

CINÉMATIQUE ET ÉLONGATION CONTINUE DU LIGAMENT CROISÉ ANTÉRIEUR

PAR DOMINIQUE P. PIOLETTI^{1,2}, JEAN H. HEEGAARD^{1,2},
LALAO R. RAKOTOMANANA^{1,2} ET PIERRE-FRANÇOIS LEYVRAZ²

RÉSUMÉ

Dans une étude expérimentale *in vitro*, les auteurs analysent certains aspects du comportement mécanique du ligament croisé antérieur (LCA) lors de la flexion du genou. La méthode de stéréophotogrammétrie aux rayons X appliquée sur deux genoux de cadavre permet de définir très précisément l'élongation relative des 4 contingents de fibres principales du LCA ainsi que les mouvements globaux de flexion et torsion du ligament. Les résultats obtenus débouchent sur un certain nombre de conclusions pratiques utiles aux cliniciens confrontés aux traitements des lésions du LCA.

INTRODUCTION

Le ligament croisé antérieur (LCA) reste un des ligaments du genou le plus exposé aux accidents. La démocratisation du sport favorise certainement l'augmentation du nombre de ces lésions. Cependant, le problème thérapeutique posé par ces atteintes n'est pas encore totalement résolu. La nécessité de reconstruire le ligament déficient reste controversée (1, 2, 3, 4). De plus, lors d'une reconstruction, le choix des emplacements d'insertion de la greffe ligamentaire varie selon l'interprétation de l'hypothèse d'isométrie du ligament (5, 6, 7), son comportement d'élongation dépendant fortement des

points d'insertion (8). Ces incertitudes sont liées au fait que les phénomènes d'élongation et de contraintes du LCA ne sont que partiellement connus.

En utilisant des jauges de déformation ou de contrainte, il est possible d'obtenir des informations mécaniques sur le ligament à l'endroit où les jauges sont placées (9, 10, 11). Cependant les renseignements fournis par ces méthodes peuvent être influencés par l'apparition de contraintes ligamentaires non physiologiques dues à l'interaction jauge-ligament (12, 13).

Une mesure de déformation non invasive du ligament est possible par la méthode de Roentgen Stéréophotogrammétrie (14). Les résultats fournis par cette approche permettent de décrire la déformation de quelques fibres ligamentaires au cours de la flexion du genou et la cinématique des zones d'insertions (15, 16). Elle ne donne cependant que des informations partielles et ne permet pas de description de l'élongation à la surface de l'ensemble du ligament.

Dans le but de définir le comportement mécanique du LCA d'une manière aussi complète que possible pour qu'il soit utile au clinicien, nous présentons les résultats d'une étude originale décrivant l'élongation continue de la surface du liga-

ment au cours de la flexion du genou ainsi que la cinématique de ses zones d'insertions.

MATÉRIEL ET MÉTHODES

Description des mesures

Deux pièces anatomiques de genou droit (sexe féminin, âge 63 et 76 ans) intactes, fraîchement congelées, sont montées sur un dispositif permettant de prescrire des angles de flexion et des couples de rotations interne-externe sur le tibia (17). Le fémur est maintenu fixe horizontalement sur l'appareillage et une force de 20 newtons est appliquée sur chacun des quatre corps musculaires du quadriceps (cruial, droit antérieur, vaste interne et externe). Six marqueurs radio-opaques sont insérés dans le tibia et dans le fémur du genou intact. Un système d'analyse stéréophotogramétrique par rayon X (14) est utilisé pour reconstruire la position tridimensionnelle de ces marqueurs artificiels avec une précision de 0,01 mm sur les translations et de 0,1 degré sur les rotations. Les genoux sont fléchis de 0 à 150 degrés

¹Laboratoire de génie médical, Ecole polytechnique fédérale de Lausanne (Dir.: Prof. J.J. Meister).

²Hôpital orthopédique de la Suisse romande, Lausanne (Dir.: Prof. J.J. Livio).

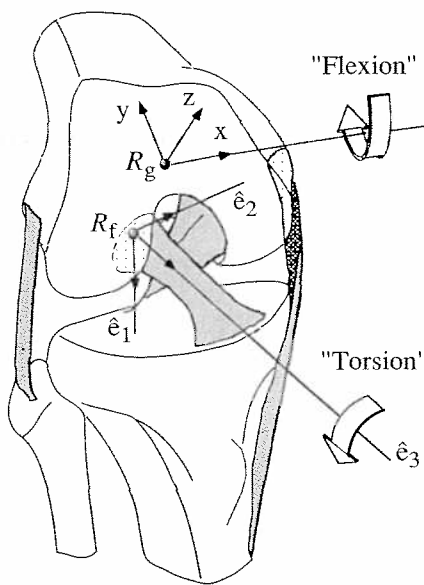


Fig. 1. — Vue des deux repères utilisés (R_g et R_f) et définition de la « flexion » et « torsion ».

