

ÉTUDE DU LIGAMENT CROISÉ POSTÉRIEUR À L'AIDE D'UN MODÈLE 3D INFORMATIQUE : BIOMÉTRIE LIGAMENTAIRE LORS DE LA FLEXION, APPLICATION AU REMPLACEMENT CHIRURGICAL DU LIGAMENT

S. BOISGARD¹, J. P. LEVAI¹, K. SAIDANE², B. GEIGER³, B. LANDJERIT⁴

SUMMARY : *A study of the posterior cruciate ligament, using a 3D computed model. Evaluation of ligament stretching during flexion, and application to surgical replacement of the ligament.*

We have developed a 3D computed model of the knee joint, constructed from MRI acquisitions in a living individual. We have used this model to perform an anatomic and biometric study of the posterior cruciate ligament (PCL) during flexion, and an assesment of the optimal location for an intraarticular graft. The method used a 3D computed model constructed from MRI acquisitions during knee flexion (0 to 75°). The range of motion was limited by a positioning device. We took 13 acquisitions from 0 to 75° of flexion. Each acquisition consisted of 21 sagittal cross sections of 3 mm slice thickness. We used the Delaunay reconstruction to obtain a 3D geometric model. A matching process to fix one part of the articulation during the movement, allows for the kinematic analysis of the tibia relative to the fixed femur.

This model allows to follow the displacement of a bone point during knee flexion. Knowing the relative displacement of the bone insertions of the ligament, it may be possible to determine the length of the PCL and its bands, to evaluate the length variation during movement, and to determine the optimal location for the insertion of an intraarticular graft, that would lead to the least stretch during flexion.

It was found that the mean length of the PCL was 30.2 mm, with the posterior band being 30% longer than the anterior band. During flexion the posterior band increases its length by 10% at 50° flexion, and by 20% at 75° flexion. The anterior band stretches more, to reach 40% elongation at 75° flexion.

The best position for insertion of a graft seems to be in the posterolateral portion of the anatomic tibial insertion, and posterior to the anatomic femoral insertion.

This method confirms the data in the literature, states precisely the length of the different bands of the PCL, and specifies the points of insertion for a graft, which lead to the least variation in length during flexion.

Keywords : posterior cruciate ligament ; 3D computed model ; biometry ; isometry ; ligamentoplasty.

Mots-clés : ligament croisé postérieur ; modèle informatique 3D ; biométrie ; isométrie ; ligamentoplastie.

INTRODUCTION

L'analyse de la cinématique du genou est indispensable pour mieux comprendre l'anatomie fonctionnelle des ligaments croisés et les possibilités de réparation ou de substitution.

Différentes méthodes d'analyse de la cinématique du genou ont été proposées. Les méthodes

¹ Service d'Orthopédie I, Hôpital G. Montpied, C.H.U. Clermont-Ferrand, 63003 Clermont-Ferrand, France.

² ENSAM Paris, Laboratoire de biomécanique, 75013 Paris France.

³ INRIA, Sophia Antipolis, France.

⁴ Département de Mécanique, Université de Lille, Ville-neuve d'Ascq, France.

Correspondance et tirés à part : S. Boisgard, Service d'Orthopédie I, Hôpital G. Montpied, C.H.U. Clermont-Ferrand, B.P. 69, 63003 Clermont-Ferrand Cedex 1, France.

radiographiques en deux dimensions de Gerber et Matter (10), Huber et Mattheck (14), Müller (22) utilisent la superposition de radiographies de profil, qui ne permettent pas de déterminer les coordonnées d'un point dans les trois plans de l'espace. Les méthodes par capteurs externes, utilisée par Berchuck *et coll.* (1), Hart *et coll.* (12) comportent un risque de mobilisation du capteur sur l'interface que constitue la peau par rapport aux structures osseuses. Les expérimentations sur cadavres réalisées par Blankevoort *et coll.* (2), Gely *et coll.* (9), Hefzy *et coll.* (13), Landjerit et Bisserie (17), Markolf *et coll.* (18), Noyes *et coll.* (24), sont éloignées des conditions physiologiques, du fait de l'absence d'appui et de sollicitation musculaire, et des modifications de la rigidité du système, en fonction de l'état de conservation. Le modèle mathématique reconstruit à partir de relevés anatomiques, proposé par Blankevoort *et coll.* (2) comporte un certain nombre d'incertitudes liées aux caractéristiques mécanique retenues pour chaque élément anatomique.

Le but de ce travail est de proposer à l'aide d'un modèle informatique 3D construit à partir de coupes IRM du genou chez un sujet vivant. :

- une étude de l'anatomie fonctionnelle du ligament croisé postérieur (LCP) et de ses faisceaux au cours de la flexion.
- une évaluation des positions d'insertion d'une ligamentoplastie intra-articulaire du LCP, qui entraînent le moins d'élongation lors du mouvement.

MATÉRIEL ET MÉTHODE

Le modèle 3D

La reconstitution d'un modèle du genou en trois dimensions, passe par trois phases : l'acquisition de données, la reconstruction et le recalage du modèle lors du mouvement. Les plans de références anatomiques du genou (frontal, sagittal, horizontal), sont utilisés pour les descriptions spatiales.

L'acquisition

L'acquisition des données s'effectue à l'aide de méthodes radiologiques recueillant les informations au cours du mouvement. Il faut utiliser une méthode radiologique qui permette la visualisation des éléments

osseux, des ligaments, des ménisques, à l'aide de coupes sagittales pour optimiser le recueil de données au niveau des ligaments et des zones de contacts articulaires. Seule l'IRM remplit ces conditions. L'acquisition est réalisée chez un volontaire sain, positionné dans l'appareil d'IRM, en décubitus dorsal sur une attelle limitant les mouvements parasites lors de l'examen. La longueur de l'examen avec nécessité de maintenir une flexion fixe pendant l'acquisition, impose cette attelle qui limite les mouvements dans le plan frontal, mais autorise les mouvements dans le plan sagittal, et horizontal. L'IRM utilisée était un Magnetom Siemens 1 Tesla avec une antenne de type corps entier. La séquence en spin écho était pondérée en T1, avec comme paramètres : TR = 300, TE = 20 - M = 160 × 256 - NA = 2Acq. - TA = 3'02, sans intervalle inter-coupes. La durée totale de l'examen fut de 42 minutes.

