déplaçant en avant lors de l'extension, il roule sur la surface antérieure du plateau tibial et comprime l'attache antérieure du ménisque externe. Cela explique certainement le récessus antérieur du plateau et l'empreinte du condyle. Cet arc est peu utilisé pendant la marche.

L'arc fonctionnel actif (Functional Active Arc) correspond à l'amplitude de 20° à 120° de flexion. Il est actif, il dépend du contrôle neuromusculaire. Le mécanisme de rotation en flexion n'est pas clairement défini, il ne dépend pas uniquement des croisés comme on le pensait avant. Le contrôle volontaire et la forme des surfaces articulaires interviennent dans ce phénomène.

L'arc passif de flexion complète (Passive Deep-Flexion Arc). C'est l'amplitude de 120° à la flexion complète. Les deux condyles sont subluxés sur les segments postérieurs des ménisques et perdent contact avec le tibia. C'est un mouvement passif résultant de forces extérieures, le poids du corps le plus souvent. Il est stabilisé par l'appareil extenseur et les structures postérieures.

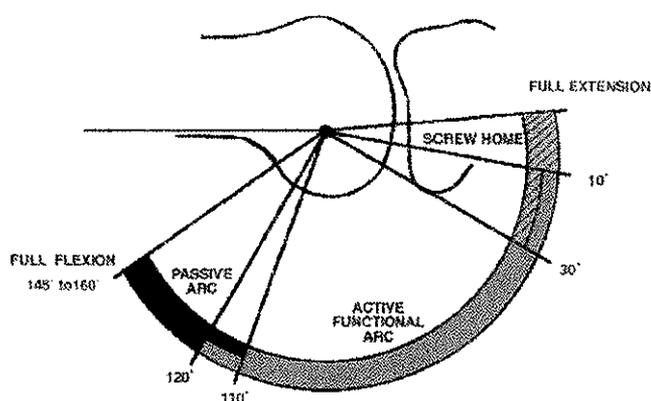


Fig. 14: Schéma des 3 arcs composant la flexion.

*Le déplacement de la patella :

Au cours de la flexion, la patella tend à se déplacer latéralement en raison de l'axe du quadriceps, qui est oblique en haut et latéralement, et de l'axe du ligament patellaire, oblique en bas et latéralement.

Elle est maintenue en place grâce à plusieurs facteurs :

- La proéminence de la facette latérale de la surface patellaire.
- La tension du rétinaculum patellaire médial.
- La rotation médiale automatique du tibia en début de flexion.

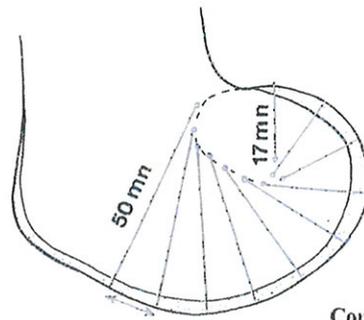
Même si le mouvement différentiel de deux condyles ne correspond pas exactement à la définition mécanique du roll-back, ce terme consacré garde toute sa valeur.

Ce mécanisme de roll-back, avec le recul fémoral et la rotation externe, entraîne un bénéfice mécanique en augmentant le bras de levier de l'appareil extenseur, en réduisant l'angle Q et en facilitant la flexion complète.

3.2 Etude de l'axe de flexion extension.

En 1911 R. Fick [15] proposa la théorie de la forme hélicoïdale des condyles avec un rayon de courbure variable à l'origine d'un centre instantané de rotation. La conception de Fick s'appuyait sur le fait que l'axe de flexion-extension du genou était orthogonal au plan sagittal de l'articulation.

La compréhension conventionnelle de la cinématique du genou suggérait qu'il n'existait pas un axe de flexion-extension fixe. Dans cette analyse, chaque condyle fémoral présente une série de centres instantanés de mouvement, décrivant deux spirales, médiale et latérale. A chaque centre instantané médial et latéral correspond un axe de rotation horizontal (Figure 15.). Il s'agissait d'observation faite dans le plan sagittal qui montrait que le centre instantané de rotation se déplaçait dans les condyles postérieurs au cours de la flexion.



Courbure des condyles fémoraux

Fig. 15 : Construction de la développée (courbe joignant les centres instantanés représentée en pointillées) à partir des contours du condyle fémoral ; les centres de courbures des six cercles qui épousent les courbures correspondantes sont reliés entre eux.

Eckhoff [16] a prouvé que les condyles ont un rayon de courbure unique au niveau de la surface articulaire avec le tibia. Pour lui, la théorie des centres instantanés est due à une distorsion créée par la méthode bidimensionnelle utilisée pour étudier le genou (Figure 16.).

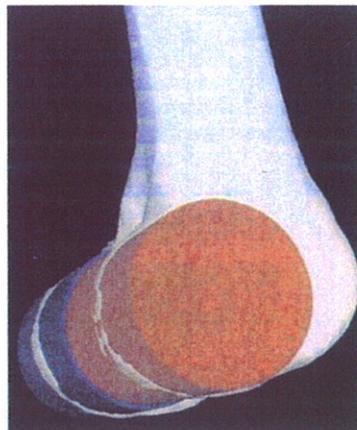


Fig. 16: Un cylindre a été placé au niveau des surfaces osseuses à la partie distale des condyles pour illustrer 3 caractéristiques :

- le profil circulaire des condyles
- la petite asymétrie du rayon de courbure entre condyle médial et latéral (le médial est plus grand).
- L'axe unique définit par le centre des cylindres.

Les études anatomiques récentes (Elias et al. [17]) basées sur imagerie 3D ont montré que le mouvement de flexion-extension se décrit comme un mouvement de rotation autour d'un axe fixe se situant dans les condyles postérieurs fémoraux. Stiehl et Abbott [18] montrent que l'axe bi-épicondylien est parallèle à l'axe de flexion extension entre 0 et 90°.

De plus Hollister et al. [19] et Churchill et al.[20] [12] ont montré que la cinématique du genou peut-être décrite comme une rotation autour de deux axes fixes ; l'axe de flexion extension au niveau du fémur et l'axe de rotation longitudinal au niveau du tibia.

L'étude in vivo d'ASANO confirme l'axe fixe de flexion-extension [21] : étudié sur 9 sujets à partir de reconstruction 3D informatique, cet axe fonctionnel de flexion extension passe par les origines des ligaments collatéraux latéral et médial et confirme les travaux d'Hollister et al.[19] et de Churchill [12].

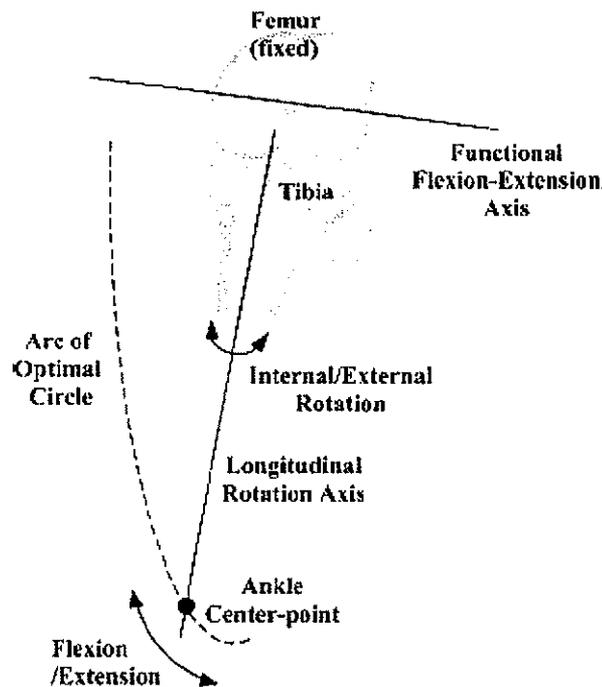


Fig. 17: Détermination de l'axe fonctionnel de flexion extension

En utilisant une technique d'imagerie « biplane » (Figure 17.), il a montré que l'axe fonctionnel de flexion extension passe par le sulcus de l'épicondyle médial et par la proéminence de l'épicondyle latéral : la flexion extension du genou peut être représenté comme une rotation autour d'un axe fixe qui correspond à l'axe bi épicondylien durant une flexion de 0 à 90° (Figures 18 et 19.).

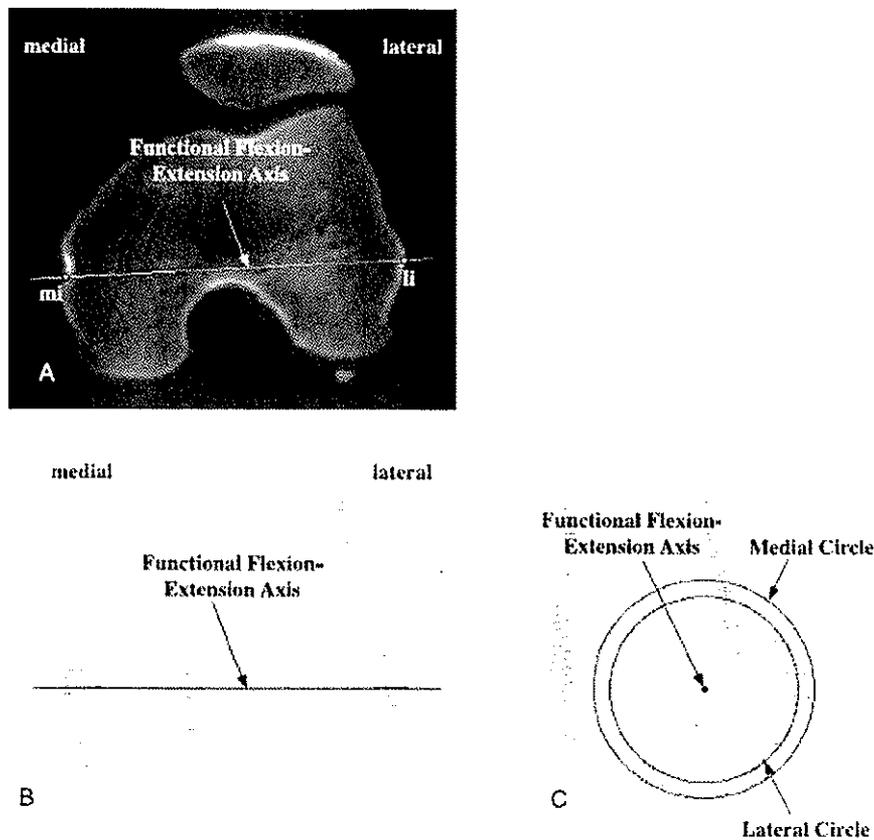


Fig. 18 : Axe fonctionnel de flexion extension du premier sujet de l'étude d'Asano.
 A : Projection de l'axe sur une image scannographique ; mi indique l'intersection de l'axe et de l'épicondyle médial ; li, l'intersection de l'axe et de l'épicondyle latéral.
 B : vue frontale.
 C : quand l'axe de flexion est représenté, chaque condyle fémoral est trouvé conforme au périmètre d'un cercle dont le centre commun est sur l'axe.

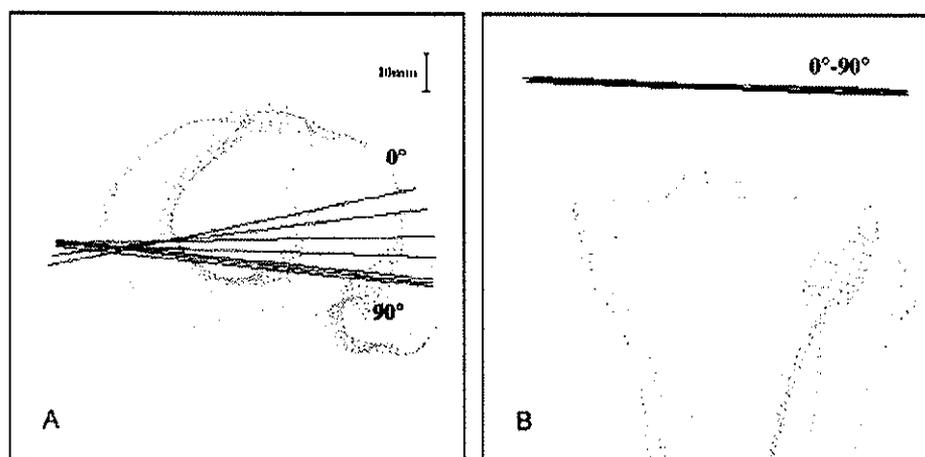


Fig. 19: Mouvement de l'axe de flexion extension du premier sujet de l'étude d'Asano durant une flexion de 0 à 90°.
 A : en vue transverse, l'axe pivote médialement avec une petite translation antéro-postérieure.
 B : en vue frontale, les mouvements de l'axe sont minimes.

Asano conclue que l'axe de flexion extension est l'axe bi épicondylien et qu'il s'agit de l'axe bi épicondylien chirurgical.

Matsuda et al.[22] ont aussi montré que l'utilisation de l'axe bi épicondylien chirurgical comme axe de flexion extension entraînait une meilleure orientation et un meilleur respect de l'axe mécanique du tibia lors de la flexion extension par rapport à l'utilisation de l'axe bi épicondylien clinique.

Ces études sont contredites par les travaux d'Eckhoff [2] [16] qui à partir de recherches radio-anatomiques tridimensionnelles affirme que l'axe bi-épicondylien et l'axe de flexion-extension du genou sont différents (Figures 20 A,B,C et 19.).

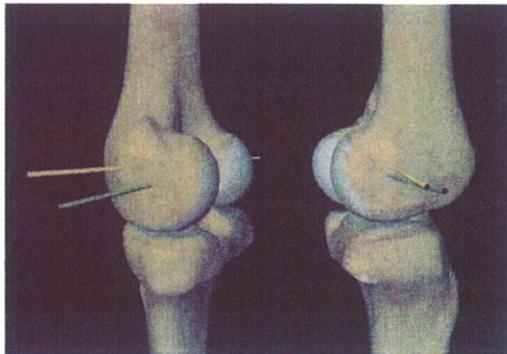


Fig. 20 A: Vues médiale et latérale.

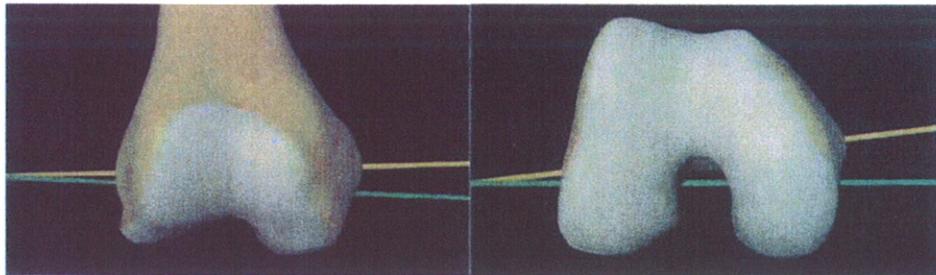


Fig. 20 B : vue coronale.

Fig. 20 C: vue transversale.

Fig. 20 A B C : Modélisation tridimensionnelle du genou avec axe bi-épicondylien (jaune) et axe des cylindres (vert).

Il retrouve en moyenne une différence de $4,6^\circ$ entre les 2 axes écartant dans le même temps l'hypothèse que ces 2 axes sont parallèles.

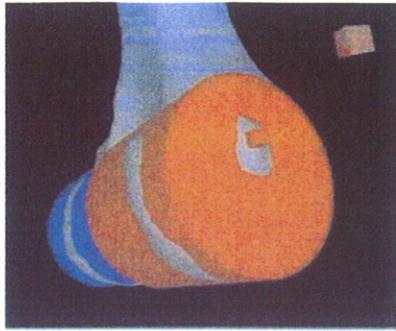


Fig. 21: Identification informatique des épicondyles permettant de tracer l'axe bi-épicondylien anatomique.

Il note qu'en passant d'une modélisation en 3 dimensions à une modélisation à 2 dimensions, la différence diminue mais persiste.

Le travail de Lustig et al.[23] arrive aux mêmes conclusions, ils retrouvent dans une étude anatomique une distance significative entre le centre des contours condyliens et les épicondyles.

L'évolution des études radio-anatomiques du bidimensionnel vers le tridimensionnel a montré que l'axe de flexion extension est centré sur les condyles et qu'il n'est pas perpendiculaire au plan sagittal. Elle a aussi confirmé le concept de circularité des condyles qui s'inscrivent dans deux cylindres ayant le même axe de rotation mais des rayons de courbure différents. Selon les auteurs, cet axe de rotation condylien diffère ou non de l'axe bi-épicondylien.

4 EVALUATION DE LA ROTATION EXTERNE DU COMPOSANT PROTHETIQUE FEMORAL.

4.1 Problématique.

La réalisation des coupes osseuses [24] nécessaires à la mise en place d'une PTG, en déterminant le positionnement des composants prothétiques, constitue avec le traitement des parties molles, le temps essentiel de l'intervention.

Le positionnement du composant fémoral en rotation externe permet un bon équilibre ligamentaire en flexion et un fonctionnement normal de l'articulation fémoro-patellaire. Il est directement lié à la torsion épiphysaire distale fémorale. Ce positionnement est toujours à l'heure actuelle un sujet de réflexion. Celui-ci est étroitement lié à la détermination de l'axe de flexion-extension du genou qui lui-même est un sujet à discussion.

Comme le rappelle BURDIN et al. [24], la référence a été pendant longtemps la ligne bicondylienne postérieure pour la réalisation de cette coupe. Cet axe définissait implicitement la bonne position, la rotation zéro... Puis les travaux sur la balance ligamentaire ont montré que lorsqu'on positionnait l'interligne articulaire prothétique perpendiculairement à l'axe mécanique du membre inférieur, on obtenait en flexion du genou, après avoir réalisé la coupe condylienne postérieure parallèle à la ligne bicondylienne postérieure, un espace trapézoïdal à petit côté interne, qui ne pouvait pas admettre la prothèse. La détente du plan capsulaire interne était illogique car elle entraînait une laxité interne lors du retour du genou en extension. Une solution apparut, de faire une coupe condylienne postérieure plus importante, non plus parallèle à la ligne bicondylienne postérieure, mais parallèle à la coupe tibiale. On positionnait le composant fémoral en rotation externe par rapport à la ligne bicondylienne postérieure. Les travaux d'Insall avaient montré qu'une rotation externe de 3° permettait d'obtenir un espace en flexion rectangulaire.

Le raisonnement actuel plus logique pose comme principe que le centre de courbure des condyles osseux c'est-à-dire **l'axe de flexion extension de la prothèse doit être confondu avec l'axe de flexion extension du genou** [25]. Ce n'est qu'à cette condition que la cinématique du genou prothésé se rapproche de la normale et que le système

capsulo-ligamentaire conserve un comportement physiologique sans laxité ou tension excessive, dans tous les degrés de flexion.

4.2 Les coupes osseuses.

Elles sont réalisées à l'aide d'un ancillaire (guide de coupe) spécifique à chacun des modèles de prothèse.

Une coupe osseuse est déterminée par deux éléments :

- son orientation par rapport à l'os.
- l'épaisseur de la résection.

Elles peuvent être indépendantes, nécessitant secondairement un équilibrage ligamentaire, ou bien dépendantes, liées par la valeur de la rotation fémorale au sein d'une enveloppe ligamentaire équilibrée à l'aide d'un tenseur.

Ces coupes (Figure 22.) interviennent chacune de façon variable dans la cinématique du genou et dans l'équilibre ligamentaire. Les coupes principales sont **la coupe fémorale distale, la coupe tibiale et les coupes fémorales antérieure et postérieure.**

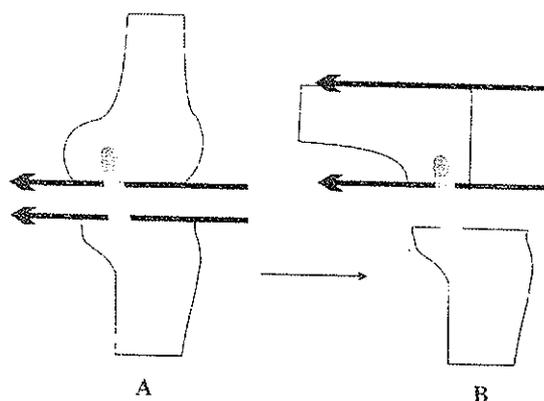


Fig. 22 : Les quatre coupes principales. A : Coupes fémorale distale et tibiale ;
B : Coupes fémorales frontales et postérieure.

Ces coupes osseuses définissent un espace « p » entre tibia et fémur défini par une forme et un volume entre des ligaments normalement tendus [26]. Le volume correspond idéalement à l'encombrement de chacun des composants prothétiques.

La forme doit être celle d'un parallélépipède rectangle. Si tel n'est pas le cas, il y aura soit serrage du côté étroit soit, soit laxité du côté large. Cet espace « p » doit être exactement le même en extension et en flexion (Figure 23.).