R_g : repère genou matérialisé par le système d'axes (x, y, z) orthonormal.

R_f : repère fémur matérialisé par le système d'axes $(\hat{e}_1, \hat{e}_2, \hat{e}_3)$ orthonormal.

par incréments de 15 degrés. A chaque pas de flexion, les mesures sont effectuées avec trois couples de rotation différents appliqués sur le tibia: 0 newton par mètre (position neutre), -3 newtons par mètre (rotation externe) et +3 newtons par mètre (rotation interne). Le genou est ensuite disséqué afin de pouvoir atteindre les zones d'insertions du LCA. Cinq marqueurs supplémentaires sont placés à la périphérie des insertions ligamentaires sur le fémur et sur le tibia. Une mesure stéréophotogrammétrique additionnelle permet de reconnaître leur position relative par rapport aux six marqueurs tibiaux et fémoraux. Il est ainsi possible de localiser précisément dans l'espace les sites d'insertion ligamentaire à chaque pas de la flexion du genou.

Détermination de la cinématique

Nous utilisons les angles d'Euler pour décrire la rotation de la zone d'insertion tibiale du LCA. Deux

repères ont été définis sur le fémur pour mettre en évidence les mouvements particuliers de cette zone. Le premier repère, R_g , est orienté comme suit: l'axe transversal x , l'axe longitudinal y et l'axe antéro-postérieur z (fig. 1). Le second repère, R_f , est construit à l'aide de trois marqueurs non colinéaires de la zone d'insertion du LCA dans le fémur permettant ainsi de définir un plan d'insertion fémoral et ensuite de déterminer une direction perpendiculaire à ce plan.

La « flexion » du LCA est définie dans le repère R_g comme étant l'angle de rotation de la zone d'insertion tibiale autour de l'axe transversal x (fig. 1).

La « torsion » du LCA est définie dans le repère R_f comme l'angle de rotation de la zone d'insertion tibiale (déterminée par trois marqueurs) autour de l'axe perpendiculaire au plan d'insertion fémoral (fig. 1). Cette définition est semblable à celle proposée par van Dijk (15).

La cinématique du tibia est reconstruite en utilisant une méthode mathématique de minimisation sous contraintes (18).

Elongation de la surface ligamentaire

La longueur d'une fibre de LCA est définie comme étant la longueur de la droite reliant deux marqueurs correspondants sur les zones d'insertion tibiale et fémorale. Il est donc possible de décrire l'élongation au cours de la flexion du genou des cinq fibres marquées.

Par ailleurs, nous avons reconstruit la surface du ligament par une méthode d'isoparamétrisation (fig. 2 et annexe A).

L'élongation relative d'une fibre est définie par le rapport entre sa longueur à un degré de flexion du genou déterminé et sa longueur en extension complète du genou. L'insertion tibiale du LCA est divisée

Annexe A. — Formulation de l'isoparamétrisation de la surface du LCA.

Le contour des zones d'insertions du LCA est interpolé par des courbes cubiques à partir de la position des marqueurs x_F^i (respectivement x_T^i , $i = 1, 5$) placés à la périphérie des zones d'insertions du fémur (respectivement du tibia). L'élongation de la surface du ligament est calculée en construisant une isoparamétrisation selon ces contours (fig. 2).

Il est possible d'établir les relations suivantes entre les contours des zones d'insertions du LCA dans le fémur (s_F) et le tibia (s_T) avec le paramètre α variant de 0 à 1:

$$\frac{s_F - s_F^i}{s_F^{i+1} - s_F^i} = \frac{\alpha - \alpha^i}{\alpha^{i+1} - \alpha^i} = \frac{s_T - s_T^i}{s_T^{i+1} - s_T^i}$$

où s_T^i (resp. s_F^i) est la longueur cumulée de l'arc du contour de x_T^1 à x_T^i (resp. de x_F^1 à x_F^i), avec $k = 1, 5$.

En précisant une valeur du paramètre α comprise entre 0 et 1, une position est déterminée sur les deux contours:

$$s_F = \left(\frac{\alpha - \alpha^i}{\alpha^{i+1} - \alpha^i} \right) (s_F^{i+1} - s_F^i) + s_F^i \quad (\text{une relation analogue est obtenue pour } s_T)$$

Ces deux points déterminés sur les contours de la zone d'insertion ont la propriété particulière d'appartenir à une même fibre. Par conséquent n'importe quelle fibre de la surface du ligament peut être caractérisée par une valeur unique du paramètre α , ce qui permet de donner une description continue de la surface du ligament.