Le choix d'une épaisseur de coupe de 3 mm permet un rapport signal-bruit optimal, entraînant une excellente définition d'image pour le relevé des contours. Mais la structure visualisée dans la coupe occupe-t-elle tout ou partie de l'épaisseur ? Ceci est résolu en utilisant l'effet volume partiel, qui permet en fonction de la densité de la structure et de la coupe adjacente de préciser son niveau de pénétration.

On effectue 21 coupes pour chaque position de flexion, 13 positions sont étudiées de 0 à 75° de flexion, l'encombrement de l'attelle ne permettant pas une flexion plus importante. Pour chaque coupe, les contours des éléments osseux (tibia, rotule, fémur), et des éléments visco-élastiques (ménisques, LCA, LCP), sont relevés à la main. Les coordonnées en 2D sont ainsi colligées, et classées dans un fichier pour chaque position de flexion.

La reconstruction

Pour la reconstruction, nous avons utilisé la méthode de Delaunay décrite par Boissonnat (3). Elle permet la construction d'un modèle 3D, à partir de données en 2D relevées sur les coupes IRM. Pour chacune des 13 positions de flexion, un modèle est reconstruit (fig. 1).

La validation de cette méthode a été faite par Geiger (8) qui a évalué les données métriques de bassins osseux reconstruits par la même méthode. La distorsion a été inférieure à 1% entre les modèles reconstruits et les pièces anatomiques.

Le recalage

Pour une meilleure compréhension et une analyse mécanique fiable, il est préférable d'avoir un élément fixe de référence au niveau de l'articulation. Or dans

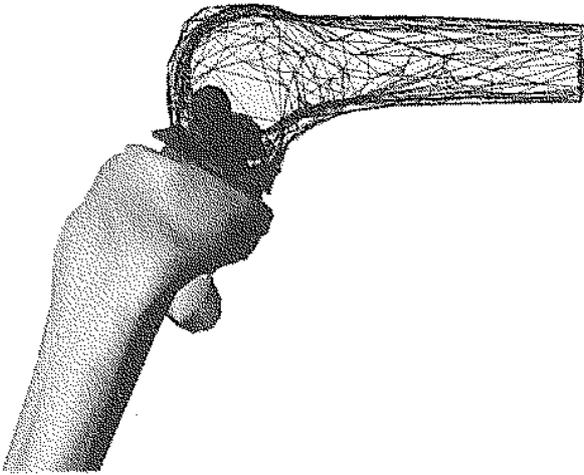


Fig. 1. — Pour chaque position de flexion, le modèle de genou est reconstruit à partir de 21 coupes IRM de l'articulation dans le plan sagittal. Ce modèle maillé permet de déterminer des points. Les coordonnées dans l'espace de ces points, peuvent être définies pour chaque position du genou lors de la flexion.

notre cas pour chaque position de flexion, les structures anatomiques se déplacent légèrement dans l'espace, les plans de coupes ne sont pas toujours strictement superposables, et il existe une légère distorsion due à la méthode de reconstruction, d'où l'absence d'éléments fixes lors de la flexion (fig. 2). Pour obtenir un fémur fixe nous permettant de raisonner par rapport à un repère unique, il faut superposer tous les modèles de fémur. Cette opération est appelée recalage. La méthode utilisée est semblable aux techniques de minimisations de surface, qui permettent d'ajuster au mieux les deux positions (fig. 3). Il devient possible de visualiser le mouvement avec le fémur fixe (fig. 4).

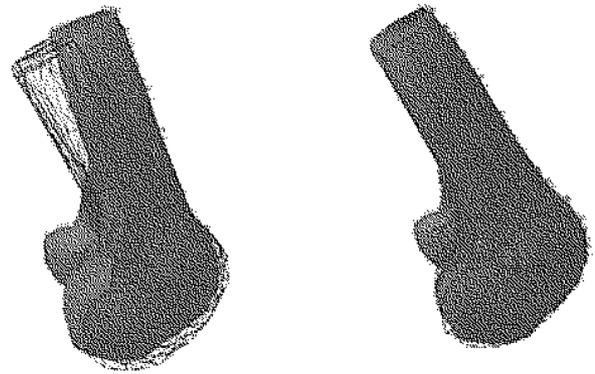


Fig. 3. — La méthode de recalage permet de superposer les fémurs. Pour chaque position de flexion, le modèle de fémur est superposé au précédent jusqu'à l'obtention d'un fémur unique.

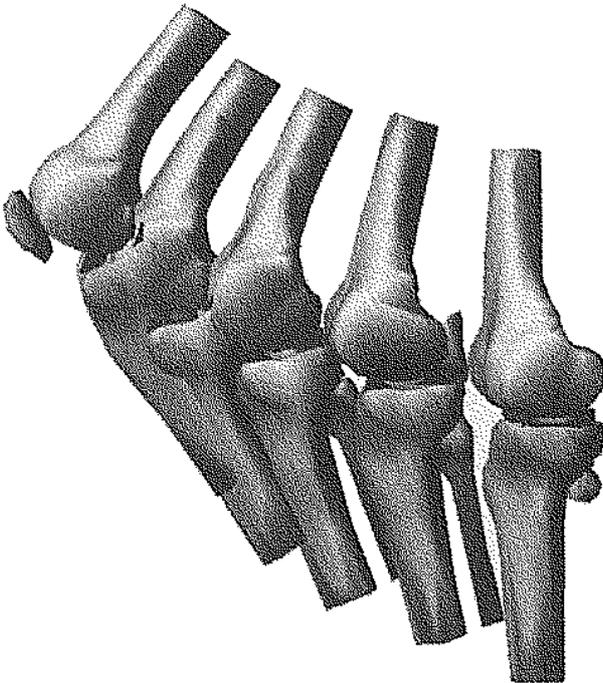


Fig. 2. — Sans la méthode de recalage qui permet d'obtenir un élément fixe par superposition du fémur, tibia et fémur se déplacent dans l'espace pendant le mouvement de flexion du genou.