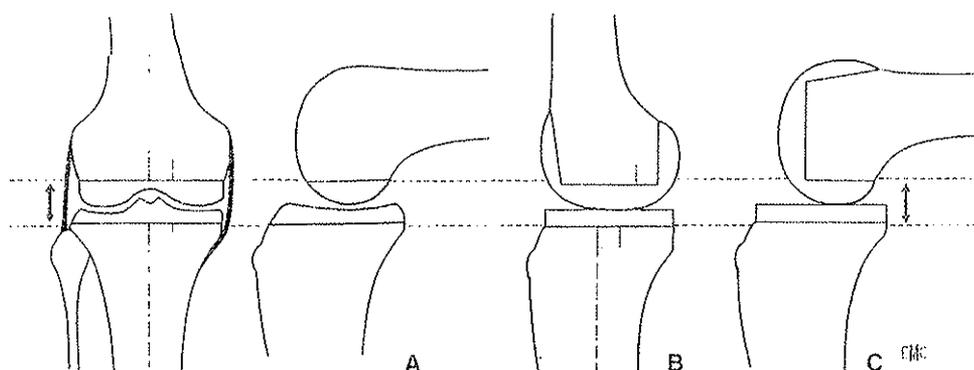


Fig. 23 : Prothèse idéale : l'espace P est le même en extension et en flexion, la prothèse maintient les formations périphériques tendues de façon symétrique et isométrique.

Trois coupes distinctes :

- A. Coupe tibiale qui intervient en flexion et en extension.
- B. Coupe fémorale distale qui n'intervient qu'en extension.
- C. Coupe fémorale distale qui n'intervient qu'en flexion.

Le comblement de cet espace par la prothèse doit tendre harmonieusement tous les ligaments, tant en flexion qu'en extension.

Notre travail concerne **la mesure de l'angulation horizontale** qui détermine les coupes fémorales frontales (antérieure et postérieure). Celles-ci ne doivent être réalisées que lorsque l'espace fémoro-tibial en extension est satisfaisant. L'espace fémoro-tibial en flexion est compris entre la coupe tibiale première et la coupe fémorale postérieure, au sein de l'enveloppe capsulo-ligamentaire. Cet espace doit avoir le même volume et la même forme rectangulaire que l'espace en extension, de manière à permettre à l'encombrement prothétique de trouver sa place sans serrage ni laxité. C'est l'orientation de la **coupe condylienne postérieure** qui détermine l'importance de la **rotation du composant fémoral** et participe à la symétrisation de l'espace en flexion.

Les coupes osseuses créent ainsi au sein de l'enveloppe ligamentaire 3 espaces:

- un espace fémoro-tibial en extension,
- un espace fémoro-tibial en flexion,
- un espace antérieur fémoro-patellaire.

L'espace fémoro-tibial en extension :

Celui-ci est compris entre les coupes, tibiale proximale et fémorale distale, orthogonales à l'axe mécanique et les ligaments collatéraux. Il est important d'apprécier en pré opératoire le statut de l'enveloppe capsulo-ligamentaire par l'examen clinique et le bilan radiologique dynamique (clichés de réductibilité en valgus et varus).

L'espace fémoro-tibial en flexion :

Celui-ci est compris entre la coupe tibiale première et la coupe fémorale postérieure, au sein de l'enveloppe capsulo-ligamentaire. Cet espace doit avoir le même volume et la même forme rectangulaire [27] que l'espace en extension, de manière à permettre à l'encombrement prothétique de trouver sa place sans serrage ni laxité.

L'espace antérieur fémoro-patellaire :

La coupe rotulienne et la coupe fémorale antérieure déterminent son volume en extension.

La coupe rotulienne et la coupe fémorale distale conditionnent son volume en flexion.

Les ligaments annexés à cet espace sont les ailerons rotuliens.

Une rétraction de l'aileron externe, une coupe rotulienne oblique, un défaut de rotation fémorale affectent la forme de l'espace antérieur.

Intrication des espaces

Les 3 espaces, fémoro-tibial en extension, fémoro-tibial en flexion et fémoro-patellaire sont étroitement intriqués. Une rotation fémorale inappropriée aurait ainsi une double conséquence : asymétrie de l'espace fémoro-tibial en flexion ne correspondant plus à la forme de l'espace fémoro-tibial en extension d'une part, asymétrie de l'espace antérieur en extension d'autre part. L'encombrement prothétique étant choisi en fonction de la hauteur du côté le plus serré de l'espace fémoro-tibial en flexion (l'interne le plus souvent...) une décoaptation du compartiment externe se produirait alors en charge et en flexion (lift off) [26, 28, 29]. Sous l'importance des contraintes gravitaires, l'épiphyse fémorale inférieure tournerait alors en rotation interne jusqu'à obtenir une mise en tension du ligament latéral collatéral. La berge externe de la trochlée prothétique rentrerait alors en conflit avec la facette rotulienne externe, source d'une instabilité rotulienne qualifiée de dynamique par Claude Vielpeau [26].

Une malposition en rotation externe du composant fémoral entraîne un risque d'apparition d'un lift off (Figure 24.) et de complication rotulienne.

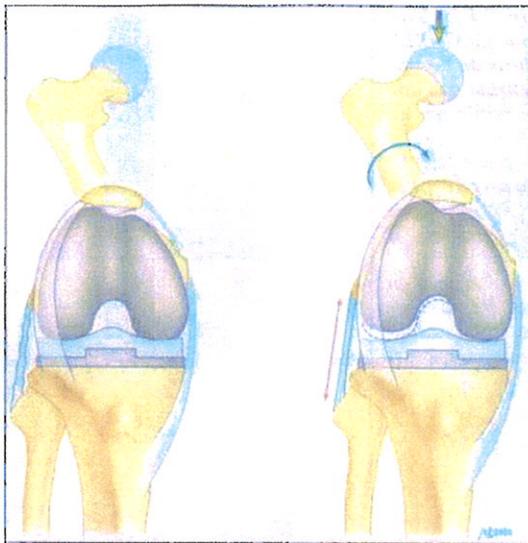


Fig. 24 : le lift off : décoaptation externe en flexion avec rotation interne de l'extrémité inférieure du fémur, augmentation des contraintes fémoro-patellaires et fémoro-tibiales internes.

4.3 Techniques de positionnement du composant fémoral.

C'est l'orientation de la coupe condylienne postérieure qui détermine l'importance de la rotation du composant fémoral et participe à la symétrisation de l'espace en flexion et à l'alignement patellaire.

En préopératoire l'alignement rotatoire fémoral peut-être déterminé par méthode tridimensionnelle, TDM [30] ou IRM.

En peropératoire, l'opérateur a plusieurs possibilités [31-34]. Comme nous l'avons vu, il peut choisir :

- un système de coupes indépendantes et régler la rotation de l'implant fémoral sur les repères anatomiques selon une méthode de son choix. L'équilibrage ligamentaire sera fait secondairement. L'utilisation d'un spacer sera nécessaire.
- un système de coupes interdépendantes utilisant alors un tenseur ligamentaire.

4.3.1 Ligne bicondylienne postérieure :

La plupart des instrumentations (Figure 25.) utilisant cette méthode proposent une rotation externe de 3° par rapport à la ligne bicondylienne postérieure. Cette valeur

moyenne dont il résulte une certaine approximation, jugée acceptable par ceux qui l'utilisent encore. Ceci est vrai sur le plan statistique mais peut entraîner des erreurs de positionnement importantes sur le plan individuel (Figure 26.). De nombreuses complications ont été rapportées dans la littérature secondairement à ces positionnements stéréotypés.

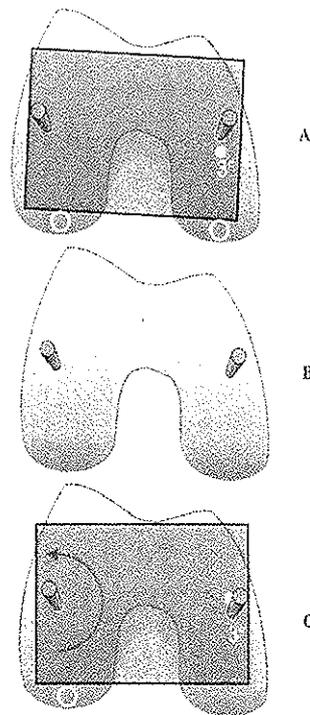


Fig.25 : A : Au travers des orifices « rotation neutre » du guide de coupes, placé parallèlement à la ligne bicondylienne postérieure, deux broches sont plantées dans les condyles.
 B : Le guide de coupe est retiré.
 C : Puis replacé sur les deux broches en utilisant son orifice « rotation » (3° sur le schéma). Les coupes fémorales postérieure et antérieure seront orientées de 3° par rapport à la ligne bicondylienne postérieure.

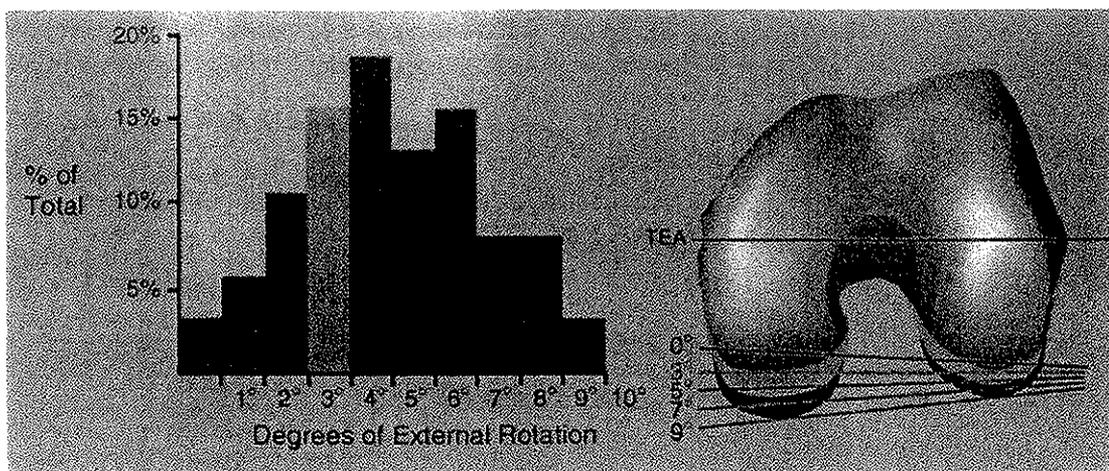


Fig. 26: Variations anatomiques de la torsion épiphysaire fémorale distale d'après Mantas [35].

4.3.2 Ligne bi-épicondylienne :

On a longtemps admis que l'axe bi-épicondylien représentait une première approximation de l'axe de flexion/extension du genou [20], même s'il différait selon Eckoff et al. de l'axe des deux « cylindres » condyliens [36, 37].

Matsuda [38] trouve dans une étude IRM une torsion épiphysaire distale plus importante dans les valgus : supérieure à 5°.

Le problème principal de ce référentiel est son manque de fiabilité : Jenny et al.[39] et Stoeckl et al.[40] décrivent des erreurs potentielles supérieures à 10° lors de son repérage per-opératoire.

4.3.3 Ligne de Whiteside :

Comme l'on montré Whiteside et Arima [25, 41], la ligne joignant le fond de la gorge trochléenne au fond de l'échancrure inter condylienne est perpendiculaire à l'axe bi épicondylien (Figure 27.). Ils ont étudié ce repère de la torsion fémorale distale dans une étude clinique sur 46 genu valgum arthrosiques. Cet autre repère anatomique induit aussi une approximation lors de son repérage per-opératoire. Akagi [42] retrouve dans un quart des cas de sa série ce repère non utilisable par non localisation du sulcus épicondylien.

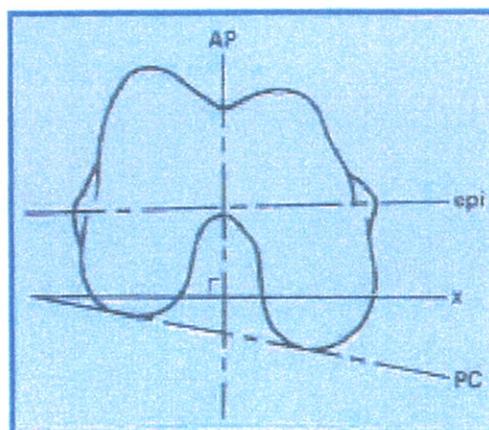


Fig.27 : Schéma des lignes antéro-postérieur (AP) ; bi-épicondylienne (épi) ; bi-condylienne postérieure (PC).

4.3.4 L'axe mécanique du tibia:

A partir de travaux anatomiques validés par une étude clinique, Stiehl et Cherveny [43] proposent de déterminer l'angle de coupe condylien postérieur à partir de l'axe mécanique du tibia : en effet celui-ci s'avère (à $\pm 0,4^\circ$) orthogonal à l'axe bi-épicondylien tant en flexion qu'en extension. Cette technique nécessite toutefois un ancillaire spécifique (Figure 28.) permettant de solidariser une tige médullaire fémorale à un viseur tibial extra-médullaire et au bloc de coupe fémorale.

La coupe condylienne postérieure est alors effectuée, parallèlement à la coupe tibiale première.

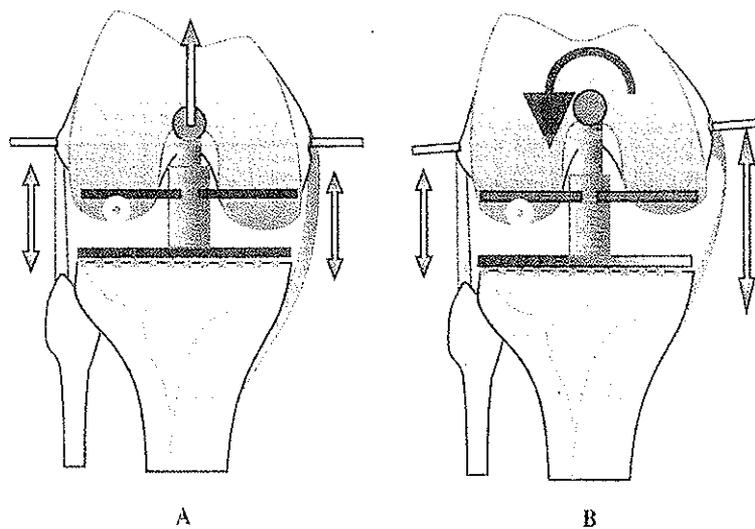


Fig. 28: L'épiphyse fémorale est guidée en rotation par la tension des ligaments latéraux. La coupe fémorale est réalisée parallèlement à la coupe tibiale. A : Les ligaments collatéraux sont indemnes. La coupe fémorale sera correctement orientée par rapport à la ligne bi-épicondylienne. B : Le ligament collatéral interne est détendu. Il en résulte une erreur d'orientation en rotation interne de la coupe fémorale.

Actuellement cette méthode est employée mais n'utilise plus de tige médullaire fémorale solidarisée à un viseur tibial extra-médullaire et au bloc de coupe fémorale. L'utilisation d'un tenseur en flexion asymétrique trouve alors ici tout son intérêt [44, 45].

4.3.5 Utilisation du tenseur ligamentaire :

Il est décrit par O.GUINGAND [46] :

Celui ci est un tenseur-balanceur, constitué de deux palettes : l'une inférieure fixe, l'autre supérieure mobile et articulée autour d'un compas central. Une mollette crantée permet l'écartement millimétrique de ces palettes en appui sur les coupes osseuses fémorales (distale / postérieure) et tibiale supérieure, entre des ligaments collatéraux alors progressivement mis en tension (figure 29).

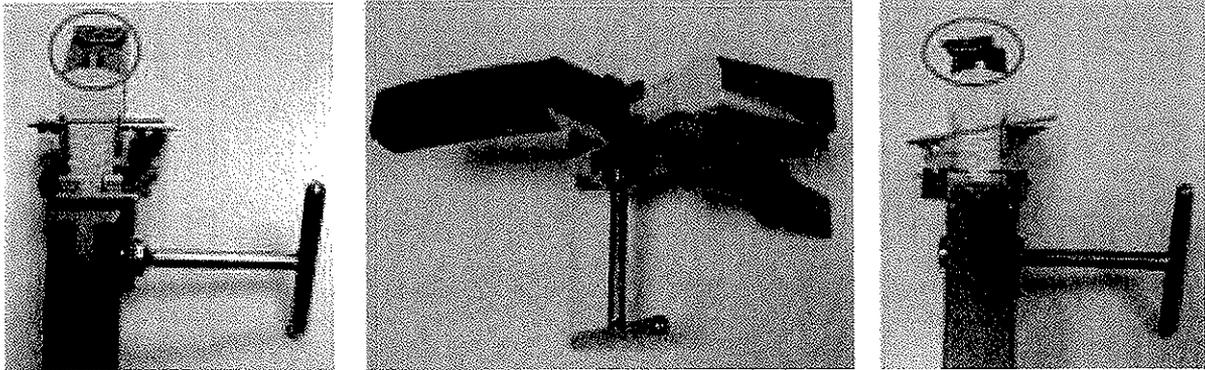


Fig. 29 : Tenseur X. CELERATE

La hauteur de l'espace ainsi créé est le reflet de la sommation des résections osseuses, tibiale et fémorale additionnées de la laxité ligamentaire collatérale. Sa lecture, sur la réglette graduée, permet la détermination de l'encombrement prothétique (addition de l'épaisseur des condyles prothétiques et du polyéthylène de l'insert tibial). La valeur angulaire lue sur le compas central est le reflet de l'asymétrie de l'espace créé.

- en extension : le tenseur est introduit entre coupes osseuses, fémorale distale et tibiale supérieure (figure 30).

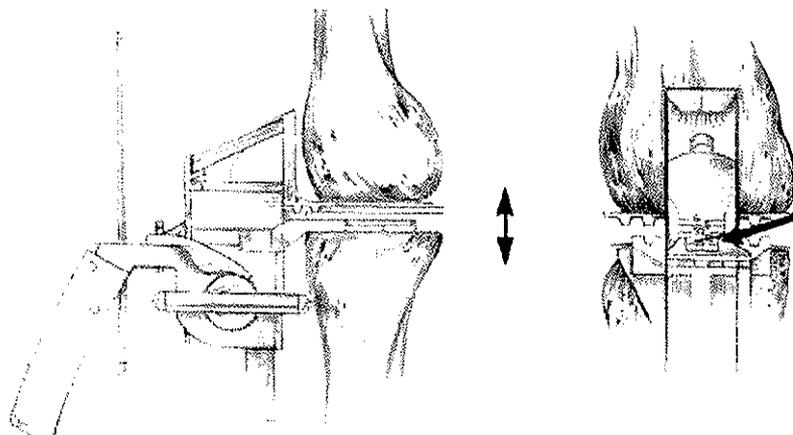


Fig. 30: Détermination première de l'espace F-T en extension
 -Hauteur (mm)
 - Symétrie (°)

- **en flexion** : le tenseur est introduit entre condyles fémoraux postérieurs et coupe tibiale proximale (figure 31).

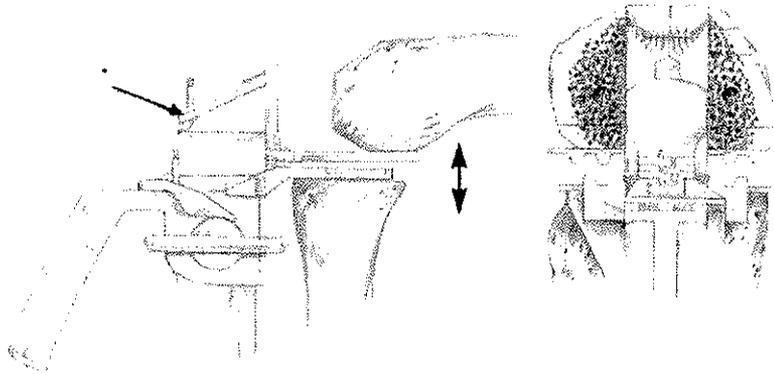


Fig. 31: Report en flexion de l'espace F-T précédemment déterminé

-Hauteur (mm)

- Symétrie (°)

La mollette du tenseur est serrée progressivement jusqu'à obtenir une mise en tension des ligaments collatéraux. La hauteur de l'espace créé est lue sur la règle centrale, permettant la configuration de l'encombrement prothétique alors retenu. Le tenseur apprécie la qualité de la balance ligamentaire collatérale. Si celle-ci est obtenue, l'espace est rectangulaire et la valeur angulaire lue sur le compas central nulle ou proche de 0°. Une valeur angulaire différente témoigne d'une asymétrie de l'espace : serré d'un côté, laxé de l'autre. Un release complémentaire doit alors être effectué du côté le plus serré jusqu'à l'obtention d'une valeur nulle ou proche de 0° confirmant le parallélisme de l'espace entre les coupes osseuses et les ligaments collatéraux.