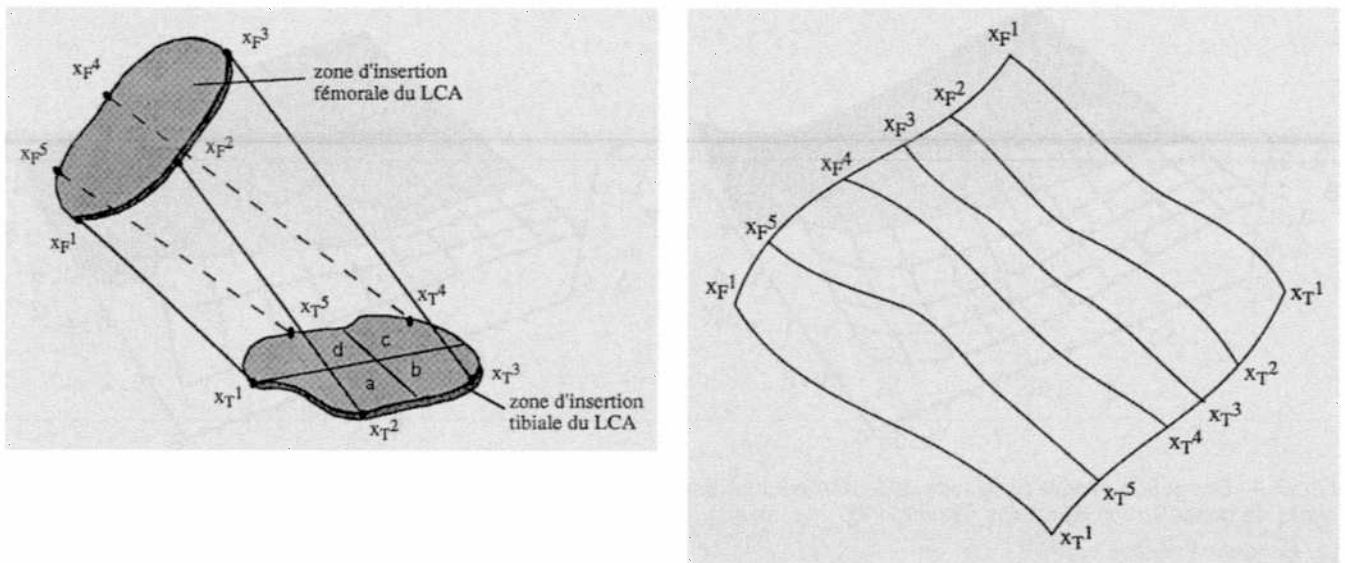


Fig. 2. — Schéma de l'isoparamétrisation (2 a: représentation tridimensionnelle du LCA; 2 b: représentation du LCA «déroulé»).

- a: zone d'insertion tibiale antéro-latérale
- b: zone d'insertion tibiale antéro-médiale
- c: zone d'insertion tibiale postéro-médiale
- d: zone d'insertion tibiale postéro-latérale
- x_F^i : marqueurs zone d'insertion du fémur
- x_T^i : marqueurs zone d'insertion du tibia
- s_F : corde isoparamétrée (de 0 à 1) de l'insertion ligamentaire dans fémur
- s_T : corde isoparamétrée (de 0 à 1) de l'insertion ligamentaire dans tibia

en quatre quadrants (antéro-latéral, antéro-médial, postéro-médial et postéro-latéral) permettant de classer les groupes de fibres.

RÉSULTATS

Elongation relative de la surface du LCA

Les valeurs de l'élongation relative de quatre fibres marquées pour les deux spécimens de genou dans le cas de la rotation neutre sont rapportées dans les tableaux I et II pour six angles de flexion du genou. L'élongation relative de toutes les fibres du ligament au cours de la flexion du genou est représentée graphiquement sur les figures 3 à 5 (représentation «déroulée» du LCA).

Les résultats pour le spécimen de genou 1 (fig. 3 a à 5 a) mettent en évidence un comportement similaire pour l'élongation relative de toutes les fibres durant les dix premiers

degrés de flexion. De 10 à 120 degrés, l'élongation relative des fibres latérales diminue alors que celles des fibres médiales restent relativement constantes jusqu'à 60 degrés. En fin de flexion, les fibres postérieures sont raccourcies alors que les fibres antérieures sont allongées. Les fibres antéro-médiales sont les plus allongées, expliquant l'aspect «en vague»

du graphique. Il apparaît néanmoins que, durant les derniers degrés de flexion (> 150 degrés), l'élongation relative de toutes les fibres tend à augmenter. L'élongation maximale du ligament est d'environ 134% et se situe dans une fibre antéro-médiale à flexion complète (155 degrés) dans les trois cas de charge (neutre, interne et externe). L'élongation minimale

Tableau I. — Elongation relative mesurée pour 4 fibres marquées du spécimen de genou 1.