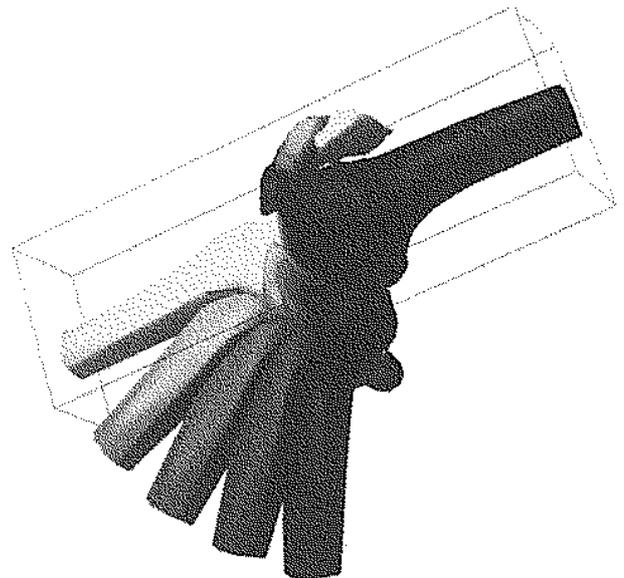


Fig. 4. — La superposition de tous les modèles de fémur permet de déterminer les mouvements du tibia par rapport à un élément fixe, le fémur.

Le LCP

Lors de la modélisation, les ligaments croisés sont reconstruits. Le LCP peut être parfaitement suivi en faisant pivoter le modèle si nécessaire (fig. 1). Le LCP est fait de multiples bandes de collagène donnant un aspect multifasciculé. Classiquement le LCP est composé de deux faisceaux : antérieur et postérieur pour Stäubli et Rauschnin (27) antéro-latéral et postéro-médial pour Christel *et coll.* (5), Kapandji (15), Morgan *et coll.* (21), antéro-médial et postéro-latéral pour Bousquet *et coll.* (4). Nous utiliserons la terminologie antérieure et postérieure dans cette étude. Ces deux faisceaux ne sont pas dissociables lors de l'examen IRM. Ils sont en fait pointés sur le modèle en fonction des descriptions anatomiques de Bousquet *et coll.* (4), et de Stäubli et Rauschnin (27). Pour couvrir plus complètement le LCP, nous avons de façon arbitraire, décidé de diviser le faisceau postérieur large en deux sous-faisceaux, ce qui nous donne trois faisceaux pour l'étude. Ils sont représentés par une droite dont les extrémités sont les centres des surfaces d'insertion des faisceaux, (P1 faisceau postérieur à sa partie la plus latérale, P2 faisceau postérieur à sa partie la plus médiale, P3 faisceau antérieur). Ces points sont visualisés au niveau tibial (fig. 5). Au niveau du fémur, les points sont les centres des faisceaux décrits par Bousquet *et coll.* (4) (P1 et P2 au centre du faisceau postérieur, P3 au centre du faisceau antérieur). Le pointage des insertions osseuses de chaque faisceau a été fait en extension sur le modèle, en fonction des descriptions anatomiques. Les insertions sont ainsi fixées sur le modèle pour

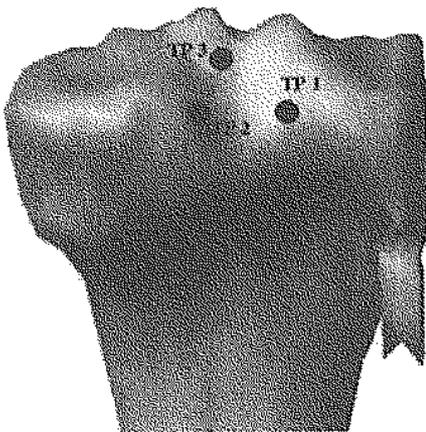


Fig. 5. — Les différents points d'insertion du LCP retenus au niveau du tibia sont : P1 faisceau postérieur limite latérale, P2 faisceau postérieur limite médiale, P3 faisceau antérieur.

l'ensemble du mouvement, l'extension étant position de référence.

Longueur du LCP et variations

La biométrie du ligament croisé postérieur est déterminée en suivant le déplacement des points d'insertions ligamentaires lors du mouvement et en calculant la longueur des différents faisceaux à chaque position de flexion. Pour chaque position de flexion, les coordonnées de ces points sont repérées dans les trois plans de l'espace. Ceci est possible en considérant les os comme des structures non déformables, et en leur appliquant les principes de la cinématique. L'étude du mouvement d'un point ou d'un système de points sans s'occuper des causes de ce mouvement, est l'objet de la cinématique. Elle lie la notion géométrique de déplacement à la notion de temps. Certains problèmes ne sont en fait que de la géométrie, la notion de temps étant introduite artificiellement, comme dans cette étude où le temps d'acquisition de chaque séquence IRM est long. Les matrices de déplacement du mouvement sont données par le programme informatique. Elles permettent de déterminer les coordonnées x , y , z d'un point d'un solide non déformable, pour chaque position du mouvement de flexion.

Pour déterminer la distance entre les points d'insertion osseux de chaque faisceau du ligament, à chaque position, on a utilisé la norme du vecteur reliant les insertions tibiales et fémorales du faisceau. Connaissant les coordonnées dans l'espace d'un point A (X_A , Y_A , Z_A) et d'un point B (X_B , Y_B , Z_B) il est possible de déterminer la norme du vecteur \overline{AB} .

$$\|\overline{AB}\| = \sqrt{(X_A - X_B)^2 + (Y_A - Y_B)^2 + (Z_A - Z_B)^2}$$

Cette norme nous donne la distance entre le point A et le point B. Pour transformer la distance retrouvée dans le repère orthonormé x , y , z en mm, il faut diviser la norme de AB par 2,56. Cette valeur 2,56 est donnée par la méthode de reconstruction et n'est valable que pour cette reconstruction. La précision linéaire est de $\pm 0,1$ pixel, soit 0,03 mm.