Le tenseur X-CELERATE permet ainsi de lier les coupes au sein d'une enveloppe ligamentaire mise en tension et équilibrée, en déterminant l'importance de la rotation fémorale apte à symétriser les espaces. La coupe condylienne postérieure est effectuée parallèlement à la coupe tibiale première selon les étapes suivantes :

- **Etape 1 : constitution d'un espace fémoro-tibial en extension** compris entre la coupe fémorale distale et la coupe tibiale proximale. Le tenseur X-CELERATE permet la mesure de sa hauteur et la vérification de sa symétrie (figure 32).

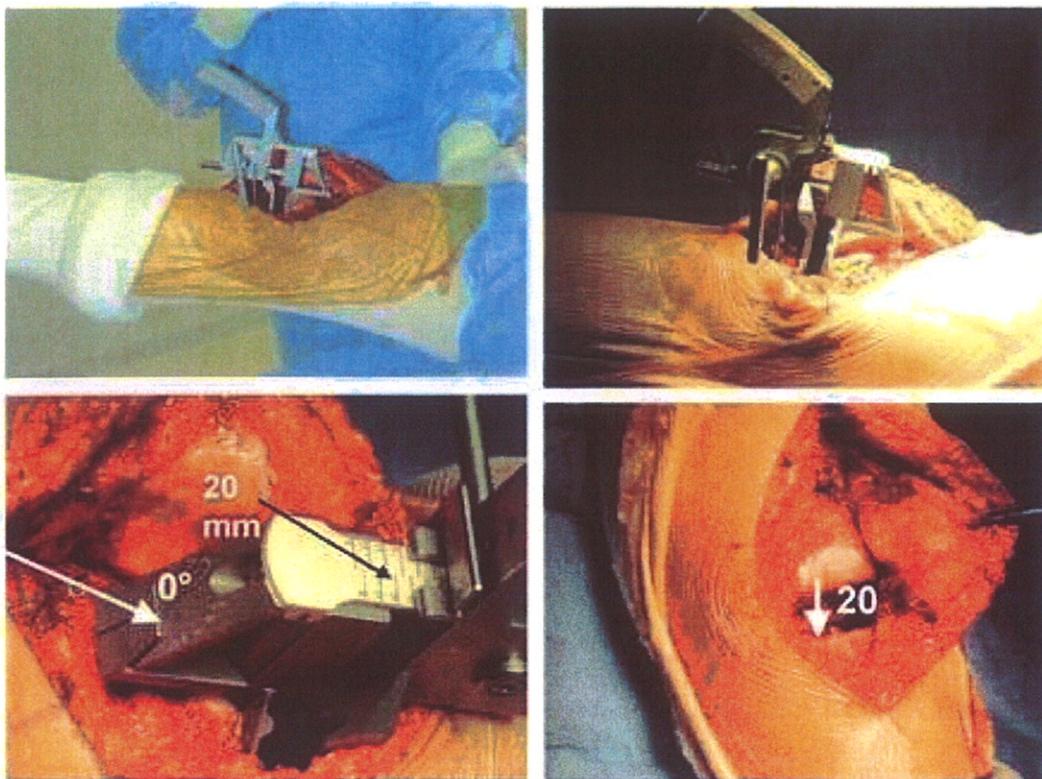


Fig. 32: Détermination de l'espace premier F-T en Extension

- Etape 2 : constitution d'un espace second fémoro-tibial en flexion

Le tenseur permet le report sur la coupe tibiale première de l'espace fémoro-tibial précédemment mesuré en extension. Prenons l'exemple d'un espace fémoro-tibial premier en extension quadrangulaire (compas central sur la position 0° après un release complémentaire si besoin effectué à cette étape uniquement), d'une hauteur de 20 mm. Cet espace sera reporté en flexion, le genou à 90° . La coupe condylienne postérieure n'étant pas encore effectuée, la mesure de cet espace ne peut être que de 20 mm – 8 mm (épaisseur des condyles prothétiques). A cette valeur millimétrique, correspond une valeur angulaire lue sur le compas central. Celle-ci témoigne de l'asymétrie de l'espace fémoro-tibial en flexion avant la coupe condylienne postérieure et conditionne l'importance de la rotation à donner au bloc de coupe fémorale, pour permettre la restauration d'un espace second symétrique en flexion (figure 33).

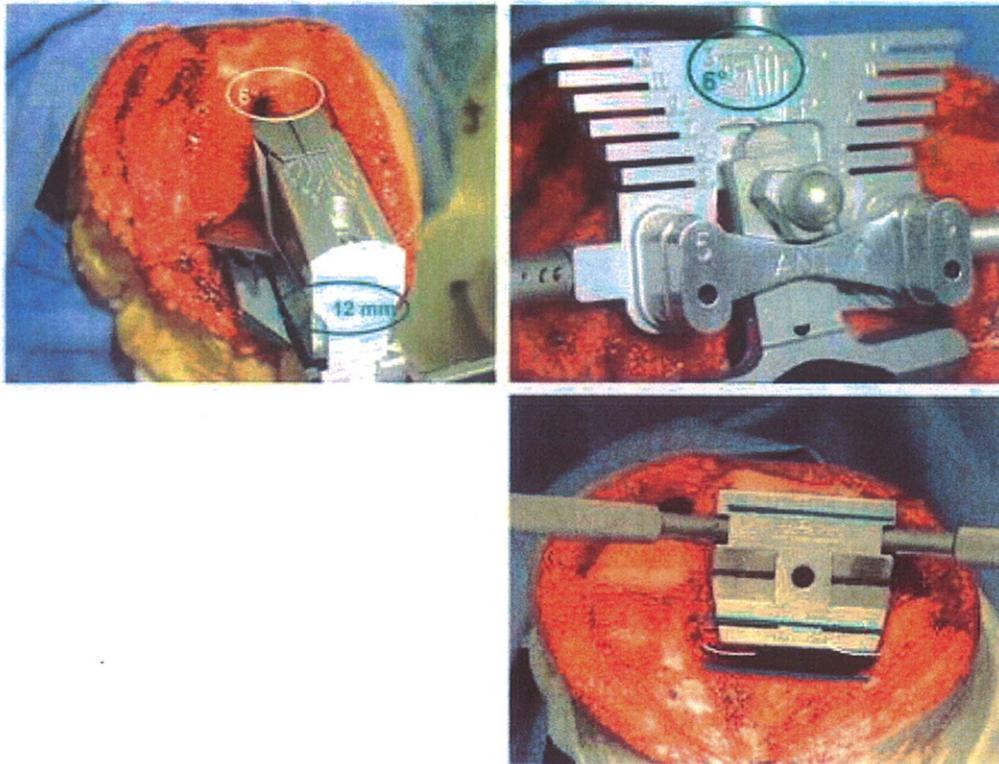


Fig. 33: Espace F-T en flexion : Report de l'espace F-T précédemment déterminé sur la coupe tibiale.

- Etape 3 : validation de la symétrie des espaces

La coupe fémorale postérieure effectuée selon la valeur donnée par le compas, le tenseur est remis en place une troisième fois afin de valider la symétrisation des espaces obtenue par une rotation fémorale appropriée (dans l'exemple choisi, l'espace retrouve une hauteur de 20 mm, le compas à 0° témoigne de son caractère quadrangulaire) (Figure 34).



Fig. 34: Validation de l'espace F-T en flexion

4.3.6 Repérage spatial de l'axe bi épicondylien grâce à la navigation.

« Naviguer » une PTG c'est utiliser un « ancillaire informatique » permettant de positionner les implants prothétiques avec précision selon les options souhaitées par le chirurgien. L'objectif premier de la navigation des PTG est de contrôler le positionnement des implants fémoraux et tibiaux dans les trois plans de l'espace [47, 48]. Le choix des référentiels est donc primordial : il faut définir le centre du genou, de la hanche et de la cheville pour déterminer les axes, le plan frontal, le plan sagittal et le plan horizontal. La navigation cherche à être un outil important pour le contrôle de l'équilibrage ligamentaire et pour les choix que peut être amené à prendre le chirurgien au cours de l'intervention. En effet, lorsque la déformation articulaire due à l'arthrose est importante, ou lorsqu'il y a des cals vicieux (articulaire ou extra articulaire), le chirurgien peut être amené à faire un compromis entre un axe mécanique à 180° et une balance ligamentaire qu'il veut équilibrée en extension et en flexion. Il était donc intéressant et important de pouvoir développer un « ancillaire » qui permette de simuler le retentissement des orientations des coupes osseuses sur la balance ligamentaire avant de réaliser les coupes osseuses. De plus en fonction de l'analyse qui est faite des cals vicieux, l'ordre des coupes osseuses ou la séquence chirurgicale est importante à planifier : soit mise en place de la PTG puis réalisation d'une ostéotomie dans le même temps opératoire, soit ostéotomie correctrice première et réalisation des coupes osseuses pour la mise en place de la PTG [49] .

La description de la navigation des PTG qui suit se fait avec le logiciel de navigation Amplivision®, utilisé dans le service d'orthopédie de Limoges. Ce travail du groupe SCOR [50] présente les réflexions qu'ils ont eues pour concevoir le logiciel de navigation Amplivision®, et l'intérêt pratique de la CAO (Chirurgie Assistée par Ordinateur) avec le système Amplivision®, pour la mise en place d'une PTG. Nous n'avons retenu que les explications concernant les coupes fémorales antérieures et postérieures.

***Détermination des référentiels**

Le choix du référentiel est fondamental et il faut comprendre comment il a été élaboré puisque c'est le chirurgien qui va, au cours de la phase de numérisation des points, donner à l'ordinateur les points importants servant de base de calcul.

Le centre de la hanche est calculé par des mouvements de circumduction. La détermination du centre de la cheville est faite par l'acquisition d'un point sur la malléole médiale et d'un point sur la malléole latérale. Le centre du genou est au début déterminé par le centre des épines tibiales puis lors des phases de simulation de la prothèse en place, le centre du genou est déterminé par le centre de la prothèse.

Les coupes fémorales :

Le plan frontal fémoral est le plan passant par l'axe mécanique du fémur (centre de hanche - sommet de l'échancrure inter condylienne) et parallèle à la ligne bi condylienne postérieure. Il sera calculé ainsi.

La rotation fémorale (Figure 35.) : la ligne bicondylienne postérieure a été choisie (facilité de numérisation des points et précision), plutôt que la ligne de Whiteside ou la ligne bi-épicondylienne (peu précis et opérateur dépendant). En cas de rotation axiale externe de l'implant fémoral, la position du centre de cette rotation est importante.

En cas de valgus : si le centre de rotation (pour une rotation latérale) est sous le condyle postérieur médial, ce qui serait le plus logique pour combler l'espace postérieur latéral, le risque est d'entamer la corticale antérieure latérale de façon importante (Figure 35⁽¹⁾).

En cas de varus, souvent le genou est « serré » en dedans, si le centre de rotation est sous le condyle latéral, ce qui serait logique pour augmenter seulement l'espace postérieur médial (serré en dedans dans les varus), le risque est d'avoir une mauvaise adaptation de l'implant au niveau de la corticale antéro-médiale (Figure 35⁽²⁾). Le compromis choisi est d'avoir un centre de rotation entre les 2 condyles postérieurs avec un recalage au niveau de la corticale antérieure (Figure 35⁽³⁾).

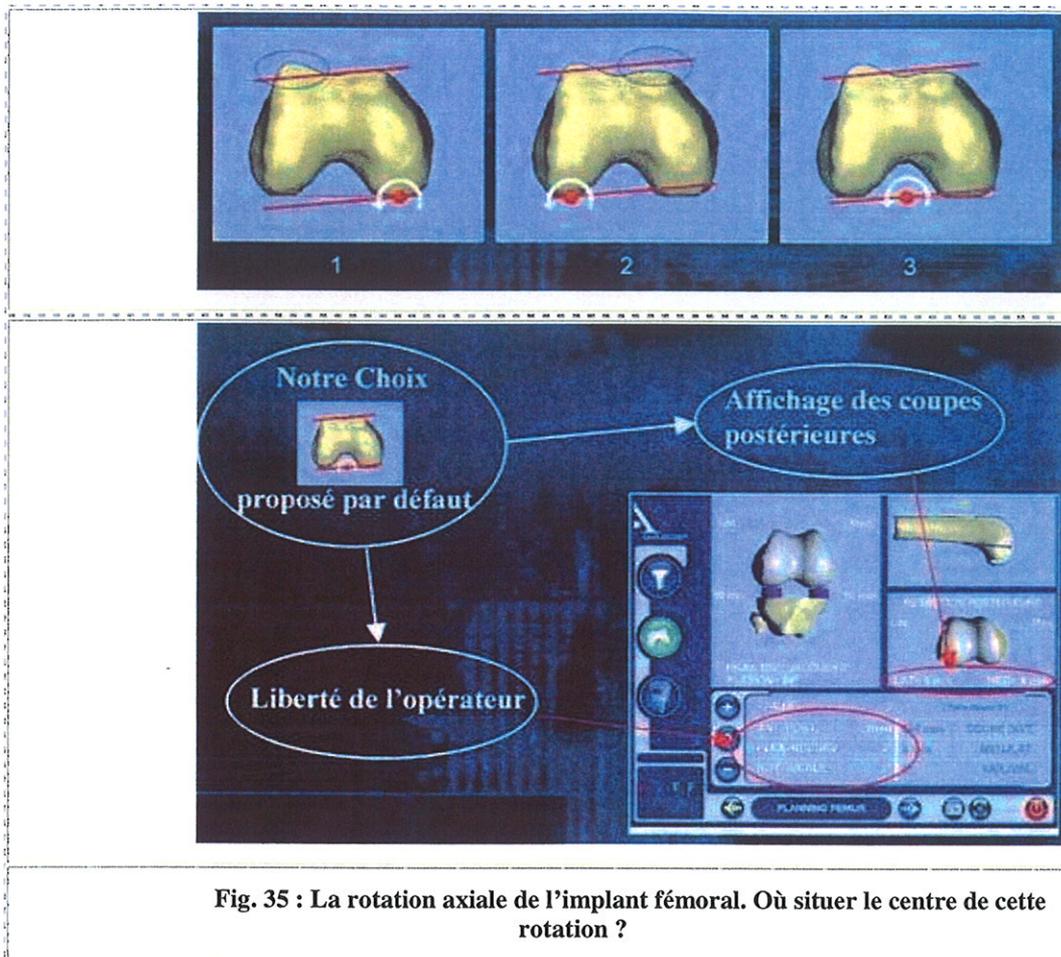


Fig. 35 : La rotation axiale de l'implant fémoral. Où situer le centre de cette rotation ?

*Discussion de l'équilibrage ligamentaire avec le système Amplivision®

L'objectif n'était pas toujours d'obtenir un axe frontal strict à 180° au détriment d'un équilibrage ligamentaire difficile à obtenir en extension et en flexion.

Ainsi le chirurgien doit pouvoir faire le choix entre une libération ligamentaire plus ou moins importante, la rotation de la coupe fémorale, et l'orientation de la coupe fémorale distale. Plusieurs articles insistent sur l'importance de la balance ligamentaire dans le résultat clinique d'une PTG [51-55].

Face aux problèmes de l'évaluation de la rotation externe du condyle fémoral, des différentes méthodes que nous venons de décrire et de la part de compromis dans le choix du chirurgien (morphologie condylienne, équilibre ligamentaire ...), est il possible d'évaluer à partir de radiographies simples cette rotation externe intégrée à une planification conventionnelle ?

Tel a été l'objectif.

5 ETUDE RADIO-ANATOMIQUE : Calcul de l'angle fémoral condylien postérieur à partir d'une incidence radiologique simple.

5.1 Objectifs.

Notre objectif était de trouver une méthode fiable et reproductible pour déterminer en préopératoire la mesure de l'**angle condylien postérieur** que fait l'axe bi-épicondylien avec la ligne bi-condylienne postérieure.

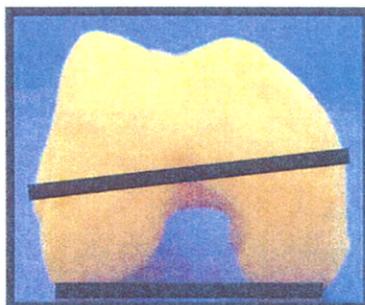


Fig. 36: angle condylien postérieur.

Notre étude se base sur un travail de MAESTRO et al.[56] : les auteurs calculent l'angle condylien postérieur (Figure 36.) à partir d'une mesure radiographique intégrée dans une équation mathématique ; l'intégration de cette méthode dans la planification préopératoire doit permettre avec l'examen clinique préopératoire d'élaborer une stratégie opératoire cohérente et complète.

Leur étude porte sur 49 fémurs de cadavres nettoyés des parties molles, 24 proviennent de femme et 25 d'homme. Ils sont exempts de déformations congénitales ou traumatiques. Un ostéomètre ayant pour repère les 3 plans de l'espace (X, Y, Z) a été élaboré afin d'intégrer de nombreuses mesures sur les fémurs.

Cette méthode mesure la distance « W » entre les deux berges de la trochlée fémorale sur une radiographie axiale de genou à 30° de flexion (Figure 37.).

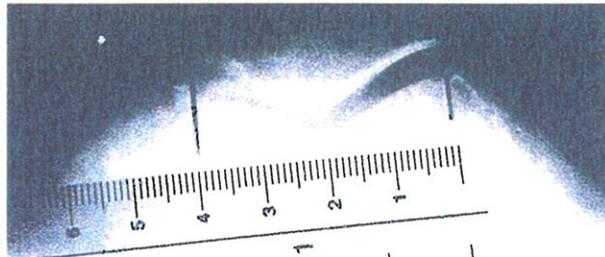


Fig. 37: Mesure sur radiographie simple de W.

Cette mesure « W » est intégrée dans une équation qui diffère selon le sexe :

Homme : $b=3.6+(7.1/W)$

Femme : $b=3.6+(5.6/W)$

Equation de Maestro où « b » correspond à l'angle condylien postérieur.

L'axe bi épicondylien utilisé ici est l'axe bi épicondylien « anatomique », décrit par Yoshioka et al.[4](Figure 38.), c'est à dire passant par le relief de l'épicondyle latéral et celui de l'épicondyle médial.

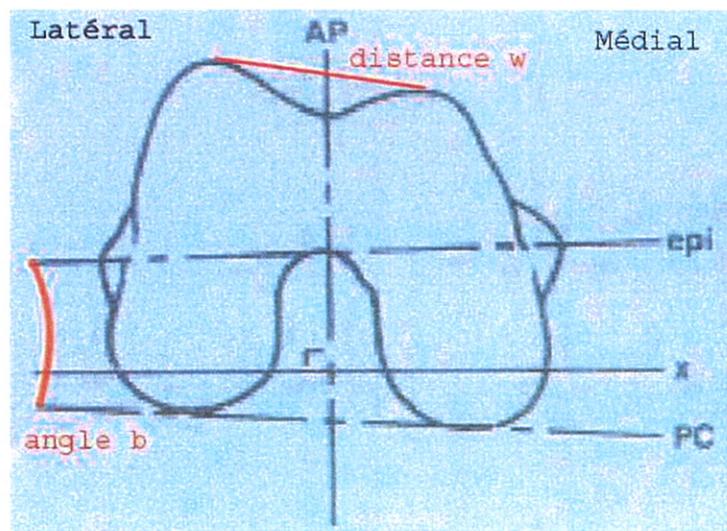


Fig. 38: Schématisation de l'angle b et de la mesure W.

e pi : est l'axe bi-épicondylien ; PC : ligne bi-condylienne postérieure.

5.2 Matériels et méthode.

Trente-neuf fémurs de cadavres ont été analysés au laboratoire d'anatomie de la faculté de médecine de Limoges. Conformément aux besoins de la méthode, ces fémurs sont regroupés et identifiés en 2 catégories selon qu'ils proviennent de cadavres d'hommes ou de femmes. Les spécimens sont exempts de parties molles et ne présentent aucune perte de substance osseuse ou de déformations post-traumatiques. Ils ont été prélevés au hasard sur des cadavres du laboratoire d'anatomie dont nous ne connaissons pas l'âge. Sur les 39 fémurs, on dénombre 23 fémurs de femme et 16 fémurs d'hommes.

La première partie de notre étude consiste à valider la formule mathématique de Maestro. Pour cela, nous réalisons des coupes scannographiques de l'extrémité distale des fémurs : les acquisitions scannographiques ont été réalisées avec un scanner GE Speed Light Ultra CT 8 barrettes, en mode hélicoïdal en coupe chevauchées de 2,5 mm d'épaisseur tous les 2 mm, avec une FOV la plus large possible de manière à réaliser les mesures angulaires. Les fémurs sont disposés horizontalement sur la table. L'acquisition scannographique est travaillée en mode multiplanaire, en coupe axiale inférieure (Figure 39 A, B et C.).