Angle de flexion [degré]	ER fibre antéro-latérale [u.a.]	ER fibre antéro-médiale [u.a.]	ER fibre postéro-médiale [u.a.]	ER fibre postéro-latérale [u.a.]
7	0.99	1.01	1.0	0.98
23	0.96	1.03	1.01	0.91
55	0.84	1.05	0.98	0.73
88	0.80	1.12	0.95	0.58
121	0.81	1.15	0.84	0.48
155	1.04	1.34	0.89	0.61

ER: élongation relative mesurée d'une fibre et définie par le rapport entre sa longueur à un degré de flexion du genou déterminé et sa longueur en extension complète du genou.

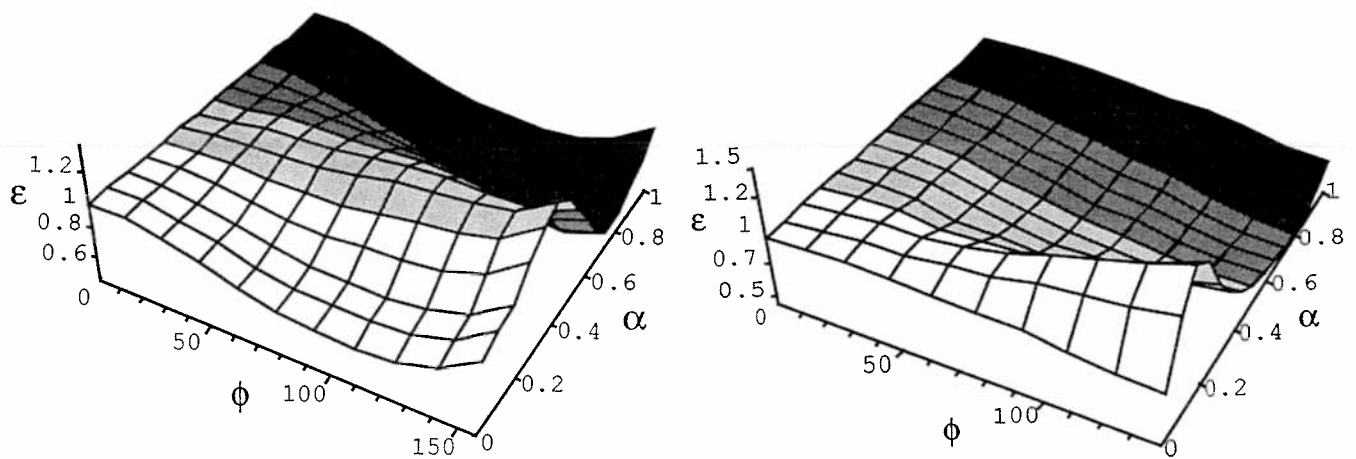


Fig. 3. — Elongation relative de la surface du LCA pour les deux spécimens de genou dans le cas de la rotation neutre (3 a: spécimen de genou 1; 3 b: spécimen de genou 2).

ϵ : élongation relative du LCA

ϕ : angle de flexion du genou

α : position circonférentielle sur l'insertion tibiale du LCA

□ fibres antéro-latérales

▨ fibres postéro-médiales

▤ fibres antéro-médiales

■ fibres postéro-latérales

d'environ 52% est localisée dans une fibre postéro-latérale à 120 degrés de flexion.

Comme pour le premier spécimen, l'élongation relative du spécimen de genou 2 (fig. 3 b à 5 b) est semblable dans toutes les fibres jusqu'à une dizaine de degrés de flexion du genou. Au-delà, l'élongation relative des fibres postérieures diminue alors que celle de toutes les fibres antéro-latérales augmente jusqu'à la fin du mouvement, avec toutefois une exception pour les fibres les plus latérales dont l'élongation relative diminue à partir de 40 degrés de flexion. Une différence marquée entre le comportement des fibres antérieures et postérieures apparaît seulement à la flexion complète avec des valeurs supérieures de l'élongation relative des fibres antérieures comparées à celles des fibres postérieures. L'élongation maximale (148%) se situe dans une fibre antéro-latérale à 137 degrés de flexion du genou pour les trois cas de charge. Quant à l'élongation minimale (49%), elle se trouve dans une fibre postéro-médiale également à 137 degrés.