Nous faisons le postulat que le trajet du ligament est rectiligne entre les points d'insertions. Ceci est discutable car en extension les images IRM montrent un aspect curviligne du LCP. A noter cependant que la palpation peropératoire du LCP en extension montre une tension satisfaisante, et donc l'absence de détente dans cette position. Cette apparente contradiction montre la difficulté d'appréhender ce phénomène et

Variation de la longueur du LCP en fonction de la flexion

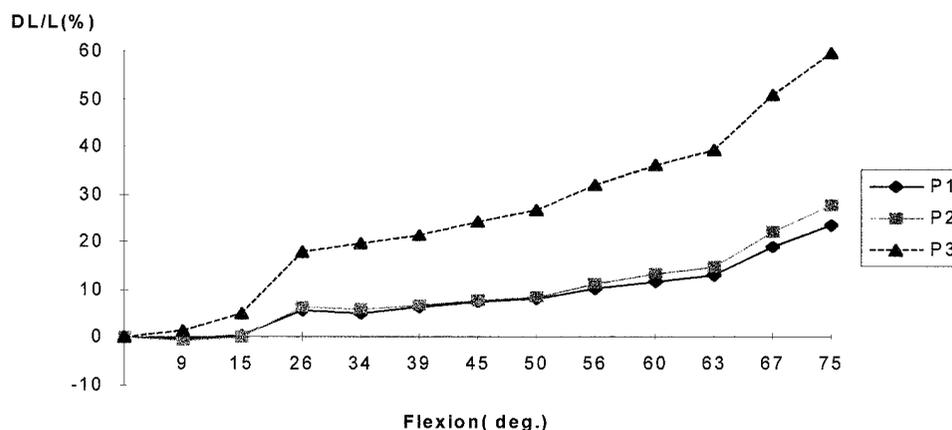


Fig. 6. — Pour chaque position de flexion du genou, il est possible de calculer la distance séparant l'insertion des différents faisceaux du LCP. On en déduit les modifications de longueur des trois faisceaux lors du mouvement. L'allongement des faisceaux est inférieur à 20% de la longueur initiale dans les 30 premiers degrés de flexion et dépasse 20% au-delà de 60° de flexion.

P1 faisceau postérieur limite latérale, P2 faisceau postérieur limite médiale, P3 faisceau antérieur.

nous utiliserons le terme de longueur, sachant qu'il décrit, en fait, la distance entre les points d'insertions.

Trois notions peuvent être retrouvées par cette méthode de calcul :

1. la longueur de chaque faisceau : nous avons par faisceau, une longueur calculée pour chacune des 13 positions de flexion. La longueur du faisceau est donc la valeur moyenne de ces 13 mesures.
2. la longueur globale qui est donnée par la moyenne des trois faisceaux.
3. la variation de longueur de chaque faisceau lors du mouvement, qui est donnée en pourcentage par rapport à la longueur L0 correspondant à la distance calculée à 0° de flexion (extension complète) (fig. 6).

Positionnement d'une ligamentoplastie

On recherche les points d'insertions, tibial et fémoral, d'une ligamentoplastie intra-articulaire limitant les modifications de longueur du transplant lors du mouvement.

En tibial, pour chaque point d'insertion des faisceaux du LCP (P1 faisceau postérieur à sa partie la plus latérale, P2 faisceau postérieur à sa partie la plus médiale, P3 faisceau antérieur) (fig. 5), on recherche 5 points au niveau du fémur entraînant le minimum d'allongement (fig. 7). L'insertion tibiale qui permet de

déterminer les 5 points fémoraux avec la différence de longueur minimale lors du mouvement est considérée comme la position optimale.

En fémoral, à partir du point tibial optimal il a été calculé pour chaque point de l'échancrure fémorale, la différence de longueur (dl) maximale lors du mouvement. Le point fémoral entraînant le dl le plus faible est appelé point optimal (fig. 8). Chaque zone de dl identique est identifiée, permettant de donner une cartographie de la modification de longueur du transplant, lors du mouvement (fig. 8).

RÉSULTATS

La longueur moyenne est de 30,2 mm pour le LCP, de 35,4 mm pour le faisceau P1, de 30,7 mm pour le faisceau P2, de 24,6 mm pour le faisceau antérieur. Le faisceau postérieur est plus long que le faisceau antérieur de 30% (tableau I).

Dès la mise en flexion du genou, tous les faisceaux présentent une augmentation de longueur, ce qui correspond à une mise en tension, ou à un phénomène de recrutement des fibres de l'extension vers la flexion. Nous ne parlerons que de longueur, pour plus de simplicité (la réalité de ce phénomène étant discutée ultérieurement).

Tableau I. — Pour chaque position de flexion du genou, la distance des points d'insertion des faisceaux du LCP est donnée en pixels et en millimètres. La somme de ces distances divisée par le nombre de positions donne la longueur moyenne des différents faisceaux

	LP1 postérieur-latéral		LP2 postérieur-médial		LP3 antérieur	
	pixel	mm	pixel	mm	pixel	mm
acq 0	83,40	32,58	71,72	28,02	50,02	19,54
acq 1	83,17	32,49	71,23	27,82	50,81	19,85
acq 2	83,73	32,71	71,73	28,02	52,48	20,50
acq 3	88,30	34,49	76,45	29,86	59,11	23,09
acq 4	87,70	34,26	76,11	29,73	59,81	23,36
acq 5	88,67	34,64	76,53	29,89	60,72	23,72
acq 6	89,70	35,04	77,35	30,21	62,18	24,29
acq 7	90,24	35,25	77,88	30,42	63,31	24,73
acq 8	92,06	35,96	79,95	31,23	66,10	25,82
acq 9	93,10	36,37	81,37	31,79	68,06	26,59
acq 10	94,47	36,90	82,43	32,20	69,64	27,20
acq 11	99,36	38,81	87,70	34,26	75,49	29,49
acq 12	103,17	40,30	91,59	35,78	79,89	31,21
somme	1177,07	459,79	1022,03	399,23	817,63	319,39
moyenne	90,54	35,37	78,62	30,71	62,89	24,57