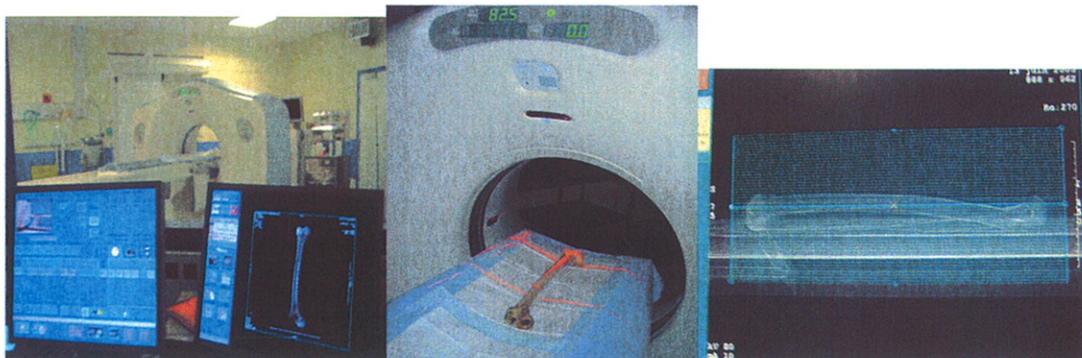


Fig. 39A

Fig. 39B

Fig. 39C

Fig. 39 A, B et C : Acquisition scannographique des fémurs.

Nous mesurons ainsi pour chaque fémur l'angle condylien postérieur b_0 et la largeur inter condylienne antérieure (W_1) (Figure 40).

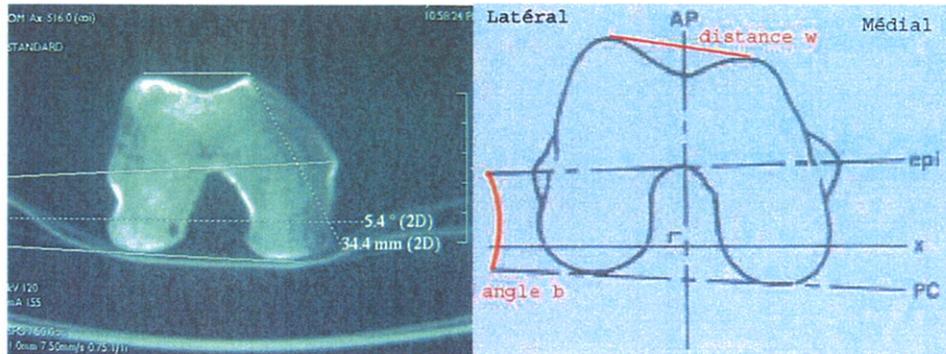


Fig. 40 : Image scannographique et schéma de la mesure de b_0 et W_1 .

Les mesures de b_0 et W_1 servent de références. Elles sont réalisées sur le même plan de coupe axiale passant par les reliefs des épicondyles et le plan postérieur des condyles fémoraux.

On repère visuellement à l'aide d'un agrandissement la tangente à la face postérieure des condyles, prolongée à l'infini. On y superpose notre premier axe de compas, le deuxième axe ayant son extrémité libre fixée sur l'épicondyle médial. On écarte ainsi la pointe du compas le long de l'axe tangentiel à la face postérieure des condyles jusqu'à passer par l'axe bi-épicondylien. On obtient l'angle b_0 et on mesure sur cette même coupe la distance W_1 (Figure 41.). Chaque mesure est effectuée deux fois : par un radiologue et par un chirurgien ; si elle diffère, elle est reprise par les deux médecins pour être à nouveau mesurer.



Fig. 41: mesures scannographiques de b_0 et W_1 .

Cette **distance W1** permet d'appliquer ensuite la formule mathématique selon le sexe et de calculer l'**angle b1**.

La comparaison des résultats **b0 et **b1** permet ensuite de valider cette équation.**

La deuxième partie de l'étude avait pour but la **validation de l'application clinique** de cette méthode. La population intéressée concerne des patients arthrosiques avec un morphotype variable, pour laquelle étaient réalisées des clichés radiographiques standards de genou en incidence axiale à 30° de flexion de façon reproductible. Pour cela nous avons choisi une installation en décubitus dorsal. La réalisation d'un support en bois permet d'obtenir une flexion de genou à 30°. La cassette radiographique a une position fixe sur le support ce qui assure une distance entre l'objet et la cassette fixe. La source de rayons est positionnée à distance fixe de l'objet grâce à un mesureur intégré, et le faisceau est orienté de façon tangentielle au plan porteur de la jambe. Les constantes radiologiques utilisées pour ces clichés sur fémurs secs sont les suivantes : 57kV ; 2,5mAs. Les fémurs sont posés sur un sac de sable afin de simuler les parties molles et disposés sur le support (Figure 42 A et B.).

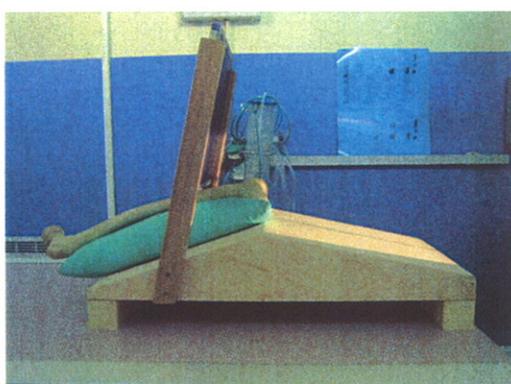


Fig. 42 A

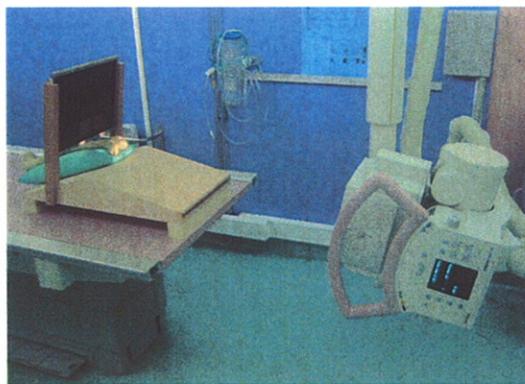


Fig. 42 B

Fig. 42 A et B : Radiographie des fémurs à l'aide du meuble spécifique.

Notre étude se fait sur des os secs et élimine donc les contraintes liées à la présence de la jambe lors la prise radiographique. Cependant cette incidence est réalisable chez toutes personnes pouvant réaliser une flexion plantaire minimum du pied homolatéral.

On mesure sur les radiographies simples obtenues la **distance « W »**. Cette mesure doit être corrigée car l'échelle radiographique ne correspond pas à l'échelle de mesure réelle. Pour cela nous utilisons 2 méthodes afin de déterminer une méthodologie la plus fiable possible (Figures 43A et B.).

-Première méthode : les distances foyer-objet et foyer-cassette sont fixes : 93 cm pour la distance foyer objet et 100 cm pour la distance foyer cassette. On connaît ainsi le **rapport d'agrandissement** par le rapport $100/93 = 1,0752688$ qui permet de **passer du « W » mesuré à la radio au « W » réel**. Ce « W » obtenu par méthode « **rapport d'agrandissement** » est nommé : **W2**.

-Deuxième méthode : « **méthode de la règlette** », qui consiste à disposer une règlette à billes (avec distance bille-bille réelle égale à 10 cm) en regard de la partie antérieure des 2 berges de la trochlée fémorale. Il est à noter que la règlette est disposée perpendiculairement au faisceau rayon X. On mesure ainsi facilement cette distance sur le cliché radiographique obtenu et on obtient ainsi le rapport d'agrandissement en divisant cette mesure par dix. Ce « W » obtenu par méthode « **règlette** » est nommé : **W3**.

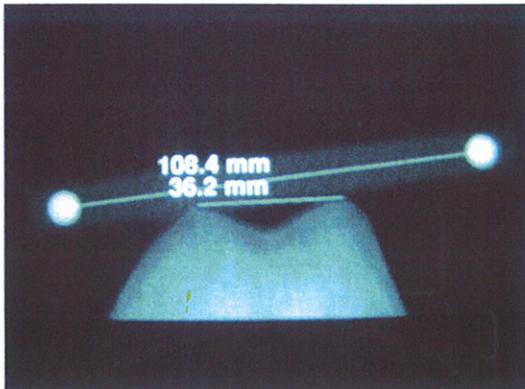


Fig. 43 A

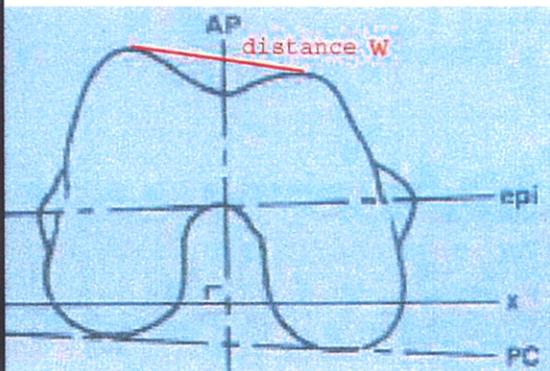


Fig. 43 B

Fig.43 A et B : mesure radiographique et schéma de W qui est secondairement corrigée pour obtenir W2 par rapport d'agrandissement et W3 par méthode de la règlette.

Nous appliquons ensuite la formule mathématique pour obtenir **b2** et **b3**.

*Mesures radiographiques (Figure 45.):

- Méthode 1 :

- W2 : Mesure radiographique de la largeur de la trochlée par la méthode du rapport d'agrandissement : cf. tableau 2 en annexe.
- b2 : Calcul de l'angle condylien postérieur à partir de W2 : cf. tableau 2 en annexe.

- Méthode 2 :

- W3 : Mesure radiographique de la largeur de la trochlée par la méthode bille-bille : cf. tableau 2 en annexe.
- b3 : Calcul de l'angle condylien postérieur à partir de W3 : cf. tableau 2 en annexe.

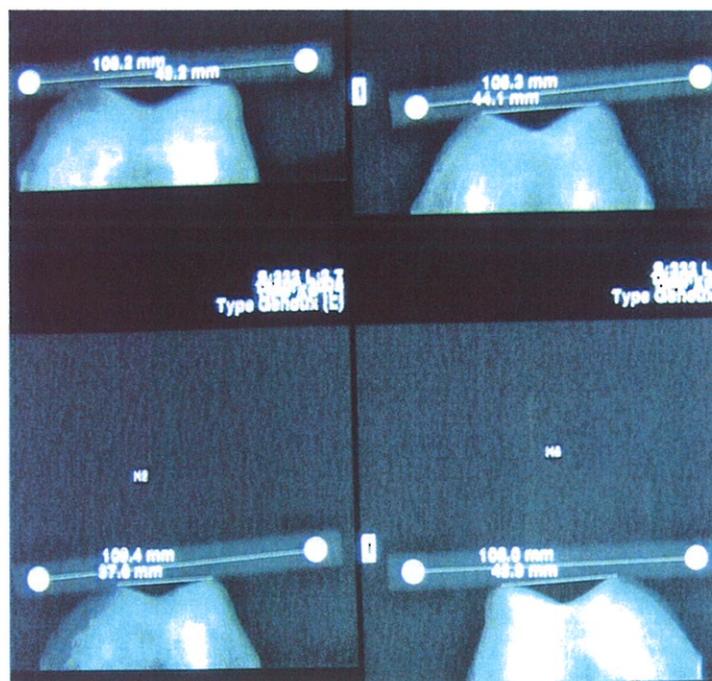


Fig. 45 : Mesures radiographiques de W2 et W3.

En synthèse :

	Moyenne	Ecart type	Nombre	Minimum	Maximum
Mesure b0 en °	5,38	0,21	39	4,9	5,9
Mesure W1 en cm	3,35	0,33	39	2,74	4,28
Calcul b1 en °	5,45	0,18	39	5,13	5,83
Mesure W2 en cm	3,65	0,30	39	3,12	4,45
Calcul b2 en °	5,29	0,15	39	5,05	5,63
Mesure W3 en cm	3,62	0,30	39	3,13	4,36
Calcul b3 en °	5,31	0,15	39	5,08	5,67

5.3.2 Statistiques analytiques.

L'analyse statistique étudie :

- le niveau de concordance entre b0 et b1 sur les 39 fémurs, mesures et calculs de référence, puis entre b0 et b2, b0 et b3.
- le niveau de concordance entre W1 et W2 et entre W1 et W3 de façon à savoir si les mesures radiographiques n'induisent pas d'erreur dans l'application de la formule mathématique.

Enfin nous avons recherché une formule « Limoges-Dupuytren », appelée formule LD, de façon à avoir une prédiction de b au moyen de W1 et du sexe. Nous l'avons étudié ainsi :

- Formule LD : faite à partir des données obtenues sur les 39 fémurs de l'étude.
 - Formule LD1 : avec 2 variables, le sexe et W.
 - Formule LD2 : W stratifié par sexe; les deux variables sont modélisées différemment de façon à obtenir une équation de la forme de celle de l'article de Maestro.
- Recherche du niveau de concordance entre b formule LD1 et b0.
- Recherche du niveau de concordance entre b formule LD2 et b0.
- Recherche du niveau de concordance selon le sexe.

L'analyse statistique de nos résultats a été faite en déterminant la **concordance entre des variables quantitatives** (b mesuré et calculé).

R correspond au **coefficient de corrélation intra classe ou CCI** (à différencier des coefficients de corrélations utilisés habituellement pour étudier un lien entre deux critères quantitatifs).

Grille de lecture :

R=0-0,2	Mauvais,
R=0,2-0,4	Médiocre
R=0,4-0,6	Modéré,
R=0,6-0,8	Bon,
R=0,8-1	Très bon

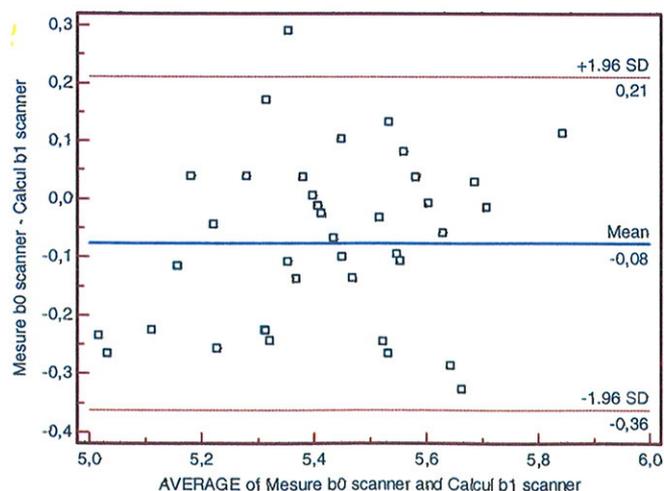
Cette étude présente un jeu de données intéressant en termes de nombre de sujets (souvent en concordance 30 à 40 est préconisé), il faut toutefois reconnaître que les intervalles de confiance à 95% (IC95%) des CCI sont larges. Plus de sujets permettrait de diminuer la largeur des IC95%. Notre population supérieure à 30 sujets permet cependant d'être en condition d'application de la loi normale et de calculer les écarts types.

Notre analyse statistique repose à chaque étape sur un tableau de concordance et sur les graphiques de Bland et Altman. Concernant ces graphiques, on dit que le fait que moins de 5% des valeurs soient à l'extérieur des 2 lignes horizontales pointillées (situées à +/- 2 écarts types) est gage de bonne concordance. Ceci n'est pas forcément exact car en cas de faible sujets inclus, la variabilité peut être importante (variance). L'écart entre les 2 lignes horizontales est grand, donc les valeurs individuelles situées entre ces 2 lignes ne sauraient indiquer un bon accord. Il faut surtout s'attacher aux différences entre ces lignes (valeurs du delta entre les mesures). Celle-ci est dite importante selon la précision que l'on s'est fixée.

-Recherche du niveau de concordance entre b0 et b1 :

Variable Y	Mesure_b0_scanner Mesure b0 scanner
Variable X	Calcul_b1_scanner Calcul b1 scanner
Sample size	39
Concordance corrélation coefficient	0,6873
95% Confidence interval	0,4994 to 0,8135
Pearson ρ (precision)	0,7469
Bias correction factor C_b (accuracy)	0,9203

Le niveau de concordance entre b0 et b1 est de 0,6873 et peut donc être considérée comme bon.

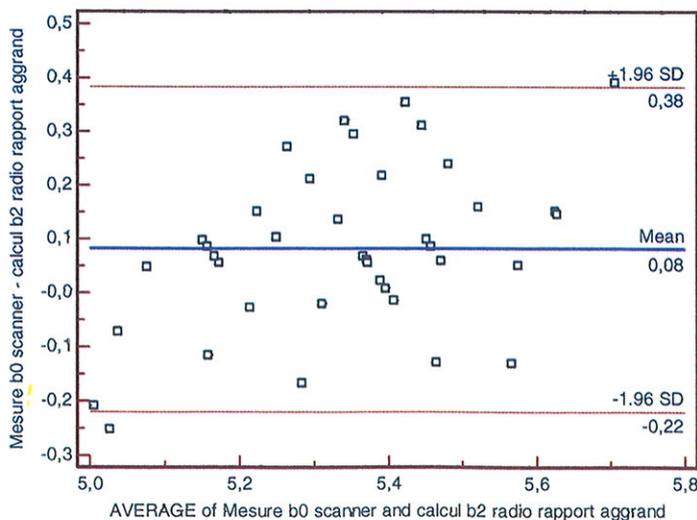


Globalement la moyenne de la différence entre les mesures indique que le b1 (calculé) est surestimé par rapport au b0 (mesuré), servant de référence, de 0,7 degrés. Les valeurs du delta entre les mesures sont à peine supérieures à 0,25° ce qui est tout à fait acceptable sur le plan de la précision. Pour une bonne concordance il faut que les données soient corrélées et que la pente soit proche de 1. Ce diagramme présente les valeurs de b1 pour celles de b0; on voit qu'elles sont corrélées et que la pente suggérée par le graphique tend vers 1, même si on a l'impression également que b1 augmente plus vite que b0 (ce qui est confirmé par la moyenne négative de la différence sur le bland et altman.). Cela confirme donc le bon niveau de concordance.

-Recherche du niveau de concordance entre b0 et b2 :

Variable Y	Mesure_b0_scanner Mesure b0 scanner
Variable X	Calcul_b2_radio_rapport_aggrand calcul b2 radio rapport agrgrand
Sample size	39
Concordance correlation coefficient	0,6085
95% Confidence interval	0,4109 to 0,7514
Pearson ρ (precision)	0,7069
Bias correction factor C_b (accuracy)	0,8607

Le niveau de concordance est donc situé entre moyen et bon.

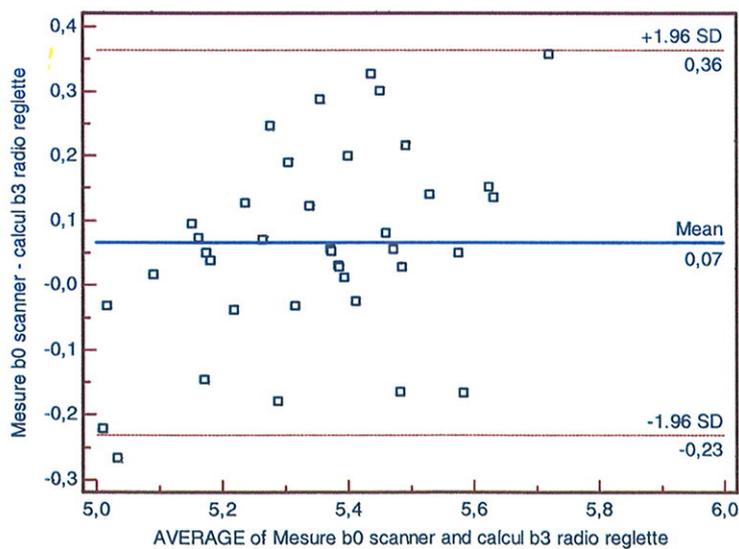


Ici la moyenne de la différence entre b0 et b2 indique une sous estimation de b2. Celle-ci est d'environ 0,8°.