La comparaison des trois cas de charge pour les deux spécimens de genou nous montre que l'élongation relative du LCA dans le cas de la rotation neutre est supérieure à l'élongation relative pour la rotation externe, mais est inférieure à l'élongation relative de la rotation interne.

Cinématique de la zone d'insertion tibiale du LCA

Les angles de «flexion» et «torsion» du LCA sont mesurés par rapport à une position de référence en exten-

sion pleine du genou. Dans cette position de référence, la «flexion» et la «torsion» du LCA sont par convention de 0 degré.

1. «Flexion» du LCA

Les résultats de «flexion» du LCA des deux spécimens de genou sont similaires tant pour l'amplitude que pour le profil des courbes (fig. 6 a et 6 b). L'amplitude de la «flexion» du LCA est comparable à celle du mouvement de flexion du genou, c'est-à-dire qu'elle varie de 0 à 150 degrés.

Tableau II. — Elongation relative mesurée pour 4 fibres marquées du spécimen de genou 2.

Angle de flexion [degré]	ER fibre antéro-latérale [u.a.]	ER fibre antéro-médiale [u.a.]	ER fibre postéro-médiale [u.a.]	ER fibre postéro-latérale [u.a.]
12	1.01	1.01	0.98	0.97
26	1.02	1.0	0.94	0.95
54	0.99	0.90	0.81	0.82
86	0.96	0.93	0.70	0.70
119	0.88	1.03	0.61	0.55
137	0.86	1.12	0.59	0.50

ER: élongation relative mesurée d'une fibre et définie par le rapport entre sa longueur à un degré de flexion du genou déterminé et sa longueur en extension complète du genou.

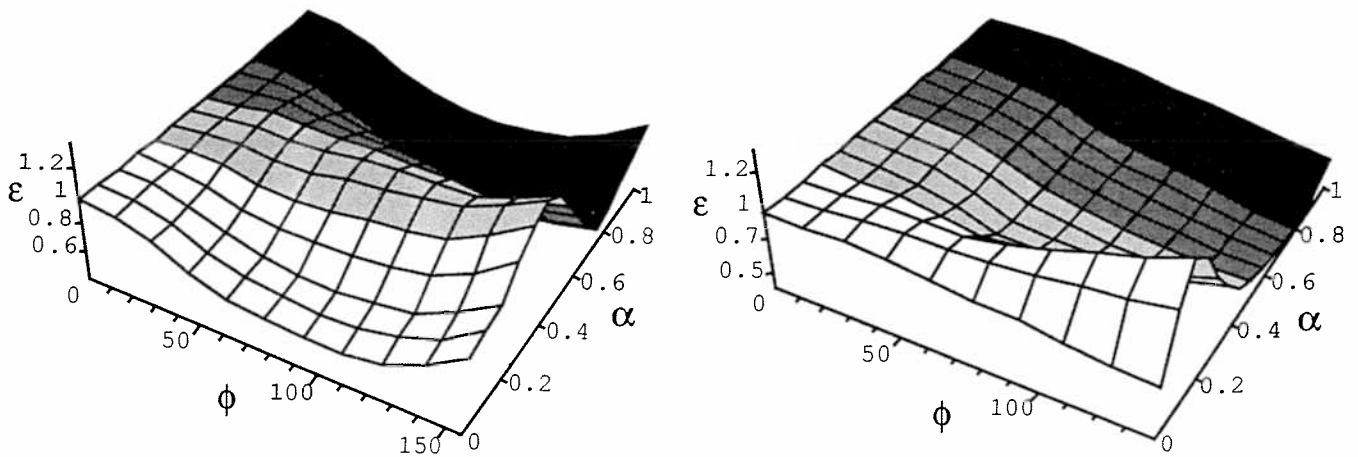


Fig. 4. — Elongation relative de la surface du LCA pour les deux spécimens dans le cas de la rotation externe (4 a: spécimen de genou 1; 4 b: spécimen de genou 2).

ϵ : élongation relative du LCA

ϕ : angle de flexion du genou

α : position circonférentielle sur l'insertion tibiale du LCA

□ fibres antéro-latérales

▨ fibres postéro-médiales

▤ fibres antéro-médiales

■ fibres postéro-latérales

De plus, la «flexion» du LCA suit de manière quasi linéaire celle du genou. En appliquant une rotation avec couple interne sur le tibia, la «flexion» du LCA augmente légèrement avec la flexion du genou par rapport au cas de la rotation neutre. L'effet de la rotation avec couple externe sur le tibia tend à diminuer

faiblement la «flexion» du LCA par rapport à la rotation neutre de manière régulière tout au long de la flexion du genou.