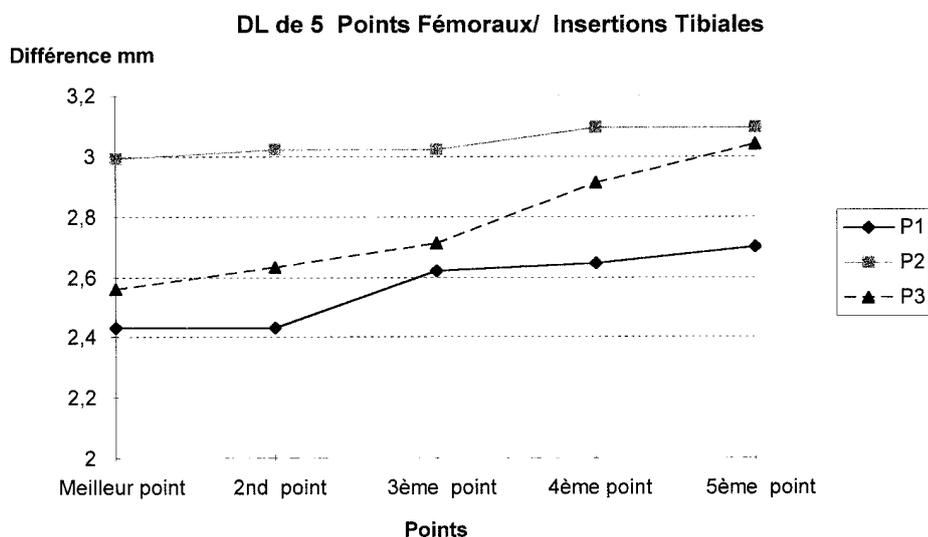


Fig. 7. — Pour chaque point d'insertion tibiale, représentant les trois faisceaux, on recherche 5 points sur le fémur entraînant le moins de différence de longueur (dl) pendant le mouvement de flexion du genou.

C'est au niveau du faisceau P1, que sont retrouvés les 5 points fémoraux entraînant le dl le plus faible. Les deux autres faisceaux plus médialisés montrent des résultats d'allongement supérieurs à 3 mm.

P1 faisceau postérieur limite latérale, P2 faisceau postérieur limite médiale, P3 faisceau antérieur.

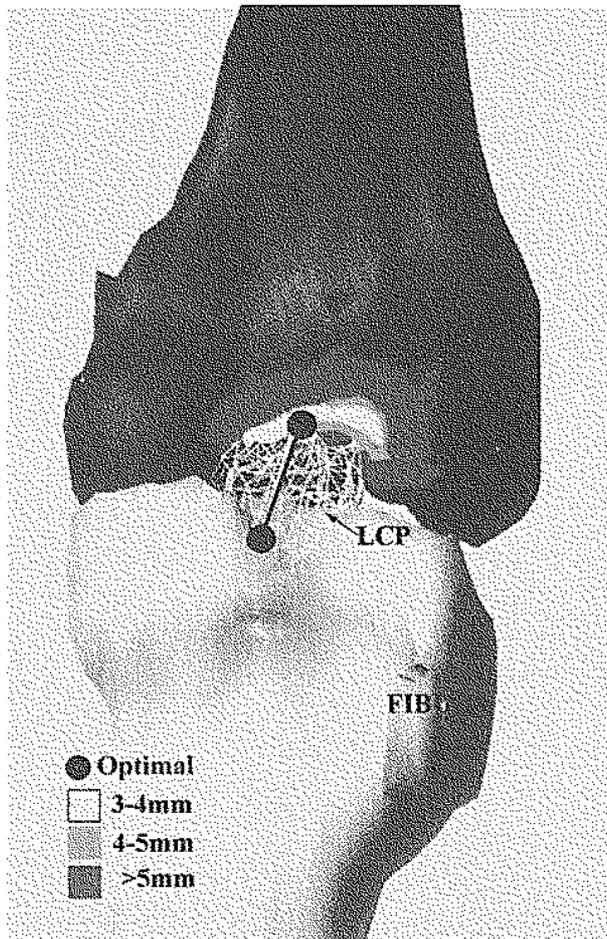


Fig. 8. — Au niveau fémoral, en prenant comme point d'insertion tibial le faisceau postéro-latéral, qui représente la meilleure optimisation géométrique, il est possible de déterminer trois zones, correspondant à des points d'insertion fémoraux, entraînant la même elongation d'un élément linéaire pendant la flexion. Ces trois zones ont des codes de couleurs :

- Blanc pour un dl de 3 à 4 mm,
- Gris clair pour un dl de 4 à 5 mm,
- Gris foncé pour un dl supérieur à 5 mm.

La variation de longueur lors du mouvement est analysée faisceau par faisceau. Les deux parties du faisceau postérieur ont un comportement identique lors de la flexion. Le longueur du ligament augmente dans sa totalité dès le début de la flexion, de façon toujours plus importante pour le faisceau antérieur. A 30° de flexion, l'allongement est inférieur à 10% pour le faisceau postérieur, et il est de 20% pour le faisceau antérieur ;

à partir de 60° de flexion, le faisceau postérieur présente un allongement de 20% et le faisceau antérieur de 40%, ce qui représenterait un allongement de 10 mm (fig. 6).

Pour une ligamentoplastie intra-articulaire, en ce qui concerne l'insertion tibiale, c'est au niveau du faisceau P1, que sont retrouvés les 5 points fémoraux entraînant le dl le plus faible (fig. 7). Le dl se situe toujours au-dessus de 2 mm avec un minimum de 2,4 mm (8% de la longueur initiale), et un maximum de 2,7 mm (9% de la longueur initiale). Les deux autres faisceaux plus médialisés montrent des allongements supérieurs à 3 mm (fig. 7).