-Recherche du niveau de concordance entre b0 et b3 :

Variable Y	Mesure_b0_scanner Mesure b0 scanner
Variable X	Calcul_b3_radio_reglette calcul b3 radio reglette
Sample size	39
Concordance correlation coefficient	0,6410
95% Confidence interval	0,4469 to 0,7774
Pearson ρ (precision)	0,7165
Bias correction factor C_b (accuracy)	0,8946

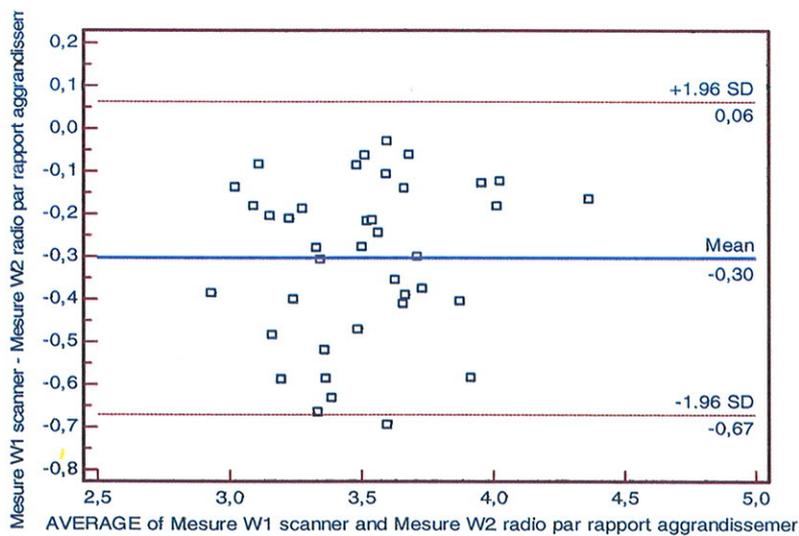
Le niveau de concordance est donc aussi entre moyen et bon. Il est légèrement supérieur au niveau de concordance entre b0 et b2 mais les IC95 se chevauchent nous obligeant à être réservé dans cette interprétation.



- Recherche du niveau de concordance entre W1 et W2 :

Variable Y	Mesure_W1_scanner Mesure W1 scanner
Variable X	Mesure_W2_radio_par_rapport_agrandissement Mesure W2 radio par rapport agrandissement
Sample size	39
Concordance correlation coefficient	0,5676
95% Confidence interval	0,4032 to 0,6965
Pearson ρ (precision)	0,8320
Bias correction factor C_b (accuracy)	0,6822

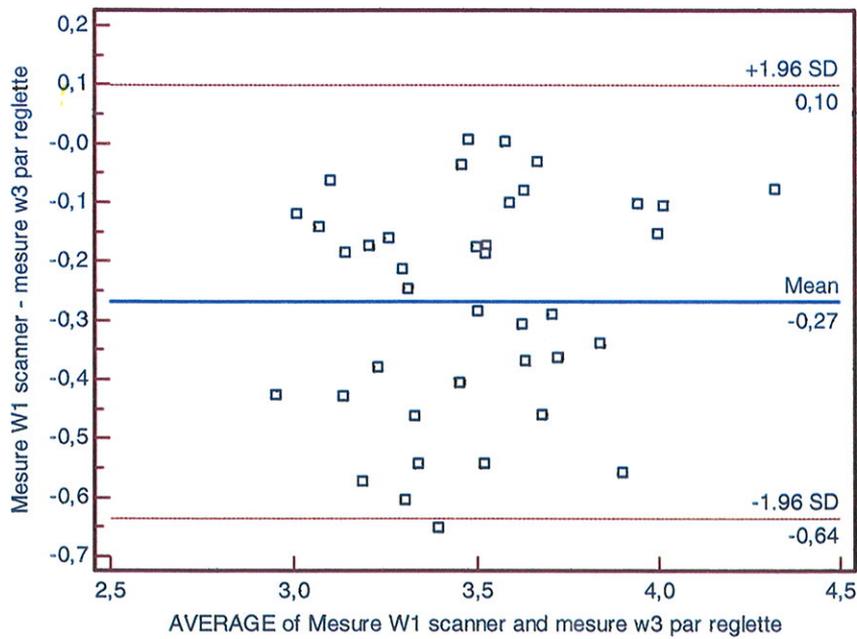
Entre W1 et W2, le niveau de concordance est moyen.



-Recherche du niveau de concordance W1 entre W3 :

Variable Y	Mesure_W1_scanner Mesure W1 scanner
Variable X	Mesure_W3_radio_par_reglette Mesure W3 radio par réglette
Sample size	39
Concordance correlation coefficient	0,6042
95% Confidence interval	0,4379 to 0,7305
Pearson ρ (precision)	0,8305
Bias correction factor Cb (accuracy)	0,7275

Le niveau de concordance entre W1 et W3 est moyen.



Au total :

Niveau de concordance entre b0-b1 : BON

Niveau de concordance entre b0-b2 : entre MOYEN et BON

Niveau de concordance entre b0-b3 : entre MOYEN et BON

Niveau de concordance entre W1-W2 : MOYEN

Niveau de concordance entre W1-W3 : MOYEN

5.3.3 Formule « LIMOGES DUPUYTREN » :

Nous cherchons une prédiction de b au moyen de W1 et du sexe. Nous la dénommerons formule LD.

- Création de la formule :

- Formule « LD 1 » :

Il s'agit d'une mesure associée aux deux variables, sexe et W, ajustée l'une sur l'autre.

Formule LD1 : $b=7,112-0,395\times\text{sexe}-0,446\times W1$

Où sexe = 0 si femme et sexe= 1 si homme.

Il faut constater que le R2 s'est bien amélioré (passage de 0,41 à 0,57), il reste encore une large partie non expliquée mais moins importante que précédemment. Ceci démontre qu'il nous manque des variables à prendre en compte dans cette formule et limite donc la portée.

- Formule « LD 2 ».

Avec un effet de W stratifié par sexe.

Cela nous permet d'obtenir la formule d'une forme similaire à celle de Maestro.

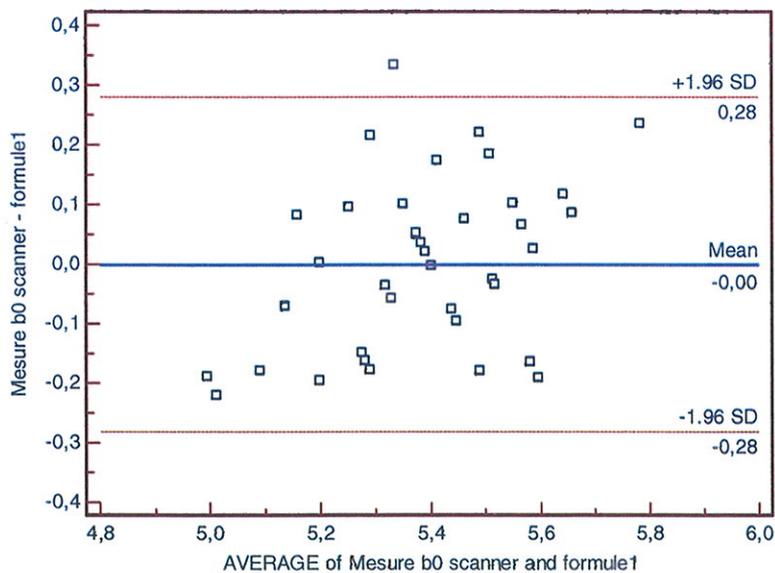
Formule LD2 : $b=6,894-0,502\times W1$ si femme et $b=6,894 -0,385\times W1$ si homme.

Toutefois l'interaction $\text{sexe} \times W1$ ($p=0,54$) est non significative donc le modèle LD1 pourrait être utilisé par la suite.

Recherche du niveau de concordance entre b calculé formule LD1 et b0 :

Variable Y	Mesure_b0_scanner Mesure b0 scanner
Variable X	Formule LD1
Sample size	39
Concordance correlation coefficient	0,7225
95% Confidence interval	0,5495 to 0,8360
Pearson ρ (precision)	0,7521
Bias correction factor C_b (accuracy)	0,9606

Le niveau de concordance est bon.

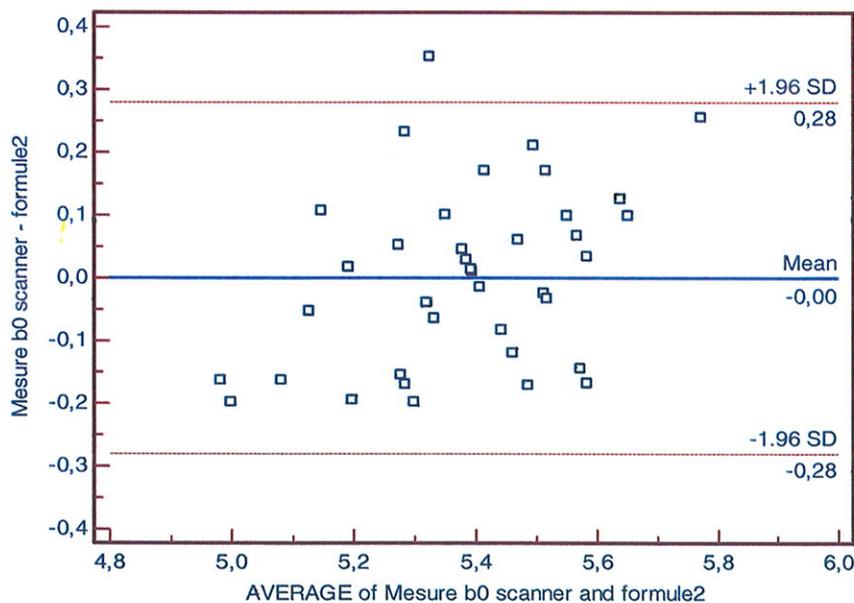


La formule LD1 améliore un peu la concordance mais elle est construite à partir de notre population. Ceci est donc normal.

-Recherche du niveau de concordance entre b calculé formule LD2 et b0 :

Variable Y	Mesure_b0_scanner Mesure b0 scanner
Variable X	Formule LD2
Sample size	39
Concordance correlation coefficient	0,7273
95% Confidence interval	0,5557 to 0,8395
Pearson ρ (precision)	0,7552
Bias correction factor C_b (accuracy)	0,9632

Le niveau de concordance est donc bon.

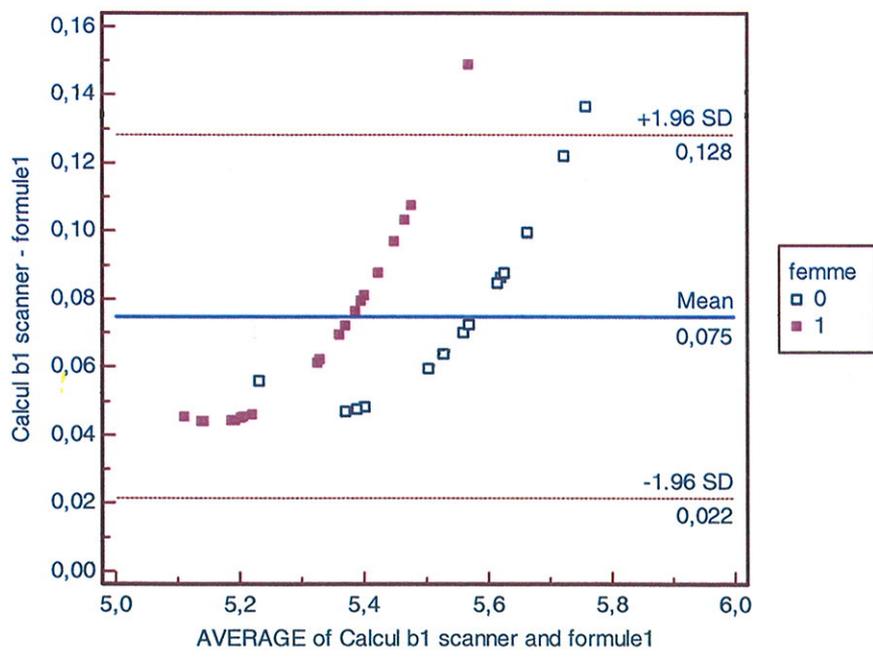


La concordance entre les 2 formules « LD » et le b0 est identique ce qui est normal car nous avons utilisé les mêmes variables. L'interaction entre sexe et W est non significative et n'améliore pas le modèle : l'effet de W n'est pas différent selon qu'on soit homme ou femme.

-Recherche du niveau de concordance entre formule LD1 réalisée et formule de MAESTRO :

Variable Y	Calcul_b1_scanner Calcul b1 scanner
Variable X	Formule LD1
Sample size	39
Concordance correlation coefficient	0,9026
95% Confidence interval	0,8517 to 0,9367
Pearson ρ (precision)	0,9953
Bias correction factor C_b (accuracy)	0,9068

Très bon niveau de concordance, ce qui est logique étant donné que nous l'avons modélisé de la même manière.



Avec la formule LD1 on sous estime b par rapport à la formule de l'article, l'écart est encore plus important lorsque les valeurs sont importantes chez l'homme et la femme. Clairement, plus la valeur de b est importante, plus il y a discordance. Il faut noter que

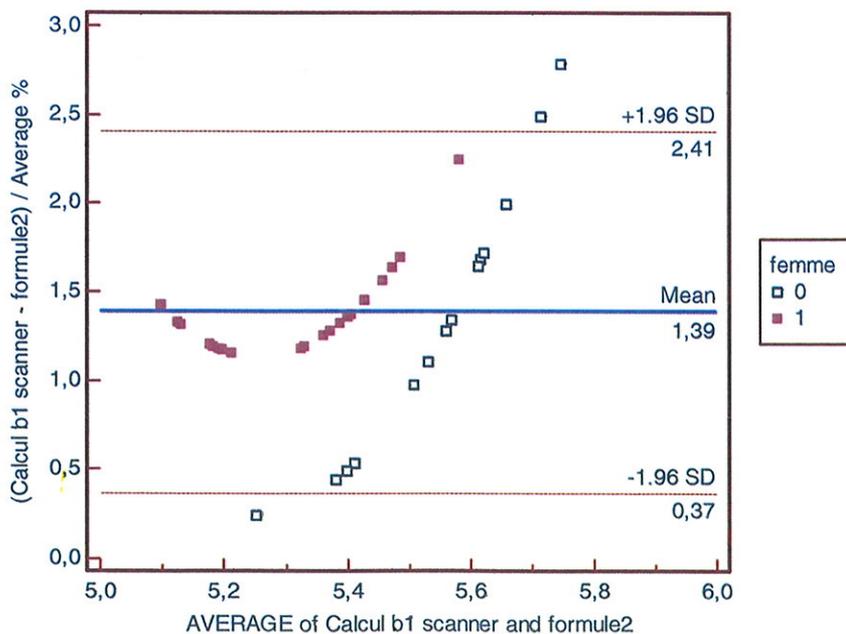
la moyenne de la différence entre b1 calculé et b calculé selon la formule LD1 est de +0.07 c'est-à-dire que b1 scanner donne 0.07 degrés de plus que b calculé d'après notre formule LD1.

-Recherche du niveau de concordance entre formule LD2 réalisée et formule de l'article :

Variable Y	Calcul_b1_scanner
Variable X	Formule LD2
Sample size	39
Concordance correlation coefficient	0,8989
95% Confidence interval	0,8443 to 0,9350
Pearson ρ (precision)	0,9913
Bias correction factor C_b (accuracy)	0,9068

Très bon niveau de concordance.

Il est normal d'obtenir les mêmes résultats puisque comme pour la formule LD1, la population ayant servie à la création des deux formules est identiques.



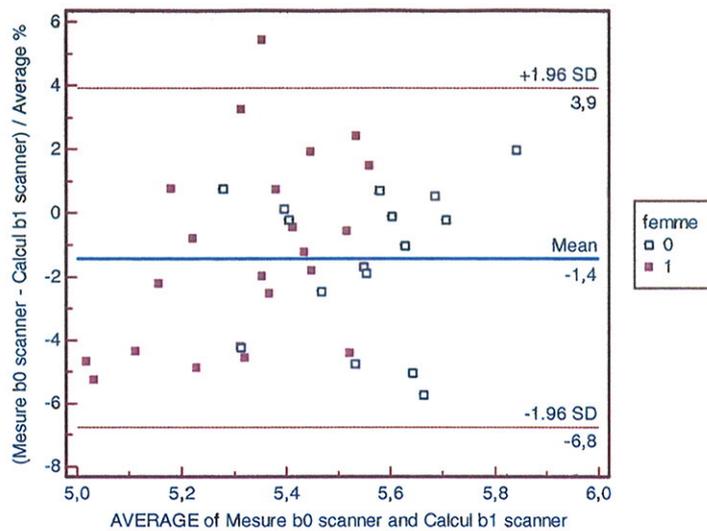
Le fait de faire un modèle «LD » qui donne les mêmes résultats que le modèle de Maestro valide indirectement la formule de son article.

- Recherche du niveau de concordance par sexe :

Variable Y	Mesure_b0_scanner Mesure b0 scanner
Variable X	Calcul_b1_scanner Calcul b1 scanner
Select	femme=1
Sample size	23
Concordance correlation coefficient	0,5360
95% Confidence interval	0,2352 to 0,7431
Pearson ρ (precision)	0,6255
Bias correction factor C_b (accuracy)	0,8569

Variable Y	Mesure_b0_scanner Mesure b0 scanner
Variable X	Calcul_b1_scanner Calcul b1 scanner
Select	homme=1
Sample size	16
Concordance correlation coefficient	0,5997
95% Confidence interval	0,2238 to 0,8203
Pearson ρ (precision)	0,6785
Bias correction factor C_b (accuracy)	0,8839

Les niveaux de concordance chez les hommes et les femmes sont globalement similaires. L'impact du sexe n'est donc pas majeur.



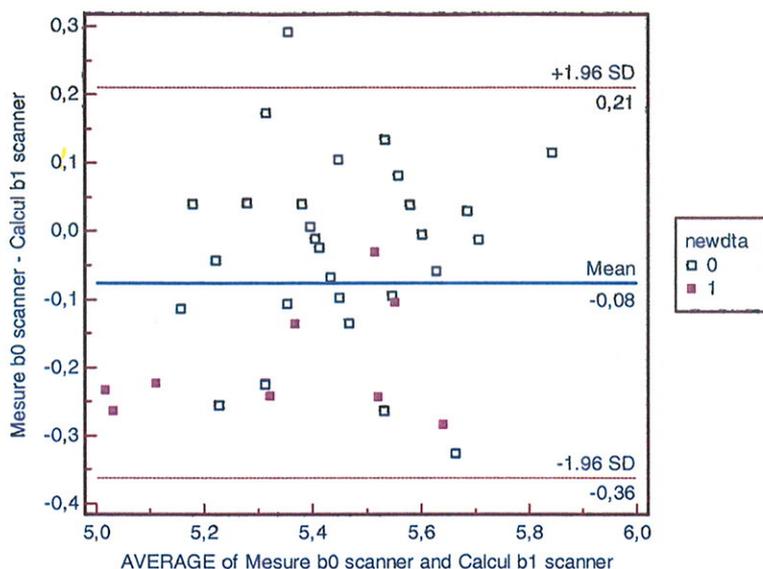
5.4 Discussion.

La bonne concordance entre **b0** et **b1** nous a permis de vérifier l'équation mathématique de départ proposée par Maestro.

Le niveau de concordance entre moyen et bon trouvé entre **b0** et **b2** et entre **b0** et **b3** ne permet pas de valider l'application clinique de cette formule. Le but étant de trouver une méthode précise. Hors dans notre étude les « **b** » radiographiques sont sous estimés en moyenne de 0,8° par rapport à la mesure scannographique de référence. La différence est légèrement moindre avec la formule « réglette » qu'avec la formule « rapport d'agrandissement ». Même si la valeur de R semble plus grande dans la dernière solution, on ne peut conclure à une supériorité de la concordance avec la technique de la réglette puisque tous les intervalles de confiance à 95% se chevauchent.

Plusieurs raisons peuvent expliquer ce manque de précision :

La concordance moyenne entre W1 et W2 ou W1 et W3 nous montre que nous n'avons pas la même précision de mesure avec le scanner et avec la radio. Il s'agit d'un protocole de mesure très opérateur dépendant et lorsque l'on isole les 9 dernières mesures qui ont été faites à distances des précédentes, on obtient le graphique suivant :



Il persiste un impact des 9 dernières mesures, qui sont regroupées et non dispersées de façon homogène comme les mesures précédentes. On en déduit donc que nos mesures radiographiques manquent de fiabilité et qu'elles introduisent une erreur dans l'application de la formule mathématique.

La totalité de notre population était arthrosique ce qui la différencie de la population de Maestro. Cependant cette méthode doit être applicable à une population arthrosique et donc tenir compte des déformations de l'épiphyse distale du fémur. MATSUDA [9] a montré qu'il n'y avait pas de différence significative entre un genou normal et un genu varum. On peut donc utiliser la ligne bi condylienne postérieure comme référence et cette différence de recrutement de population n'explique pas notre manque de précision. La formule « LD » améliore un peu la concordance mais elle est construite à partir de notre population. Ceci est donc normal. Il faudrait la valider avec un échantillon de fémurs supplémentaires. Toutefois le gain par rapport à la formule existante n'est certainement pas majeur. Il existe probablement d'autres variables prédictives de W : taille, morphotype... La réalisation d'une nouvelle formule « LD » trouve plus son intérêt dans la vérification de la formule originelle que dans le développement d'une nouvelle formule considérée comme « personnelle ». La très bonne concordance entre les « **b** » deux formules valide de façon indirecte la formule de Maestro. Elle valide aussi un peu plus notre base de travail et permet surtout de démontrer que notre manque de précision ne provient pas de la formule de Maestro. L'application clinique de la formule « LD » entraînerait les mêmes résultats pour l'angle « b » qu'avec la formule princeps puisqu'elles sont concordantes.