2. «Torsion» du LCA

D'une manière générale, la «torsion» du LCA augmente durant la

flexion du genou (fig. 7 a et 7 b). Cette tendance est observée pour les deux spécimens de genou. La «torsion» évolue pendant tout le mouvement de flexion du genou de façon non linéaire. Comme dans le cas de la «flexion», les valeurs de la «torsion» du LCA pour le cas de la rotation neutre sont comprises entre les

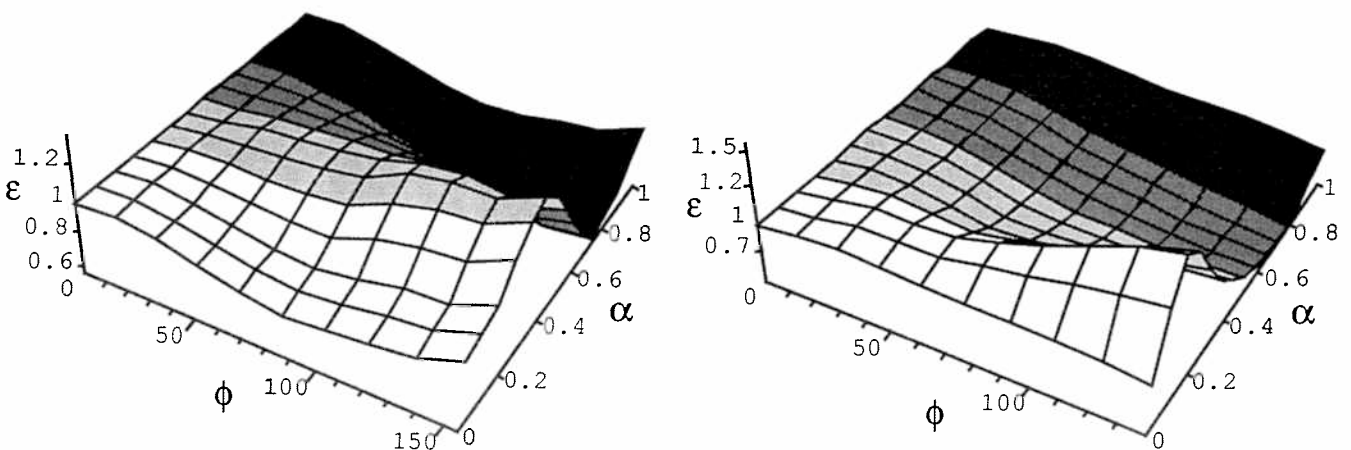


Fig. 5. — Elongation relative de la surface du LCA pour les deux spécimens dans le cas de la rotation interne (5 a: spécimen de genou 1; 5 b: spécimen de genou 2).