Au niveau fémoral, en prenant comme point d'insertion tibial le faisceau postéro-latéral, qui représente la meilleure optimisation géométrique, il est possible de déterminer trois zones, correspondant à des points d'insertion fémoraux, entraînant le même elongation d'un élément linéaire pendant la flexion. Ces trois zones ont des codes de couleurs :

- blanc pour un dl de 3 à 4 mm,
- gris clair pour un dl de 4 à 5 mm,
- gris foncé pour un dl supérieur à 5 mm (fig. 8).

La zone d'insertion entraînant le minimum de dl, en blanc (fig. 8) se situe dans le plan sagittal.

8 à 10 mm en arrière de la limite entre la partie antérieure de l'échancrure et le cartilage (à sa jonction trochlée condyle) décrite par Morgan *et coll.* (21) (fig. 8). Cette localisation ne correspond pas à l'insertion anatomique du LCP, qui est plus antérieure (fig. 8).

DISCUSSION

L'interprétation des résultats de ce travail doit tenir compte de trois facteurs limitant la méthode.

1. une flexion maximale ne dépassant pas 75° par utilisation d'une attelle de positionnement contrôlant les déplacements parasites.
2. l'absence de mise en charge du membre inférieur lors des mouvements de flexion-extension.
3. le temps d'acquisition des données qui ne permet pas de prise de données en temps réel.

Ces limites permettent de situer ce travail dans une étude de la cinématique "pure" du genou, sur un sujet vivant en décharge. La fiabilité et la précision ne sont pas des facteurs limitants pour ce type de reconstruction. Geiger (8) a démontré une très bonne reproductibilité avec une précision inférieure au millimètre pour la reconstruction et inférieure à 0,03 mm pour le calcul linéaire.

Il faut cependant garder une grande prudence en ce qui concerne les résultats issus de ce type d'étude. En effet les modèles informatiques ne feront leurs preuves définitives qu'à l'aide de grandes séries, irréalisables à l'heure actuelle, en raison des contraintes techniques. Les résultats et la discussion qui en découle, doivent être analysés avec le recul nécessaire. Ces résultats doivent être comparés aux études biomécaniques de la littérature, qui s'ils en sont proches, font office de validation indirecte.

La longueur moyenne du LCP retrouvée est tout à fait comparable aux données anatomiques de la littérature. Bousquet *et coll.* (4), Fu *et coll.* (7), Kapandji (15), Miller et Olszewski (20), Noyes *et coll.* (24), mesurent une longueur moyenne de 30 mm. A noter les travaux de Friederich *et coll.* (6) qui donnent une longueur moyenne de 40 mm. La longueur des différents faisceaux n'a pas été mesurée de manière isolée, mais ces travaux rapportent une longueur plus importante pour le faisceau postérieur. Dans notre étude, le faisceau postérieur est 30% plus long que le faisceau antérieur.

La modification de la longueur du LCP, en fonction de la flexion, est également superposable aux données de la littérature, avec un recrutement de toutes les fibres de l'extension vers la flexion (4, 5, 6, 15, 23). Mais ces données sont souvent globales, et non quantitatives lorsqu'elles décrivent les modifications par faisceau. Avec cette étude il est possible de préciser la longueur faisceau par faisceau, en fonction du degré de flexion. De plus, les modifications de longueur sont quantifiées, en différence de longueur, tout au long du mouvement.

La longueur des différents faisceaux augmente dès le début de la flexion. Si le faisceau postérieur reste dans les limites d'élongation inférieure à 20%, il n'en est pas de même pour le faisceau antérieur,

qui présente une élongation de plus de 50% pour 70° de flexion. Grood *et coll.* (11), Ogata et Carthy (25), Petermann *et coll.* (26), Trus *et coll.* (28) retrouvent des élongations pour les insertions anatomiques de l'ordre de 8 à 10 mm (soit 20% d'allongement). Les études mécaniques de Kennedy *et coll.* (16) montrent une limite d'élasticité des ligaments, inférieure à 15% d'élongation. Un allongement de 20% minimum n'est donc pas compatible avec l'intégrité à terme d'une structure ligamentaire. Deux explications peuvent être avancées : la détente des faisceaux et plus particulièrement du faisceau antérieur en extension, les structures non linéaires complexes des faisceaux qui permettent un recrutement partiel des fibres pour chaque phase de la flexion. Ce comportement complexe laisse supposer des difficultés pour le positionnement d'un néoligament, Grood *et coll.* (11) évoquant même l'absence de point isométrique pour le LCP. Il convient donc de discuter les positions tibiales et fémorales d'une ligamentoplastie intra-articulaire du LCP.

Au niveau tibial, Grood *et coll.* (11), Ogata et Carthy (25), Petermann *et coll.* (26), Trus *et coll.* (28), proposent une implantation anatomique. Ils ont en effet constaté que les variations de longueur étaient les plus faibles au niveau de l'insertion anatomique. Ces résultats sont équivalents quel que soit le point utilisé sur cette surface. Cette localisation est confirmée par cette étude, car la variation, quelle que soit l'insertion tibiale anatomique, est de l'ordre de 0,5 mm. Cependant, une insertion correspondant à la partie la plus postéro-latérale du LCP, permet d'obtenir le minimum d'allongement du transplant lors du mouvement.