C'est la confirmation que la formule destinée à trouver cet angle b n'a pas besoin d'être stratifiée sur le sexe puisqu'il n'y a pas d'interaction significative entre le sexe et W. Ceci confirme les travaux de Paratte et al.[8] qui ne trouvaient pas de différences significatives de l'angle b selon le sexe.

Les résultats de notre étude amènent finalement aux mêmes conclusions que l'étude de Boisrenoult[30] qui a mesuré la torsion épiphysaire fémorale distale (TEDF) par TDM sur 75 genu varum en préopératoire. Il recherche des corrélations entre cette torsion fémorale et des données radiologiques ou anthropologiques. Il a retrouvé un angle condylien postérieur à partir de l'axe bi-épicondylien anatomique de $5,36^{\circ} \pm 1,87^{\circ}$ avec des écarts de 0 à 9° , confirmant la grande variabilité interindividuelle, et démontrant que le scanner permet seul une mesure fiable et reproductible de l'angle b ; aucune corrélation ne fut trouvée et notamment aucune mesure radiographique standard prédictives de la TEDF.

Les autres travaux de la littérature (Figure 46.) montrent un angle condylien postérieur moyen de 6° pour Yoshioka [4] avec l'axe bi-épicondylien anatomique, de $3,5^{\circ}$ pour Berger [5] avec l'axe chirurgical. Poilvache et al [57] proposent une valeur mesurée sur 100 genoux arthrosiques de $3,58^{\circ}$ chez l'homme, de $3,62^{\circ}$ chez la femme. Mantas retrouve 5° [35]. Pagnano et al [58] retiennent une moyenne de $3,98^{\circ}$ avec des variations individuelles allant de 0° à 9° , sur genoux en varus ou normo axés. Matsuda et al [22] ont retrouvé un angle moyen de $6,1^{\circ}$ dans les varus arthrosiques et de $10,1^{\circ}$ dans les valgus arthrosiques. Guingand [59] a retrouvé des valeurs de $5,94^{\circ}$ pour les varus, de $7,5^{\circ}$ pour les valgus à partir d'une étude en TDM comparant les valeurs pré et post opératoires et en prenant l'axe bi-épicondylien chirurgical.

Notre étude retrouve un angle condylien postérieur scannographique moyen de $5,38^{\circ} \pm 0,22$ ($4,9 - 5,9$) et radiologique de $5,30^{\circ} \pm 0,16$ ($5,0 - 5,7$) en utilisant l'axe bi-épicondylien anatomique.

Auteurs	Type d'étude	Nombre de cas	Valeur moyenne
Yoshioka (1987)	Anat.	32	6°
Matsuda (1998)	IRM	60	6°
Mantas (1992)	Anat.	38	5°
Berger (1993)	Anat.	75	4,7°
Arima (1995)	Anat.	30	4,4°
Poilvache (1996)	Anat.	100	3,5°
Boisrenoult Beaufils (2001)	C-Tscan	75	5,36°
Limoges (2008)	C-Tscan	39	5,3°

Fig. 46 A

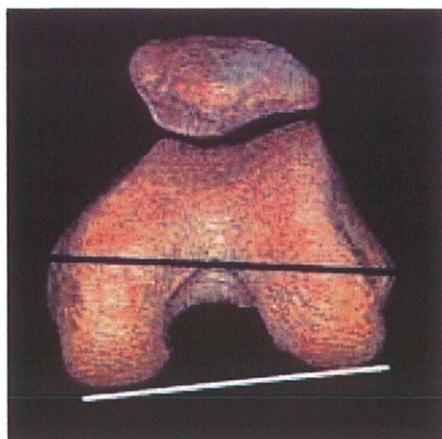


Fig. 46 B

Fig. 46 A et B: Tableau et schéma des angles condyliens postérieurs selon l'axe trans-condylien clinique retrouvés dans la littérature.

Yau et al. [60] ont montré dans une étude anatomique cadavériques des variations dans le repérage allant jusqu'à 7,6mm pour l'épicondyle médial et jusqu'à 4,2mm pour l'épicondyle latéral. Ces erreurs de repérage engendrent des variations d'orientation de l'axe trans-épicondylien pouvant aller jusqu'à 8,2°. Ces repères anatomiques ne sont pas toujours aisément identifiables. L'étude cadavérique de Jerosch [61] montre ainsi une erreur moyenne inter observateurs de 6,4 mm en latéral, de 9,7 mm en médial, lors de la palpation des épicondyles.

Chauhan [62] a retrouvé que les erreurs lors de la palpation digital des épicondyles provenaient systématiquement de la configuration du sulcus de l'épicondyle médial.

Yoshino [63] recommande l'utilisation de l'axe bi-épicondylien clinique lors du bilan scannographique ; la proéminence de l'épicondyle médial est plus facile à repérer que le sulcus médial.

Cela prouve encore la difficulté pour atteindre un niveau de précision acceptable.

Pourtant Kanekasu[64] a effectué des radiographies axiales de fémur distal sur des patients avant arthroplastie totale de genou (Figure 47). Il a mis en évidence une forte corrélation entre les mesures de l'angle condylien postérieur scannographique et radiographique ; (indice de corrélation à 0,90 avec $p < 1$). Pour la mesure de l'angle condylien postérieur, il utilise l'axe bi-épicondylien clinique.



Fig. 47: Positionnement du patient pour radiographie axiale.

Il reconnaît cependant des écarts de mesures de l'ordre de 2° inter-observateur.

5.5 CONCLUSION.

La littérature accepte l'angle condylien postérieur scannographique « b0 » comme référence. Cependant même si nous pouvons calculer l'angle « b » avec une précision acceptable par mesures scannographiques, la mesure radiographique de notre étude ne permet pas d'atteindre la même précision et entraîne une approximation dans le calcul de l'angle « b ». La radiographie du défilé fémoro-patellaire à 30° avec calcul de la distance « W » (distance entre les 2 points les plus antérieurs des berges médiale et latérale de la trochlée fémorale) ne peut donc être considérée comme standardisable et reproductible en application clinique. Le but de cette étude (démontrer que nous pouvons calculer l'angle « b » à partir d'une mesure sur une radiographie standard.) ne peut être atteint que si nous avons dans notre méthode une **précision de mesure** reflétant avec exactitude les variations individuelles. Or ces variations sont de l'ordre du degré ; nous ne pouvons donc approuver une méthode dont la précision est inférieure au degré. Pour mémoire la simple différence entre un angle condylien postérieur calculé à partir de l'axe bi-épicondylien clinique ou chirurgical est déjà de 3°.

Peut-être serait il préférable de prendre un autre référentiel ? Arima [25] nous dit d'ailleurs en accord avec les travaux de Berger [5] et ceux de Yoshioka [65] qu'il semble plus facile de déterminer l'angle b par la méthode de la ligne antero-postérieure de Whiteside. (Méthode inutilisable en cas de destruction osseuse importante comme dans le cas de reprise de prothèse.). Pourtant Poilvache [57] conclue qu'en per-opératoire c'est l'axe bi-épicondylien le plus facile à repérer. Une équipe australienne [66] propose même de prendre comme repère anatomique la corticale fémorale antérieure, repère qu'elle a utilisé depuis 20 ans sur plus de 4000 PTG.

On peut penser plus simplement qu'une imagerie bidimensionnelle n'est pas adaptée à ce type de mesure : le repérage des points les plus antérieurs de la trochlée fémorale nécessite probablement une imagerie tridimensionnelle pour être exact. Le développement de la navigation a relancé les travaux de radio-anatomie sur le fémur distal. L'ensemble de ces travaux se font maintenant en 3D et confirme que les études en 2D induisent systématiquement des erreurs par artefact de projection dans les 3 plans orthogonaux. [16, 21]

6 ETUDE CLINIQUE: Recherche d'une corrélation entre l'angle condylien postérieur radiographique et la mesure de la rotation externe fémorale par tenseur ligamentaire.

6.1 Objectifs.

Notre étude anatomique nous a démontré que le calcul de l'angle condylien postérieur à partir d'une mesure faite sur un cliché radiographique standard n'était pas assez précis pour déterminer la rotation externe à donner à l'implant fémoral prothétique. Nous avons quand même démontré qu'il existe une relation entre l'axe bi-condylien postérieur et la largeur trochléenne fémorale antérieure en validant la formule de Maestro. Dans cette deuxième partie, nous avons voulu rechercher une corrélation entre les mesures préopératoires de l'angle condylien postérieur déterminé à partir de l'équation de Maestro et la valeur angulaire donnée par le tenseur ligamentaire.

6.2 Matériels et méthode.

Nous avons étudié les dossiers des arthroplasties de genou Scorpio PS+ à insert rotatoire parmi les arthroplasties réalisées en mono opérateur entre janvier 2007 et avril 2008. Il s'agissait uniquement de première intention sur gonarthrose primitive. Toutes ces opérations ont été pratiquées dans le service d'orthopédie du CHU de Limoges.

Pour être sélectionné, chaque patient devait avoir bénéficié en pré opératoire d'un bilan radiologique standard comprenant un défilé fémoro-patellaire à 30° de flexion (Figure 48 A et B.). Ce cliché radiographique devait avoir été pris à l'aide d'un meuble spécifique ayant servi pour l'étude radio anatomique précédemment décrite. Seul un manipulateur radio était présent lors de la réalisation de celui-ci. Ce même manipulateur mesurait lui-même la largeur trochléenne antérieure à l'aide de son logiciel radiologique. Tous les manipulateurs du service de radiologie du CHU de Limoges pouvaient réaliser ces clichés. Ceci nous permettant de voir si ce cliché est réalisable en technique courante.

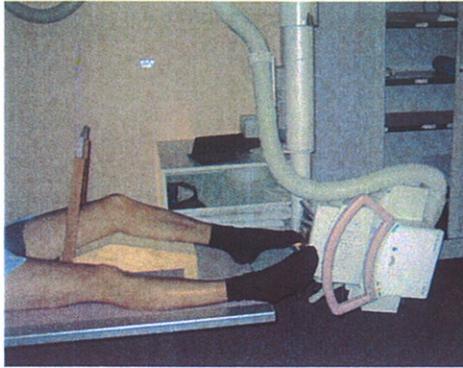


Fig. 48A

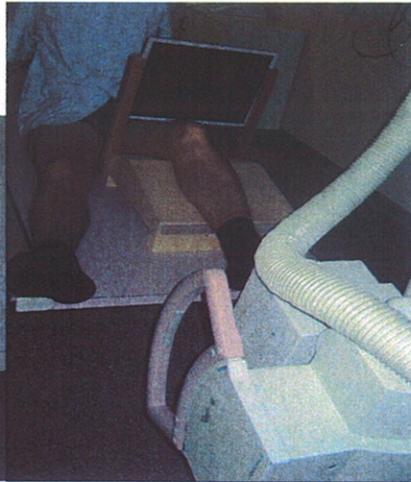


Fig. 48B

Fig. 48 A et B : Radiographie du défilé fémoro-patellaire à 30°.

Sur ce cliché est mesuré « W » à partir duquel nous calculons l'angle b (Figure 49.).

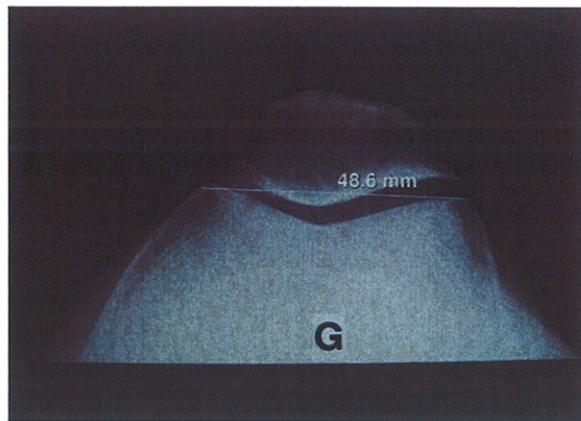


Fig. 49 : Mesure de « W ».

Secondairement, chaque patient devait avoir fait l'objet d'une mesure de l'angle de rotation externe fémorale en per-opératoire avec le tenseur X-Celerate (Figure 50.).

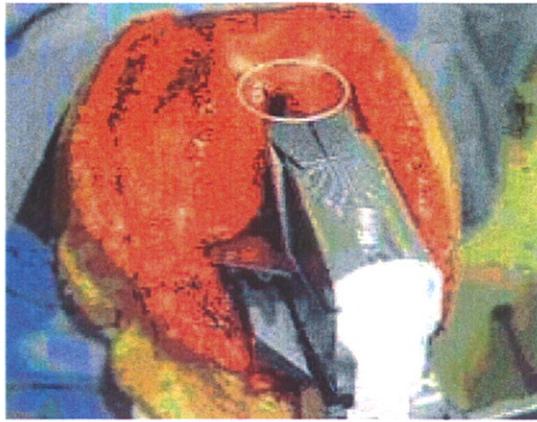


Fig. 50 : Mesure par tenseur ligamentaire de la rotation fémorale (angle b).

Ainsi nous avons retenu 37 cas.

6.3 Résultats.

Les résultats détaillés sont exposés dans le tableau 4 en annexe. Notre série retrouve des résultats en accord avec ceux de la littérature (Figures 51 et 52 A et B.).

	Moyenne	Ecart type	Nombre	Minimum	Maximum
Calcul b radio (en °)	4,93	0,17808331	37	4,65	5,25
Mesure b tenseur (en °)	2,75	1,34	37	1,5	4,5

Fig. 51: Statistiques descriptives.

Limoges	Thèse 2008	X-Celerate	2,75
Montsouris	Sofcot 2004	X-Celerate	3,32
Vielpeau	Sofcot 2002	Cores	2,7
Berger	1993	Anat.	3,5

Fig. 52 A

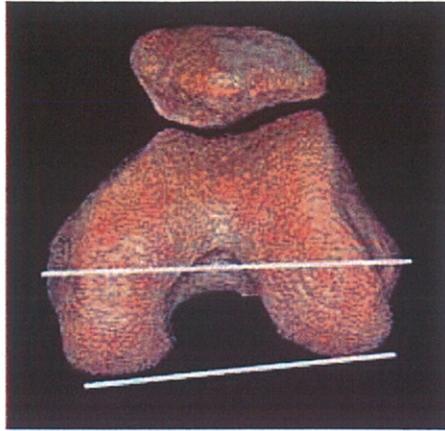


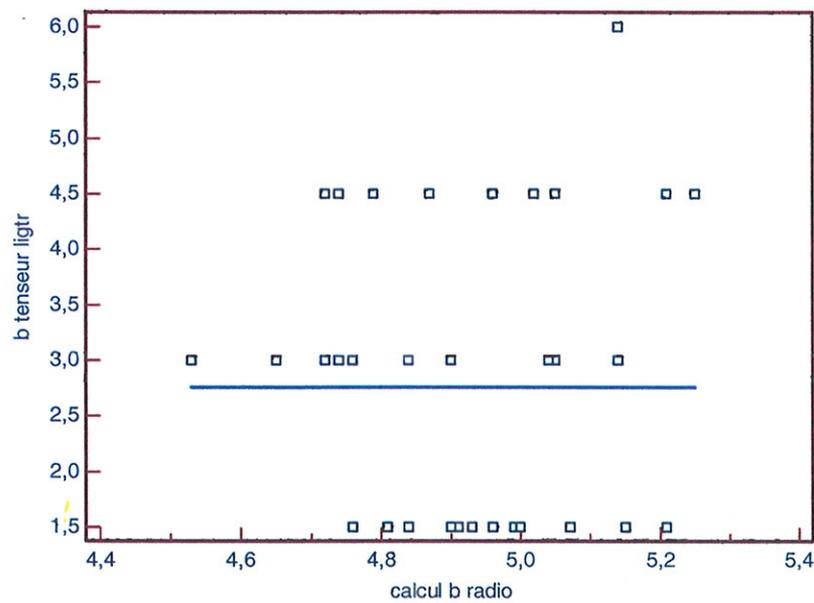
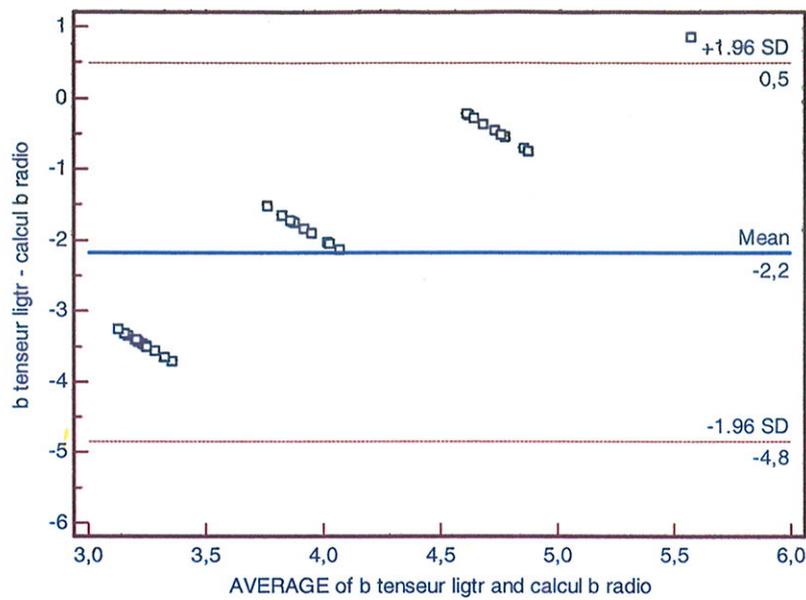
Fig. 52 B

Fig. 52 : A : Tableau de corrélation entre la rotation fémorale externe donnée par tenseur et l'angle condylien postérieur selon l'axe trans-épicondylien chirurgical.
 B : Schéma de l'axe bi-épicondylien chirurgical.

-Recherche du niveau de concordance entre b radio et b tenseur ligamentaire :

Variable Y	b_tenseur_ligtr b tenseur ligtr
Variable X	Calcul_b_radio calcul b radio
Sample size	37
Concordance correlation coefficient	-0,00005357
95% Confidence interval	-0,02368 to 0,02357
Pearson ρ (precision)	-0,0007512
Bias correction factor C_b (accuracy)	0,07132

Le niveau de concordance est mauvais.



On ne trouve aucune concordance entre les mesures radiographiques pré opératoires et les mesures per-opératoires prises avec le tenseur ligamentaire.

6.4 Discussion.

Dans les années 70, Insall [67] et Freeman [68] ont été les premiers à insister sur le concept de balance des parties molles et à introduire l'utilisation de spacer-tenseur. En

1985, Insall [69] établi qu'une balance ligamentaire correcte est le facteur déterminant dans la survie à long terme d'une PTG.

Hull et al.[70] ont montré que les méthodes subjectives (utilisation de spacer, technique de palpation au doigt de la tension ligamentaire..) de balance ligamentaire sont imprécises avec 66% de balance ligamentaire non équilibrée. Cela pouvant même conduire à des excès de release avec passage d'un varus à un valgus ou inversement.

Sambatakakis [71] a décrit le « cement wedge sign » qui indique une balance ligamentaire imparfaite. La radiographie de face du genou montre un coin de ciment visible sous la portion horizontale du plateau tibial (Figure 53.). Ce déséquilibre ligamentaire est associé à une augmentation importante significative des liserés radiologiques lors du suivi.

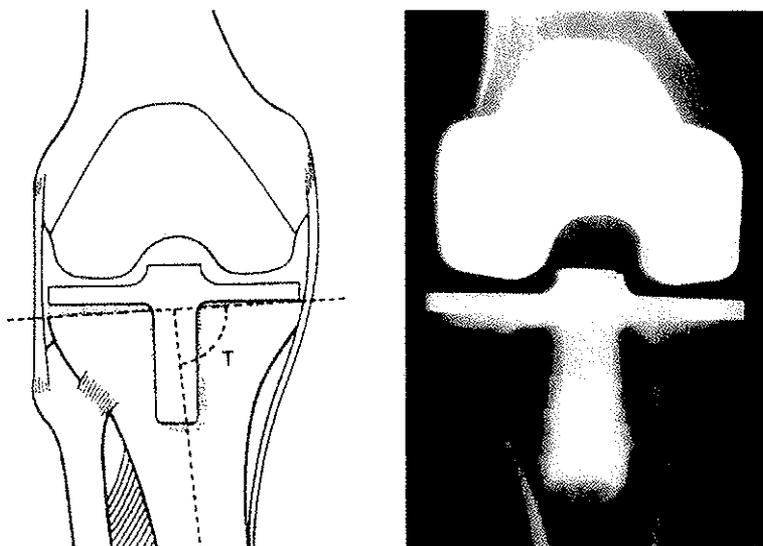


Fig. 53 : « cement wedge sign ».