ϵ : élongation relative du LCA

ϕ : angle de flexion du genou

α : position circonférentielle sur l'insertion tibiale du LCA

□ fibres antéro-latérales

▨ fibres postéro-médiales

▤ fibres antéro-médiales

■ fibres postéro-latérales

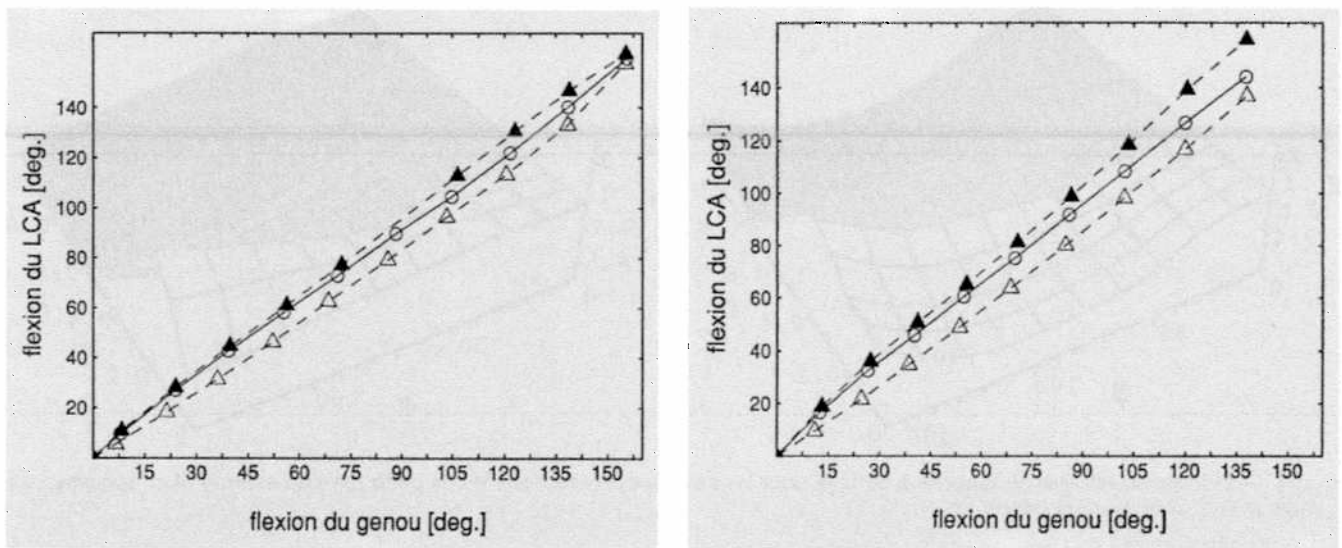


Fig. 6. — «Flexion» du LCA pour les cas de rotation neutre, externe et interne (6 a: spécimen de genou 1; 6 b: spécimen de genou 2).

- ▲ — : rotation interne
- ● — : rotation neutre
- △ — : rotation externe

valeurs supérieures et inférieures de la rotation interne et externe respectivement. Ainsi, de manière qualitative, la «torsion» du LCA est identique dans les deux spécimens de genou, alors que du point de vue quantitatif apparaissent des différences inhérentes à la méthode expérimentale.

DISCUSSION

Elongation relative de la surface du LCA

La représentation graphique de l'élongation relative de la surface du LCA permet de visualiser les différents comportements des portions du ligament en cours de flexion. Particulièrement, il est possible de mettre en évidence les points communs d'élongation relative des deux spécimens de genou étudiés. Il apparaît notamment que l'élongation relative du LCA est constante durant les dix premiers degrés de flexion du genou. Ensuite, de manière générale, l'élongation relative des fibres postérieures diminue durant la flexion du

genou, ce qui permet raisonnablement d'émettre l'hypothèse que la sollicitation principale des fibres postérieures se fait en début de flexion. Inversement, l'élongation relative des fibres antérieures augmente en fin de flexion signifiant une sollicitation principale à des angles de flexion élevés. Ainsi, la partie postérieure du LCA travaillerait principalement pour le genou en extension alors que sa partie antérieure serait sollicitée surtout en fin de flexion. Ces deux points semblent être en accord avec les travaux antérieurs de van Dijk (15) et Blankevoort (16). L'élongation relative maximale se trouve dans des fibres antérieures alors que l'élongation relative minimale est située dans des fibres postérieures en fin de flexion, ce qui confirme notre hypothèse. Le comportement général de l'élongation relative pour les deux spécimens est donc relativement similaire avec cependant quelques changements entre des régions correspondantes de la surface du ligament. Ceci est vraisemblablement dû à des variations entre spécimens (8).

Les résultats de Amis (19) confirment les nôtres en ce qui concerne l'élongation relative des fibres qui tend à augmenter en fin de flexion. Nos résultats corroborent également ceux de van Dijk (15) montrant que l'effet d'une rotation interne tend à augmenter l'élongation relative, alors qu'une rotation externe la diminue.

L'élongation relative de la surface du LCA présente un profil particulier marqué par une forme «en vague» (fig. 3 à 5) en fin de flexion du genou. Ce profil est également visible dans les élongations absolues signifiant que cette particularité est intrinsèquement liée au LCA. Pour le premier spécimen, cette «vague» se localise dans les fibres médiales alors que, pour le second, elle se situe dans les fibres latérales. En fait, comme le montrent les figures 3 à 5, la séparation des fibres du ligament en quatre groupes ne suffit pas puisque les fibres ont des comportements différents à l'intérieur de chaque groupe. Cependant, il faut garder à l'esprit que notre représen-