Au niveau du fémur, dans le plan sagittal, l'insertion entraînant le moins d'élongation se situe, pour la plupart des auteurs, en arrière de l'insertion du ligament (11, 19, 22, 23, 25, 26, 28). Grood *et coll.* (11), Petermann *et coll.* (26), Trus *et coll.* (28), proposent une implantation dans le plan sagittal, variant du milieu de l'insertion anatomique à sa partie postérieure. Mais ces auteurs sont tous d'accord pour affirmer qu'une positionnement trop antérieur entraîne une élongation de 8 à 10 mm, incompatible avec les possibilités élastiques du néoligament. La localisation

est souvent exprimée en distance par rapport à la limite entre la partie antérieure de l'échancrure et le cartilage (à sa jonction trochlée-condyle). Morgan *et coll.* (21) ont montré que cette limite os-cartilage était reproductible et utilisable pour le positionnement fémoral d'un néoligament. Le point le plus favorable, pour le positionnement dans le plan sagittal, se situe 8 à 13 mm en arrière de cette limite (21). Notre étude recoupe ces travaux, avec la surface d'insertion entraînant le minimum d'allongement en arrière de l'insertion anatomique. Cette région est visualisée en blanc (fig. 8), et située 8 à 10 mm en arrière de la limite définie par Morgan *et coll.* (21). La répartition dans le plan frontal est sujette à discussion. Pour Grood *et coll.* (11) l'élongation d'un néoligament est plus dépendante du plan frontal que du plan sagittal, avec une position optimale dans le plan frontal se situant au niveau du toit de l'échancrure. Pour d'autres auteurs (19, 26, 28), la répartition dans le plan frontal a peu d'incidence. Dans cette étude, si la meilleure position dans ce plan se situe au niveau du toit, il y a peu d'influence du positionnement frontal.

Dans le secteur de flexion de 0 à 75°, les insertions entraînant le minimum d'allongement d'une plastie semblent se situer : au niveau du tibia en postéro-latéral de l'insertion anatomique du LCP, au niveau fémoral en arrière de l'insertion anatomique au niveau du toit de l'échancrure, c'est à dire 8 à 10 mm en arrière de la limite de la partie antérieure de l'échancrure et du cartilage (à sa jonction trochlée-condyle).

Une dimension manque au raisonnement, c'est la notion de contact, (entre le LCA et le LCP, entre les surfaces articulaires), qui transforme le problème purement géométrique, en un problème mécanique plus complexe nécessitant une étude à l'aide de la méthode des éléments finis. La méthode est utilisable à partir de ce modèle, et pourra en être une évolution ultérieure.

CONCLUSION

L'analyse de l'anatomie fonctionnelle ligamentaire, pour une flexion du genou de 0 à 75°, à l'aide du modèle proposé, retrouve une bonne corrélation avec les résultats connus. Cette étude

permet une approche affinée faisceau par faisceau, et évalue le comportement des différentes composantes du LCP lors du mouvement de flexion du genou, aidant ainsi à l'optimisation du remplacement ligamentaire. Cette méthode a fait l'objet d'une très longue mise au point, ce qui a limité son application à un seul genou. Les développements en cours permettront son utilisation sur des groupes de patients, ce qui en fera un outil d'étude plus général en physiologie et pathologie.

RÉFÉRENCES

1. Berchuck M., Andriacchi T., Bach B., Reider B. Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *J. Bone Joint Surg.*, 1990, 72-A, 871-877.
2. Blankevoort L., Huiskes R., De Lange A. Recruitment of knee joint ligaments. *J. Biomech. Eng.*, 1991, 113, 95-103.
3. Boissonnat J. Shape reconstruction from planar cross-sections. *Computer vision, graphics and image processing*, 1988, 44, 1-29.
4. Bousquet G., Le Béguet P., Girardin P. Les laxités chroniques du genou. Medsi/McGraw-Hill, Paris, 1^{ère} Edition, 1991.
5. Christel P., Djian P., Peyrache M. D. Biomécanique du ligament croisé postérieur et des structures capsulo-ligamentaires postéro-internes et postéro-externes. *Rev. Chir. Orthop.*, 1995, 81, 26-31.
6. Friederich N. F., Muller W., O'Brien W. R.. Clinical application of biomechanical and functional anatomical findings of the knee joint. *Orthopäde*, 1992, 21, 41-50.
7. Fu F., Harner C., Johnson D., Miller M., Woo S. Biomechanics of knee ligaments, basic concepts and clinical application. *J. Bone Joint Surg.*, 1993, 75-A, 1716-1727.
8. Geiger B. Construction et utilisation des modèle d'organes en vue de l'assistance au diagnostic et aux interventions chirurgicales. Ecole des Mines de Paris, Paris, 1993.
9. Gely P., Droin G., Thiry P., Tremblay G. Torsion and bending imposed on a new anterior cruciate ligament prosthesis during knee flexion : an evaluation method. *J. Biomech. Eng.*, 1984, 106, 285-294.
10. Gerber C., Matter P. Biomechanical analysis of the knee after rupture of the anterior cruciate ligament and its primary repair. *J. Bone Joint Surg.*, 1983, 65-B, 391-399.
11. Grood E. S., Hefzy M. S., Lindenfield T. N. Factors affecting the region of most isometric femoral attachments. Part I : The posterior cruciate ligament. *Am. J. Sports Med.*, 1989, 17, 197-207.
12. Hart R., Mote C., Skinner H. A finite helical axis as a landmark for kinematic reference of the knee. *J. Biomech. Eng.*, 1991, 113, 215-222.