La relation entre l'exactitude de la balance ligamentaire et la sévérité de l'usure du polyéthylène ont été confirmés lors des révisions par Wasielewski [72].

Ces articles confirment l'importance de réaliser une balance ligamentaire fiable.

Olcott [33] a comparé 3 méthodes différentes pour mesurer la rotation fémorale nécessaire à l'obtention d'un espace « p » rectangulaire sur 100 arthroplasties. L'axe bi-épicondylien obtient les meilleurs résultats devant la ligne de Whiteside et les 3° de rotation externe systématiques insuffisants, surtout dans les valgus. Ces résultats confirment encore l'axe bi-épicondylien comme référentiel.

Stiehl [43] compare lui l'utilisation de l'axe condylien postérieur et d'une coupe fémorale perpendiculaire à l'axe mécanique du tibia ; les TDM post-opératoires

confirment 4 à 5° de différence par rapport à l'axe bi-épicondylien, la coupe perpendiculaire à l'axe mécanique tibial étant mesuré entre 0 et 1° de l'axe bi-épicondylien. L'utilisation de l'axe tibial mécanique restaure des contraintes fémoro-patellaires satisfaisantes et diminue le nombre de release externe.

Fehring [73] rapporte dans son étude une comparaison entre rotation fémorale déterminée en flexion ligament en tension, une fois le release fait en extension (méthode dite classique) permettant une coupe fémorale parallèle à la coupe tibiale à une coupe fémorale déterminée à partir de repères osseux fémoraux (axe bi-épicondylien ou ligne de Whiteside (méthode dite alternative). Il retrouve une erreur d'au moins 3° dans la balance ligamentaire en flexion des PTG avec coupes fémorales déterminées par repères osseux. Ces patients ont donc des espaces « p » en flexion trapézoïdaux.

Dans notre étude, la mauvaise concordance entre les mesures radiographiques pré-opératoires et les mesures per-opératoires prises avec le tenseur ligamentaire est probablement liée à l'échelle de mesure du tenseur ligamentaire. En effet celui-ci est gradué d'1,5° en 1,5° ce qui ne lui permet pas d'obtenir de résultats précis pouvant être comparés avec ceux d'une mesure radiographique. Cependant cette raison n'est pas la seule car nous n'avons pas trouvé non plus de relation entre l'augmentation des valeurs radiographiques et l'augmentation de celles du tenseur ligamentaire. Il faut tenir compte du fait que le tenseur ligamentaire tient compte de la balance ligamentaire et donne donc une « variante de l'angle b » mesurant ainsi un véritable angle condylien postérieur dynamique, différent d'une simple mesure sur os sec. Il synchronise ainsi deux étapes du protocole opératoires que sont les coupes osseuses et la balance ligamentaire.

La technique opératoire d'une arthroplastie de genou laisse le choix à l'opérateur d'établir sa propre stratégie : ordre des coupes ; méthodes d'équilibrage ligamentaires. Comme nous l'avons vu, il peut choisir un système de coupes indépendantes et régler la rotation de l'implant fémoral sur les repères anatomiques. Il accepte alors une certaine approximation, comme cela est décrit dans la littérature. L'équilibrage ligamentaire sera fait secondairement. L'utilisation d'un spacer sera nécessaire.

Il peut choisir un système de coupes interdépendantes utilisant alors comme dans notre étude un tenseur ligamentaire pour régler la rotation fémorale. Comme nous l'avons dit la rotation du composant fémoral ne tiendra pas seulement compte de la torsion de l'épiphyse fémorale distale mais aussi de la balance ligamentaire du genou à prothéser. Nous retrouvons ici notre notion d'angle condylien postérieur dit « fonctionnel ». Celui-

ci permettant exactement d'évaluer l'espace répondant à la définition princeps d'espace défini par un volume et une forme entre des ligaments normalement tendus.

La littérature montre une dispersion des valeurs extrêmes de la rotation externe de 0 à 8° témoignant d'une grande variabilité interindividuelle. Celle-ci va à l'encontre d'un réglage systématique de la rotation externe à 3°, comme cela a pu être proposé [74]. Actuellement deux techniques opératoires semblent tenir compte de cette variabilité : la navigation et le tenseur ligamentaire. L'utilisation d'un système de navigation nécessite, nous l'avons vu, dans un premier temps de fournir un certain nombre d'informations anatomiques au navigateur lui permettant une reconstitution du genou opéré. L'évaluation anatomique du fémur se fait sur le navigateur par digitalisation successive de l'épicondyle médial, de l'épicondyle latéral, du centre du genou, de l'axe antéro-postérieur de Whiteside. La rotation fémorale sera ainsi naviguée. L'importance de la rotation, contrôlée par le traceur, doit permettre un alignement sur l'axe épicondylien et sur la ligne antéro-postérieure de Whiteside. Qu'en est-il des calculs informatiques faits à partir de ces données ?

Yau et al [75] n'ont pas retrouvé d'amélioration des résultats radiographiques avec l'utilisation de la navigation pour des praticiens pratiquant peu de PTG. Résultats confirmés par l'étude de Lutzner [76] qui ne retrouve pas de différence significative au niveau du positionnement radiographique des implants notamment au niveau du positionnement rotatoire entre des PTG conventionnelles et naviguées. Kim [77] a effectué des arthroplasties de genou bilatérales ; un côté de façon conventionnelle, l'autre navigué. Il ne retrouve pas de différence significative entre les 2 groupes concernant l'orientation des composants prothétiques. Chauhan [78] dans une étude anatomique sur 6 cadavres avec la même méthodologie avait pourtant retrouvé un meilleur positionnement en rotation du composant fémoral pour les PTG naviguées. B. Galaud et Ph. Beaufils [79] ont montré qu'il n'existait pas de corrélation statistique entre la torsion épiphysaire distale mesurée au scanner et en peropératoire (Torsion Epiphysaire Distale Fémorale ou T.E.D.F. Nav : 3.2° / Scan : 7.1°). Le repérage peropératoire de l'axe bi-épicondylien n'est pas fiable. La navigation ne permet pas de déterminer la torsion épiphysaire distale du fémur et donc pas de déterminer en peropératoire la rotation à donner à la pièce fémorale. Le seul moyen fiable demeure le scanner préopératoire. Ils réfutent ainsi l'hypothèse de Saragaglia et al.[48] qui pensait

que la variation de l'axe mécanique du genou entre l'extension complète (HKA à 0°) et la flexion du genou (HKA à 90°) était le reflet de la TEDF.

M. Michaut et Ph. Beaufils [80] modulent cependant les résultats de leur étude précédente par une étude scannographique pré et post opératoire de la T.E.D. Leurs objectifs sont atteints dans une fourchette de 2° pour 80% de leurs patients. Guingand a rapporté les résultats d'une étude similaire lors des premières Journées de Navigation de Lyon 2005 [59] : la corrélation tomодensitométrique souhaitée avec l'axe bi-épicondylien digitalisé lui paraissait incomplète : angle condylien postérieur pré-opératoire : 6.33° / angle post-opératoire : 3.18°, soit une rotation externe moyenne effective donnée au composant fémoral de 3.15° (figure 54).

Série Montsouris	N = 26	Groupe varus n = 19	Groupe valgus n = 7
Angle condylien postérieur pré-op anatomique	6,33° (1 – 9°)	5,94°	7,5°
Angle condylien postérieur post-op prothétique	3,18° (0 – 7°)	3,29°	3,25°
Rotation externe effective donnée	3,15° (0 – 6°)	2,64°	4,12°

Fig. 54 : Corrélation ligne bi-épicondylienne/positionnement de l'implant fémoral.

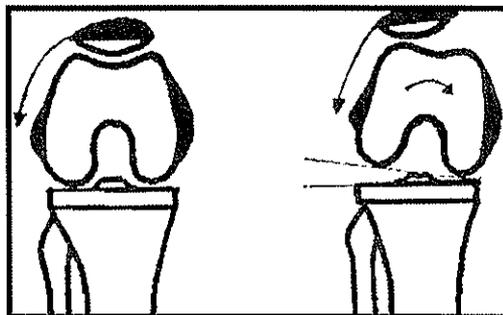
De nombreux auteurs dont Jenny et Boeri [81] et Saragaglia et al. [82] ont montré que la navigation était un outil qui permettait d'améliorer la précision de pose des implants dans les plans frontal et sagittal.

Jenny et Boeri [39] avaient déjà montré dans une étude clinique que le repérage per-opératoire de l'axe bi-épicondylien n'était ni fiable ni reproductible. Ils constataient d'importantes variations intra-observateurs (5 à 6°) et inter-observateurs (9°) des mesures de la rotation du composant fémoral par rapport à l'axe bi-épicondylien.

Kinzel et al. [83] concluent que même dans des mains expérimentées, l'estimation per-opératoire digitale de l'axe bi-épicondylien est inexacte et ne peut-être le seul critère de détermination de la rotation fémorale. Ils retrouvent seulement 75% de genou avec un axe bi-épicondylien palpé à moins de 3° de l'axe réel (TDM); avec des erreurs allant de 6° de rotation externe à 11° de rotation interne.

Conscients de la difficulté du repérage de chacun de ces repères anatomiques en chirurgie conventionnelle ou naviguée et du caractère aléatoire du réglage de la rotation fémorale sur ceux ci, Guingand préfère pour sa part et à l'instar du Groupe Jade utilisateur du Tenseur Cores [26], lier les coupes au sein d'une enveloppe équilibrée, en reportant en flexion sur la coupe tibiale première, la mesure de l'espace fémoro-tibial en extension. L'obtention d'un espace second fémoro-tibial en flexion proche de l'espace premier en extension paraît témoigner d'une symétrie satisfaisante des espaces obtenus par une rotation externe de l'implant fémoral adapté à l'enveloppe ligamentaire. Il note aussi que l'utilisation du tenseur a entraîné une diminution des sections d'ailerons rotuliens externes. Boldt [84] confirme qu'une rotation fémorale déterminée sur l'axe mécanique tibial et la balance ligamentaire est spécifique fiable et reproductible : la coupe fémorale qui en découle sera alors parallèle à l'axe bi-épicondylien et permet d'optimiser les résultats cliniques des PTG.

Le positionnement en rotation de la pièce fémorale influence directement l'articulation fémoro-patellaire et donc les résultats cliniques et radiologiques [85-87]. Dès lors, il est essentiel de régler la rotation de la pièce fémorale avec la même précision que le positionnement dans les plans frontal et sagittal. Rappelons que les complications fémoro-patellaires sont les premières causes de reprises aseptiques des PTG.



Newbern et al.[88] et Akagi et al [89] ont comparé deux séries d'arthroplasties de genou utilisant l'axe condylien postérieur puis l'axe bi-épicondylien comme référence. Une diminution significative des sections d'ailerons rotuliens externes a été observée (56,9% contre 12,3% pour Newbern) ainsi qu'une baisse des complications fémoro-patellaires lors de l'utilisation de l'axe bi-épicondylien.

Anouchi et Whiteside [90] comparent 3 séries de PTG ; composant fémoral en rotation interne, neutre et externe ; et démontrent qu'une diminution de la mise en rotation externe du composant fémoral entraînait une perte de stabilité dans le plan frontal (varus valgus), avec un déplacement en valgus lors de la flexion ainsi qu'une mauvaise répartition du contact fémoro-patellaire. Rhoads [91] [92] a montré qu'une rotation interne du composant fémoral entraîne un déplacement médial de la patella. Celui-ci est corrigé par une mise en rotation externe jusqu'à 100° de flexion où le fémur se médialise avec 15° de rotation externe. Ces travaux sont confirmés par ceux de Feinstein [93] et d'Eckhoff [37] qui montrent une grande variabilité individuelle de l'orientation du sillon fémoro-patellaire très difficile à reproduire lors d'une arthroplastie.

La mise en rotation fémorale doit cependant rester fonction de plusieurs paramètres appréciés par l'opérateur:

- des facteurs anatomiques : une rotation externe excessive du bloc de coupe fémorale menacerait l'intégrité de la corticale fémorale antéro-externe.
- des facteurs mécaniques : pour tenir compte des contraintes fémoro-patellaires.

L'utilisation du tenseur peut entraîner le report en flexion d'une éventuelle erreur de la coupe tibiale.

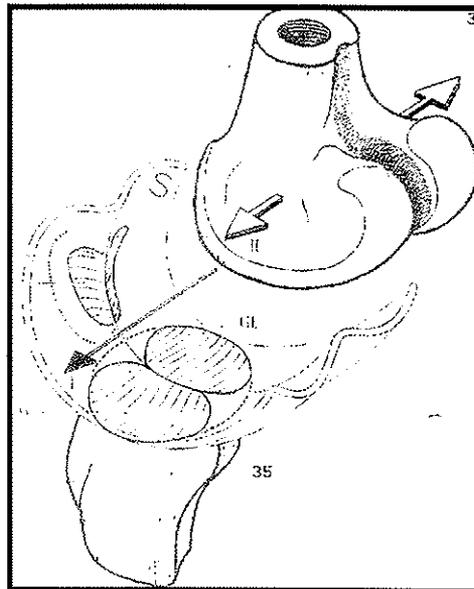
Une erreur potentielle peut apparaître dans la balance ligamentaire lorsqu'elle est faite patella éversée ou lorsque le rétinaculum médial n'est pas fermé. De même en cas de laxité ligamentaire pré-existante, le réglage de la rotation fémorale doit se faire sur un repère anatomique de l'épiphyse fémorale pour éviter toute erreur de positionnement; le traitement de la laxité sera un temps opératoire différent sans relation.

6.5 Conclusion.

Cette étude semble retrouver une meilleure corrélation entre la rotation fémorale externe donnée par le tenseur X-Celerate et l'angle condylien postérieur mesuré à partir de l'axe bi-épicondylien chirurgical. Ces résultats vont dans le même sens que les précédentes études utilisant un tenseur ligamentaire[46, 94]. Cependant l'angle mesuré par le tenseur ligamentaire est non corrélé à l'angle condylien postérieur. Cette conclusion peut paraître logique si l'on tient compte du fait que l'angle condylien postérieur est la

conséquence d'une torsion d'une épiphyse osseuse. Le tenseur mesure un angle qui est sous la dépendance étroite des surfaces osseuses et de la balance ligamentaire prenant ainsi en compte les paramètres fonctionnels du genou.

« Le composant prothétique n'est plus seulement placé sur un os mais dans une articulation. »



7 CONCLUSION GENERALE.

Les mesures sur os secs, sur images scannographiques, sur radiographie standard pré-opératoire, ou en per-opératoire, sont finalement bien différentes. Il s'agit d'une mesure anatomique, d'une mesure radiologique en deux ou trois dimensions, de la mesure d'un angle en contrainte sous la dépendance d'une balance ligamentaire.

Notre travail se basait principalement sur des formules. L'application de la même formule à une population ne peut pas refléter la variabilité inter individuelle. En effet les formules ne peuvent aboutir qu'à des moyennes statistiques. Ce projet devait aboutir à une mesure précise, fiable et reproductible. Ceci afin d'améliorer une procédure qui s'avère être déjà très rigoureuse.

Ce travail nous permet de voir que le niveau de précision dans l'évaluation de l'angle condylien postérieur que nous souhaitons, n'est pas atteignable à partir d'une mesure radiographique simple intégrée dans une équation mathématique. La navigation n'apporte pas non plus actuellement la solution définitive à la détermination de l'axe de flexion-extension puisque le repérage anatomique per-opératoire est peu fiable.

Nous pouvons facilement imaginer que le développement de la chirurgie assistée par ordinateur permettra une précision accrue du positionnement des guides de coupe dans les trois plans de l'espace. Une évaluation anatomique précise du fémur sera possible par amélioration des techniques de digitalisation. Peut-être en la couplant à une imagerie tridimensionnelle ? Probablement en utilisant une imagerie fonctionnelle ?

L'utilisation du tenseur ligamentaire, système objectif de balance ligamentaire, paraît actuellement une solution satisfaisante. Il peut-être couplé à la navigation, le tenseur effectuant la balance ligamentaire, la navigation validant la coupe tibiale.



ANNEXES

	Mesure b0 scanner en °	Mesure W1 scanner en cm	Calcul b1 scanner en °
F1	5,3	3,1	5,406451613
F2	5,1	3,19	5,355485893
F3	5,2	3,59	5,159888579
F4	5,5	3,48	5,209195402
F5	5,4	3,44	5,227906977
F6	5,2	3,07	5,424104235
F7	5,1	3,47	5,213832853
F8	5,2	3,41	5,242228739
F9	5,4	3	5,466666667
F10	5,4	3,07	5,424104235
F11	5,6	2,92	5,517808219
F12	5,6	3	5,466666667
F13	5,5	3,12	5,394871795
F14	5,4	3,18	5,361006289
F15	5,4	2,95	5,498305085
F16	4,9	3,65	5,134246575
F17	5,4	2,74	5,64379562
F18	5,2	3,04	5,442105263
F19	5,2	3,07	5,424104235
F20	4,9	3,58	5,16424581
F21	5,0	3,45	5,223188406
F22	5,5	2,9	5,531034483
F23	5,3	3,05	5,436065574
H1	5,2	3,89	5,425192802
H2	5,5	3,19	5,825705329
H3	5,6	3,62	5,561325967
H4	5,4	3,92	5,41122449
H5	5,4	3,96	5,392929293
H6	5,3	4,28	5,258878505
H7	5,4	3,67	5,534604905

H8	5,4	3,44	5,663953488
H9	5,5	3,56	5,594382022
H10	5,9	3,25	5,784615385
H11	5,6	3,54	5,605649718
H12	5,7	3,43	5,669970845
H13	5,7	3,36	5,713095238
H14	5,6	3,45	5,657971014
H15	5,5	3,25	5,784615385
H16	5,5	3,54	5,605649718

Tableau 1 : Mesures scannographiques de l'angle condylien postérieur b0, de la largeur de trochlée W1 et calcul de b1.

	Mesure W2 en cm.	calcul b2 en°
F1	3,617700058	5,147944802
F2	3,468900056	5,214344579
F3	3,72930006	5,101622264
F4	3,543300057	5,18044758
F5	3,524700056	5,188787673
F6	3,701400059	5,112941025
F7	3,859500062	5,050965128
F8	3,627000058	5,143975713
F9	3,664200059	5,128300832
F10	3,15270005	5,376255245
F11	3,403800054	5,245220022
F12	3,180600051	5,360674058
F13	3,329400053	5,281984715
F14	3,366600054	5,263399249
F15	3,087600049	5,41370641
F16	3,710700059	5,109149193
F17	3,12480005	5,392114667

F18	3,441000055	5,227433859
F19	3,654900058	5,132189639
F20	3,608400058	5,151934351
F21	3,803700061	5,07225068
F22	3,487500056	5,205734741
F23	3,255000052	5,32043008
H1	4,017600064	5,367224185
H2	3,496800056	5,630427787
H3	4,203600067	5,289028425
H4	4,101300066	5,331158385
H5	4,082700065	5,339045212
H6	4,445400071	5,197156586
H7	4,073400065	5,343015635
H8	3,682800059	5,527880929
H9	3,859500062	5,439616501
H10	3,72000006	5,50860212
H11	3,645600058	5,547553184
H12	3,645600058	5,547553184
H13	3,636300058	5,552534138
H14	3,859500062	5,439616501
H15	3,943200063	5,400568038
H16	3,915300063	5,413398689

Tableau 2 : mesures radiographiques de W2 par la méthode du rapport d'agrandissement et calcul de b2. (Rapport d'agrandissement : 1,0752688).

	mesure W3 en cm	calcul b3 en °
F1	3,562271062	5,172030848
F2	3,403284672	5,245469169
F3	3,668801464	5,12638404
F4	3,473108478	5,212388451
F5	3,47706422	5,21055409
F6	3,611615245	5,150552764
F7	3,776160146	5,082987952
F8	3,584558824	5,16225641
F9	3,604757548	5,153502538
F10	3,133086876	5,387374631
F11	3,348581885	5,272349727
F12	3,140495868	5,383157895
F13	3,293468261	5,300335196
F14	3,339483395	5,276906077
F15	3,068391867	5,425060241
F16	3,680811808	5,121403509
F17	3,166823751	5,368333333
F18	3,419593346	5,237621622
F19	3,721590909	5,104732824
F20	3,576036866	5,165979381
F21	3,910133843	5,032176039
F22	3,472222222	5,2128
F23	3,234750462	5,3312
H1	3,992606285	5,378287037
H2	3,436928702	5,665797872
H3	4,177449168	5,29960177
H4	4,072022161	5,343605442
H5	4,064814815	5,346697039
H6	4,357338195	5,229435146
H7	4,007319305	5,371757991
H8	3,613138686	5,565050505
H9	3,849721707	5,444289157
H10	3,65630713	5,54185

H11	3,639740019	5,550688776
H12	3,616236162	5,563367347
H13	3,643988816	5,548414322
H14	3,817847286	5,459686747
H15	3,792486583	5,472122642
H16	3,90176089	5,419691211

Tableau 3 : Mesure de W3 avec la méthode de la réglette (distance bille-bille égal à 10cm) et calcul de b3.