13. Hefzy M. S., Grood E., Noyes F. Factors affecting the region of most isometric femoral attachments, part II : the anterior cruciate ligament. *Am. J. Sports Med.*, 1989, 17, 208-216.
14. Huber H., Mattheck C. The cruciate ligaments and their effect on the kinematics of the human knee. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1988, 26, 647-653.
15. Kapandji I. *Physiologie articulaire : Membre inférieur*. Maloine, Paris, 1980.
16. Kennedy J., Hawkin R., Willis R., Danylchuk R. Tension studies of the human knee ligament. *J. Bone Joint Surg.*, 1976, 58-A, 350-355.
17. Landjerit B., Bissérie M. Cinématique spatiale de l'articulation fémoro-tibiale du genou humain : caractérisation expérimentale et implications chirurgicales. *Acta Orthop. Belg.*, 1992, 2, 147-158.
18. Markolf K., Gorek J., Kabo J., Shapiro M. Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. *J. Bone Joint Surg.*, 1990, 72-A, 557-567.
19. Markolf K. L., Slauterbeck J. R., Amstrong K. L., Shapiro M. S., Finerman G. A. A biomechanical study of replacement of the posterior cruciate ligament with a graft. *J. Bone Joint Surg.*, 1997, 79-A, 375-380.
20. Miller M. D., Olszewski A. D. Cruciate ligament graft intra-articular distances. *Arthroscopy*, 1997, 13, 291-295.
21. Morgan C. D., Kalman V. R., Grawl D. M. The anatomic origin of the posterior cruciate ligament : Where is it? Reference landmarks for PCL reconstruction. *Arthroscopy*, 1997, 13, 325-331.
22. Müller W. *The Knee*. Springer Verlag, New York, 1994.
23. Noyes F., Butler D., Grood E., Zernicke R., Hefzy M. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee ligament repairs and reconstructions. *J. Bone Joint Surg.*, 1984, 66-A, 344-352.
24. Noyes F., Keller C., Grood E., Butler D. Advances in the understanding of knee ligament injury, repair, and rehabilitation. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 1984, 16, 427-443.
25. Ogata K., Carthy M. Measurement of length and tension patterns during reconstruction of the posterior cruciate ligament. *Am. J. Sports Med.*, 1992, 20, 351-355.
26. Petermann J., Gotzen L., Trus P. Reconstructive interventions of the posterior cruciate ligament — experimental studies of isometric aspects. Part II : Studies of the posterior cruciate ligament replacement model. *Unfallchirurg*, 1992, 95, 354-7.
27. Stäubli H. U., Rauschnin W. Anatomie du ligament croisé postérieur et des structures postéro-externes. *Rev. Chir. Orthop.*, 1995, 81 (Supp. II), 23-25.
28. Trus P., Gotzen L., Petermann J. Reconstructive interventions of the posterior cruciate ligament — experimental studies of isometric aspects. Part I : Studies of a string model. *Unfallchirurg*, 1992, 95, 349-53.

SAMENVATTING

S. BOISGARD, J. P. LEVAI, K. SAIDANE, B. GEIGER, B. LANDJERIT. Studie van de achterste kruisband ahv een 3D model, evaluatie van ligamentaire uitrekking tijdens flexie en zijn toepassing bij vervangingsplastie.

Een 3D model van de knie ahv MRI-gegevens van een levend individu werd ontwikkeld. Dit werd gebruikt om een anatomische en biometrische studie te verrichten van de achterste kruisband (PCL) tijdens flexie en een optimale plaatsing van een plastie. Het model maakte gebruik van MRI gegevens tijdens flexie van de knie tussen 0 en 75°. Het bewegingsamplitudo werd gehinderd door de device. Er werden 13 standen gemeten. In elke stand werden 21 dwarse coupes van 3 mm vervaardigd. Met de Delaunay reconstructie werd een 3D geometrisch model bekomen. Dit model laat toe om een botpunt tijdens de knieflexie te volgen. Wanneer de relative verplaatsingen van de botinserties van de ligamenten gekend zijn kan men de lengte van PCL en zijn banden meten, zijn veranderingen tijdens beweging en de optimale plaatsing van de intra-articulaire ent welke de minste strech tijdens flexie zal ondervinden. De gemiddelde lengte van de PCL bedroeg 30.2 mm met een posterieure band die 30% langer was dan de anterieure. Bij 50° flexie is er een lengtetoenname van 10% en bij 75° van 20%. De anterieure band verlengt bij 75° tot 40%.

De beste positie van een ent lijkt te zijn in het postero-laterale deel van de anatomische tibiale insertie en posterieur van de femorale insertie. Deze methode bevestigt de gegevens van de literatuur, meet precies de lengte van de verschillende banden van de PCL en specificeert de inserties van een ent

RÉSUMÉ

S. BOISGARD, J. P. LEVAI, K. SAIDANE, B. GEIGER, B. LANDJERIT. Étude du ligament croisé postérieur, à l'aide d'un modèle 3D informatique : biométrie ligamentaire lors de la flexion, application au remplacement chirurgical du ligament .

Les auteurs ont utilisé un modèle informatique 3D construit à partir de coupes IRM du genou chez un sujet vivant, pour réaliser une étude anatomique et biométrique du LCP et de ses faisceaux au cours de la flexion du genou. Ce modèle permet une évaluation

des positions d'insertions d'une ligamentoplastie intra-articulaire du LCP. La méthode d'évaluation proposée est une reconstruction informatique 3D, à partir de coupes IRM, reproduisant le mouvement de flexion du genou de 0 à 75°. La flexion est limitée par l'utilisation d'une attelle. Vingt et une coupes sont réalisées pour chacune des 13 positions de flexion étudiées. La reconstruction de Delaunay, et la superposition de chaque position permettent d'obtenir un modèle 3D fiable. Ce modèle permet le suivi d'un point osseux lors du mouvement. En connaissant le déplacement relatif des insertions ligamentaires, il est possible de préciser la biométrie du LCP en calculant la longueur de ses faisceaux pour chaque position, de mettre en évidence les variations de longueur au cours du mouvement, et de déterminer pour un néoligament les points d'ancrage qui entraînent un minimum d'élon-

gation lors de la flexion. La longueur du ligament est de 30, 2 mm, en moyenne. Le faisceau postérieur est plus long de 30 % par rapport au faisceau antérieur. Lors de la flexion, le faisceau postérieur se tend progressivement et son élongation atteint 10 % à 50° de flexion et 20% à 75° de flexion. Le faisceau antérieur se tend de façon plus importante pour atteindre 40% et plus d'élongation lors de la flexion. Le placement le plus favorable pour un néoligament semble être la partie la plus postéro-latérale de l'insertion anatomique tibiale et en arrière de l'insertion fémorale anatomique. Cette méthode retrouve des données proches de celles de la littérature, permet une étude faisceau par faisceau plus précise, et détermine pour le remplacement ligamentaire les points d'insertions qui entraînent le minimum d'allongement lors du mouvement.