Patients	mesure W radio (en cm)	calcul b radio (en°)	b tenseur ligamentaire (en °)
1	4.9	4.74	4.5
2	4.5	4.84	1.5
3	5.7	4.84	3.0
4	4.6	4.81	1.5
5	4.9	5.04	3.0
6	4.8	4.76	1.5
7	6.3	4.72	4.5
8	4.4	5.21	1.5
9	4.9	4.74	3.0
10	4.4	5.21	4.5
11	4.2	4.93	1.5
12	4.6	5.14	6.0
13	4.8	5.07	1.5
14	4.8	4.76	3.0
15	4.3	4.90	1.5
16	6.0	4.53	3.0
17	4.2	4.93	1.5
18	4.4	5.21	1.5
19	5.3	4.65	3.0
20	3.6	5.15	1.5

21	4.1	4.96	4.5
22	4.2	4.93	1.5
23	4.9	5.05	4.5
24	4.1	4.96	1.5
25	4.9	5.05	3.0
26	5.1	4.99	1.5
27	4.3	5.25	4.5
28	4.7	4.79	4.5
29	4.8	4.76	1.5
30	4.0	5.00	1.5
31	4.4	4.87	4.5
32	5.0	5.02	4.5
33	4.3	4.90	3.0
34	3.6	5.15	1.5
35	4.6	5.14	3.0
36	5.4	4.91	1.5
37	4.1	4.72	3.0

**Tableau 4 : mesure de W radiographique et calcul de b radiographique
Mesure per-opérateur de b par tenseur ligamentaire.**

8 BIBLIOGRAPHIE.

1. Larsen, *Développement des membres*. Embryologie humaine: p. 315-347.
2. Eckhoff, D.G., et al., *Three-dimensional mechanics, kinematics, and morphology of the knee viewed in virtual reality*. JBJS, 2005. 87(A-Suppl 2): p. 71-80.
3. Griffin, F.M., J.N. Insall, and G.R. Scuderi, *The posterior condylar angle in osteoarthritic knees*. J Arthroplasty, 1998. 13(7): p. 812-5.
4. Yoshioka, Y., D. Siu, and T.D. Cooke, *The anatomy and functional axes of the femur*. J Bone Joint Surg Am, 1987. 69(6): p. 873-80.
5. Berger, R.A., et al., *Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis*. Clin Orthop Relat Res, 1993(286): p. 40-7.
6. Menguy, F., L. Fournier, and S. Moreau, *Etude tomodensitométrique de la torsion fémorale sur genoux varus*. Société anatomique de Paris 2002.
7. Brillhaut, J., et al., *Dimensions du condyle fémoral latéral dans les genu valgum non-arthrosiques*. Revue de chirurgie orthopédique, 2002. 88: p. 686-690.
8. Parratte, S., et al., *Différences anatomiques homme-femme au niveau de l'extrémité distale du fémur et applications*. Maitrise orthopédique, 2006. 158.
9. Matsuda, S., et al., *Femoral condyle geometry in the normal and varus knee*. Clin Orthop Relat Res, 1998(349): p. 183-8.
10. Klein, P. and P. Sommerfeld, *Biomécanique des membres inférieurs*. Elsevier, 2008.
11. Williams, A., *Functional in vivo kinematic. Analysis of the normal knee*. Bellemans J et al, Total knee arthroplasty, 2005: p. 32-37.
12. Churchill, D.L., S.J. Incavo, and C.C. Jonhson, *The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee*. Clin orthop, 1998.
13. Freeman, M. and V. Pinskerova, *The movement of the knee studied by magnetic resonance imaging*. Clin. Orthop and Relat. Res., 2003. 410: p. 35-43.
14. Kurosowa, H., P.S. Walker, and S. Abe, *Geometry and motion of the knee for implant and prosthetic design*. J Biomech, 1985. 18(487-499).
15. Fick, R., *Mechanick des kniesgelenkes*. Handbuch der anatomie des menchen, , 1911. Band 2,1,vol3.
16. Eckhoff, D.G., et al., *Difference between the epicondylar and cylindrical axis of the knee*. Clin Orthop Relat Res, 2007. 461: p. 238-244.

17. Elias, S., M. Freeman, and E. Gockay, *A correlative study of the geometry and anatomy of the distal femur*. Clin.Orthop, 1990.
18. Stiehl, J.B. and B.D. Abbott, *Morphology of the transepicondylar axis and its application in primary and revision total knee arthroplasty*. J Arthroplasty, 1995. 10(6): p. 785-9.
19. Hollister, A.M., A. Jatana, and A.K. Singh, *The axes of rotation of the knee*. Clin Orthop Relat Res, 1993.
20. Churchill, D.L., S.J. Incavo, and C.C. Jonhson, *A compound pinned hinge model of knee joint kinematics*. Trans orthop Res Soc, 1996.
21. Asano, T., M. Akagi, and T. Nakamura, *The functional flexion-extension axis of the knee corresponds to the surgical epicondylar axis: in vivo analysis using a biplanar image-matching technique*. J Arthroplasty, 2005. 20(8): p. 1060-7.
22. Matsuda, H., H. Miura, and R. Nagamine, *A comparaison of rotationnal landmarks in the distal fémur and the tibial shaft*. Clin orthop, 2003.
23. Lustig, S., et al., *Relationship between the surgical epicondylar axis and the articular surface of the distal femur: an anatomic study*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2008. 16(7): p. 674-82.
24. Burdin, P. and Brilhaut, *Coupes osseuses et positionnement des pièces prothétiques*. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT 81.
25. Arima, J., et al., *Femoral rotational alignment, based on the anteroposterior axis, in total knee arthroplasty in a valgus knee. A technical note*. J Bone Joint Surg Am, 1995. 77(9): p. 1331-4.
26. Vielpeau, C. and M. Raguét, *Gestion des espaces dans la prothèse totale de genou*. Maitrise orthopédique, 1999. 85: p. 10-15.
27. Vielpeau, C., et al., *Espace en flexion rectangulaire. La prothèse du genou. 11èmes journées Lyonnaises de chirurgie du genou.*: p. 133-140.
28. Insall, J.N., et al., *Correlation between condylar lift-off and femoral component alignment*. Clin Orthop Relat Res, 2002(403): p. 143-52.
29. Scuderi, G.R., et al., *The impact of femoral component rotational alignment on condylar lift-off*. Clin Orthop Relat Res, 2003(410): p. 148-54.
30. Boisrenoult, P., et al., *[Epiphyseal distal torsion of the femur in osteoarthritic knees. A computed tomography study of 75 knees with medial arthrosis]*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2001. 87(5): p. 469-76.

31. Incavo, S.J., K.M. Coughlin, and B.D. Beynnon, *Femoral component sizing in total knee arthroplasty: size matched resection versus flexion space balancing*. J Arthroplasty, 2004. 19(4): p. 493-7.
32. Miller, M.C., et al., *Optimizing femoral component rotation in total knee arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2001(392): p. 38-45.
33. Olcott, C.W. and R.D. Scott, *The Ranawat Award. Femoral component rotation during total knee arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1999(367): p. 39-42.
34. Olcott, C.W. and R.D. Scott, *A comparison of 4 intraoperative methods to determine femoral component rotation during total knee arthroplasty*. J Arthroplasty, 2000. 15(1): p. 22-6.
35. Mantas, J.P., et al., *Implications of reference axes used for rotational alignment of the femoral component in primary and revision knee arthroplasty*. J Arthroplasty, 1992. 7(4): p. 531-5.
36. Eckhoff, D.G. and B. Aukermann, *Femorotibialoffset. A morphologic feature of the natura and arthritic knee*. Clin orthop, 1999. 356: p. 430-437.
37. Eckhoff, D.G., et al., *Sulcus morphology of the distal femur*. Clin orthop, 1996. 331: p. 23-28.
38. Matsuda, S., et al., *Tranepicondylar axis in normal, varus and valgus knee*. J Bone Joint Surg [Br], 2004. 86B(Suppl.IV): p. 435-436.
39. Jenny, J.Y. and C. Boeri, *Low reproducibility of the intra-operative measurement of the transepicondylar axis during total knee replacement*. Acta Orthop Scand, 2004. 75(1): p. 74-7.
40. Stoeckl, *Reliability of the transepicondylar as a anatomical landmark in total knee arthroplasty*. J Arthroplasty, 2006. 6: p. 878-882.
41. Whiteside, L.A. and J. Arima, *The anteroposterior axis for femoral rotational alignment in valgus total knee arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1995(321): p. 168-72.
42. Akagi, M., et al., *Relationship between frontal knee alignment and reference axes in the distal femur* Clin Orthop Relat Res, 2000. 499: p. 258-267.
43. Stiehl, J.B. and P.M. Cherveney, *Femoral rotational alignment using the tibial shaft axis in total knee arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1996(331): p. 47-55.
44. Rivat, P., *Le distracteur, un instrument indispensable: l'expérience du CORES*. . 11èmes journées Lyonnaises de chirurgie du genou., 2002: p. 87-89.

45. Winemaker, M.J., *Perfect balance in total knee arthroplasty: the elusive compromise*. J Arthroplasty, 2002. 17(1): p. 2-10.
46. Guingand, O., *Symétrisation des espaces pour le contrôle de la rotation fémorale permise par le tenseur X-CELERATE*. Maitrise orthopédique, 2007. 160.
47. Delp, S.L., S.D. Stulberg, and B. Davies, *Computer assisted knee replacement*. Clin Orthop., 1998. 354: p. 49-56.
48. Saragaglia, D., et al., *Mise en place des prothèses totales de genou assistée par ordinateur: comparaison avec la technique conventionnelle*. Rev Chir Ortho., 2001. 87: p. 18-28.
49. Neyret, P., X. Zanone, and T. Ait Si Selmi, *Prothèse totale du genou et ostéotomies simultanées pour genu varum excessif*. . La chirurgie prothétique du genou, 1999. 9ème journées lyonnaises du genou.: p. 253-258.
50. SCOR., G., et al., *Interêt de la navigation dans la mise en place d'une PTG*. Maitrise orthopédique, 2007. 165.
51. Konermann, W.H., S. Kistner, and Spinger, *CT-free navigation including soft tissue balancing*. Navigation and robotics in total joint and spine surgery.: p. 254-273.
52. Kuntz, M., M. Strauss, and G. Deuretzbacher, *A non CT-based total knee arthroplasty system featuring complete soft-tissue balancing*. MICCAI, 2001.
53. Briard, J.L., E. Stindel, and S. Plaweski, *CT-free navigation with the LCS Surgetics station: a new way of balancing the soft tissues in TKA based on bone morphing*. Navigation and robotics in total joint and spine surgery.: p. 274-280.
54. De lambilly, C., X. Courjaud, and L. Merlaud, *Ligament balancing using computer navigation in mobile bearing total knee prothesis*. Surgetica's, 2005: p. 17-21.
55. Matsuda, Y., et al., *Varus-valgus balance and range of movement after total kneearthroplasty*. J Bone Joint Surg Br, 2005. 87(6): p. 804-8.
56. Maestro, A., et al., *Preoperative calculation of the femoral transepicondylar axis*. The American Journal of Knee Surgery, 2000. 13(3): p. 181-187.
57. Poilvache, P.L., et al., *Rotational landmarks and sizing of the distal femur in total knee arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 1996(331): p. 35-46.
58. Pagnano, M.W. and A.D. Hanssen, *Varus tibial joint line obliquity: a potential cause of femoral component malrotation*. Clin Orthop Relat Res, 2001(392): p. 68-74.

59. Guingand, O., et al., *Positionnement en rotation de la pièce fémorale: technique naviguée versus conventionnelle par tenseur. . 1ères journées Lyonnaises de navigation. , 2005.*
60. Yau, W.P., et al., *Intraobserver errors in obtaining visually selected anatomic landmarks during registration process in nonimage-assisted total knee arthroplasty: a cadaveric experiment.* J Arthroplasty, 2005. 20 p. 591-601.
61. Jerosch, J., et al., *Interindividual reproducibility in perioperative rotational alignment of femoral components in knee prosthetic surgery using the transepicondylar axis.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2002. 10(3): p. 194-7.
62. Chauhan, S.K., G.W. Clark, and S. Lloyd, *The use of the epicondylar axis in rotation of the femoral component in total knee arthroplasty.* JbJS[Br], 2004. 86(B Suppl.III): p. 322.
63. Yoshino, N., et al., *Computed tomography measurement of the surgical and clinical transepicondylar axis of the distal femur in osteoarthritic knees.* J Arthroplasty, 2001. 16(4): p. 493-7.
64. Kanekasu, K., M. Kondo, and Y. Kadoya, *Axial radiography of the distal femur to assess rotational alignment in total knee arthroplasty.* Clin Orthop Relat Res, 2005(434): p. 193-7.
65. Yoshioka et Al, *The anatomy and functional axes of the femur.* JBJS, 1987. 69: p. 873-880.
66. Murray, J.R.D., et al., *The anterior femoral cortical line: a new technique for assessment of intra-operative femoral component rotation in total knee replacement* JbJS[Br], 2008. 90-B(Supp III): p. 572.
67. Insall, J.N., *Surgery of the knee.* Surgery of the knee, 2000.
68. Freeman, M., et al., *ICLH Arthroplasty of the knee: 1968-1977.* JBJS [Br], 1978. 60(B): p. 339-344.
69. Insall, J.N., *Correction of arthritic deformities of the knee.* Arthritis and allied conditions, 1985.
70. Hull, P., et al., *Are we really balancing total knee replacements? The results of a trial, objectively assessing soft tissue balance intra-operatively.* Orthopedic Product News, 2008. May: p. 44-45.

71. Sambatakis, A., T.J. Wilton, and G. Newton, *Radiographic sign of persistent soft-tissue imbalance after knee replacement*. JbJS[Br], 1991. 73(B): p. 751-756.
72. Wasielewski, R.C., et al., *Wear patterns on polyethylene tibial inserts and their relationship to technical considerations during TKA*. Clin Orthop Relat Res, 1994. 299: p. 31-43.
73. Fehring, T.K., *Rotational malalignment of the femoral component in total knee arthroplasty*. Clin Orthop Relat Res, 2000(380): p. 72-9.
74. Laskin, R.S., *Flexion space configuration in total knee arthroplasty*. J Arthroplasty, 1995. 10(5): p. 657-60.
75. Yau, W.P., et al., *Computer navigation did not improve alignment in a lower-volume total knee practice*. Clin Orthop Relat Res, 2008. 466: p. 935-945.
76. Lutzner, J., et al., *Computer-assisted and and conventional total knee replacement: a comparative, prospective, randomised study with radiological and CT evaluation*. JBJS [Br], 2008. 90(B): p. 1039-44.
77. Kim, Y.H., J.S. Kim, and S.H. Yoon, *Alignment and orientation of the components in total knee replacementwith and withoutnavigation support*. J Bone Joint Surg [Br], 2007. 89(B): p. 471-476.
78. Chauhan, S.K., et al., *Computer-assisted total knee replacement. A controlled cadaver study using a multi-parameter quantitative CT assessment of alignment (the Perth CT Protocol)*. J Bone Joint Surg Br, 2004. 86(6): p. 818-23.
79. Galaub, B., M. Michaut, and P. Beaufils, *Fiabilité de la mesure en navigation de l'axe bi-épicondylien dans les prothèses de genou: corrélation avec le scanner pré-opératoire*. Rev Chir Ortho., 2005. 91(6): p. 158.
80. Michaut, M., B. Galaud, and P. Beaufils, *Précision de la rotation du composant fémoral en navigation dans les arthroplasties totales de genou; Etude scannographique pré et post-opératoire*. Rev Chir Ortho., 2005. 88(6): p. 103-104.
81. Jenny, J.Y. and C. Boeri, *Implantation d'une prothèse totale de genou assistée par ordinateur. Etude comparative cas-témoin avec une instrumentation traditionnelle*. Rev Chir Ortho., 2001. 87: p. 645-652.
82. Saragaglia, D., F. Picard, and C. Chaussard, *Computer-assisted knee arthroplasty: comparison with a conventionnal procedure: results of 50 cases in a prospective randomised study*. Rev Chir Ortho., 2001. 87: p. 18-28.

83. Kinzel, V., M. Ledger, and D. Shakespeare, *Can the epicondylar axis be defined accurately in total knee arthroplasty?* *Knee*, 2005. 12(4): p. 293-6.
84. Boldt, J.G., *CT evaluation of femoral component rotation in TKA: comparison of tibial axis method to transepicondylar line.* *JbJS[Br]*, 2003. 85(B Suppl I): p. 81-82.
85. Akagi, M., et al., *Effect of rotational alignment on patellar tracking in total knee arthroplasty.* *Clin Orthop Relat Res*, 1999(366): p. 155-63.
86. Anglin, C., et al., *Determinants of patellar tracking in total knee arthroplasty.* *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2008.
87. Armstrong, A.D., et al., *Patellar position after total knee arthroplasty: influence of femoral component malposition.* *J Arthroplasty*, 2003. 18(4): p. 458-65.
88. Newbern, D.G., et al., *A clinical comparison of patellar tracking using the transepicondylar axis and the posterior condylar axis.* *J Arthroplasty*, 2006. 21(8): p. 1141-6.
89. Akagi, M., et al., *Effect of rotational alignment on patellar tracking in total knee arthroplasty.* *Clin Orthop Relat Res*, 1999. 366: p. 155-163.
90. Anouchi, Y.S., et al., *The effects of axial rotational alignment of the femoral component on knee stability and patellar tracking in total knee arthroplasty demonstrated on autopsy specimens.* *Clin Orthop Relat Res*, 1993(287): p. 170-7.
91. Rhoads, D.D., et al., *The effect of femoral component position on patellar tracking after total knee arthroplasty.* *Clin Orthop Relat Res*, 1990(260): p. 43-51.
92. Rhoads, D.D., et al., *The effect of femoral component position on the kinematics of total knee arthroplasty.* *Clin Orthop Relat Res*, 1993(286): p. 122-9.
93. Feinstein and K.M. William, *Anatomic Alignment of the Patellar Groove.* *Clin.Orthop.Relat.Res.*, 1996. 331: p. 64-73.
94. Menguy, F., et al., *Réglage de la rotation de la pièce fémorale dans les prothèses totales de genou. Etude clinique et scannographique de 20 PTG (Jade).* *Rev Chir Ortho.*, 2002. 88(6): p. 157-166.

SERMENT D'HIPPOCRATE

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

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

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

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

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

BON A IMPRIMER N° 3145

LE PRÉSIDENT DE LA THÈSE

VU, le Doyen de la Faculté

VU et PERMIS D'IMPRIMER

105

LE PRÉSIDENT DE L'UNIVERSITÉ

CORDIER (Guillaume). Evaluation de la rotation fémorale distale dans l'arthroplastie de genou. (Thèse : Médecine ; Limoges ; 2008).

Résumé :

L'évaluation de la rotation axiale distale du massif condyloire est un critère majeur du positionnement de l'implant fémoral dans les arthroplasties de genou. L'**angle condylien postérieur** appelé **angle b** est défini entre l'axe bicondylien postérieur et l'axe bi-épicondylien. Il permet d'évaluer cette rotation.

• La première étude (radio-anatomique) cherche à déterminer l'**angle b** sur une radiographie simple à partir d'une équation mathématique (travail de Maestro).

Angle b = 3,6+ (7,1 / W) chez l'homme et 3,6+ (5,6/W) chez la femme.

Où **W = largeur intercondyloire ventrale**

On réalise des mesures scannographiques sur 49 fémurs de l'**angle b0** (angle de référence) et de **W1** (largeur de référence) dont on déduit **b1** à partir de l'équation. Puis on effectue des radiographies en défilé fémoro-patellaire à 30°, où l'on mesure **W**. On applique la formule pour calculer l'**angle b** radiographique.

La relation mathématique entre l'**angle b** et **W** existe. Cette méthode de calcul n'est pas assez précise pour valider une application clinique.

• La deuxième étude (clinique) recherche une corrélation entre l'**angle b** selon le protocole précédemment décrit et l'**angle b** mesuré par tenseur ligamentaire sur 39 patients.

Aucune corrélation n'est retrouvée ; le calcul de l'**angle b** et la mesure de la rotation fémorale distale par tenseur ligamentaire sont deux types de données différentes

• L'application d'une formule à une population ne peut refléter la variabilité inter individuelle. Actuellement nul autre moyen que l'imagerie 3D n'est assez précis pour déterminer la torsion épiphysaire distale du fémur. Le meilleur compromis semble être l'utilisation d'un tenseur ligamentaire éventuellement couplé à la navigation.

ORTHOPEDIE-TRAUMATOLOGIE

Mots-clés :

Rotation fémorale distale, arthroplastie totale de genou, axe bi-épicondylien, tenseur ligamentaire, navigation.