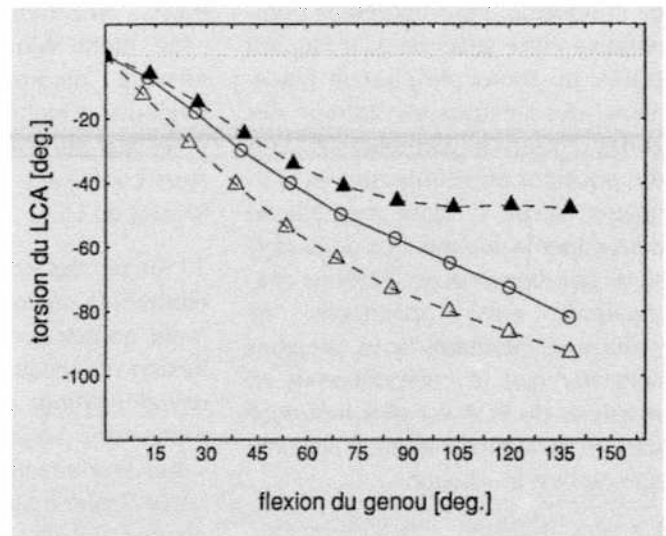
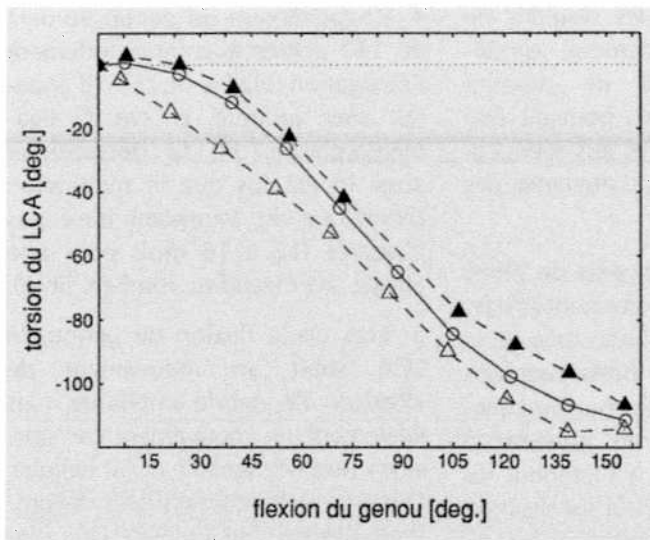


Fig. 7. — «Torsion» du LCA pour les cas de rotation neutre, externe et interne (7 a: spécimen de genou 1; 7 b: spécimen de genou 2).

- ▲ -- : rotation interne
- ○ — : rotation neutre
- △ -- : rotation externe

tation de l'élongation relative de la surface du LCA basée sur la mesure de quelques fibres ne donne qu'une interpolation de la véritable élongation du ligament. Une amélioration possible de cette interpolation serait d'augmenter le nombre de fibres marquées, ce qui permettrait également de séparer les fibres du ligament en un plus grand nombre de groupes. Cependant, il subsistera toujours l'approximation faite sur les fibres comme étant la ligne droite reliant l'insertion sur le tibia à celle sur le fémur, bien que cette approximation sur la longueur d'une fibre soit largement utilisée dans la littérature (8, 16, 20).

Une bonne «résolution» de l'élongation relative de la surface du ligament, particulièrement aux frontières des quatre zones définies, nécessite l'interpolation d'un nombre suffisant de fibres. Toutefois, nous avons observé que plus le nombre de fibres extrapolées augmente, moins la visualisation graphique de l'élongation relative est claire. Aussi, nos résultats d'élonga-

tion relative sont présentés avec un découpage de la surface ligamentaire en 15 fibres (donc 10 fibres extrapolées) pour avoir un bon compromis entre la résolution et la visualisation.

Nos résultats présentent l'élongation relative du LCA au cours de la flexion du genou. Il serait hasardeux de vouloir en déduire des renseignements précis sur les contraintes que subit le LCA au cours de ce mouvement. En effet, la détermination de ces contraintes nécessite en plus une mesure des propriétés mécaniques du ligament qui, on le sait, sont hautement non linéaires (21).

Cinématique de la zone d'insertion tibiale du LCA

L'élongation relative donne une description détaillée du comportement du LCA pendant le mouvement de flexion du genou, la «flexion» et la «torsion» permettent quant à elles d'évaluer le mouvement global des zones d'insertions.

L'analyse des résultats montre que la «flexion» du LCA présente une amplitude d'environ 150 degrés pour les deux spécimens de genou, ce qui fait de la «flexion» le mouvement de plus grande amplitude du ligament. La comparaison entre les deux spécimens de genou indique que la définition adoptée pour la «flexion» est reproductible. L'explication de cette concordance des résultats trouve son origine dans la forme assez plane de la zone d'insertion tibiale. Cela signifie que l'orientation de la normale au plan d'insertion tibial dépend donc peu de sa localisation. Cette reproductibilité est observée à la variation morphologique des spécimens de genou près.

La «torsion» du LCA a un comportement relativement différent pour les deux spécimens de genou, ce qui peut présenter un inconvénient pour l'exploitation quantitative des résultats. Ceci est dû en partie au fait que la surface d'insertion fémorale n'est pas plane et par conséquent la normale à cette surface est dépendante

de la position. Pour une étude comparative entre spécimens, il faudrait établir un protocole pour le placement des marqueurs autour des zones d'insertion permettant d'avoir des positions prédéfinies de ces marqueurs. Ainsi, il serait possible de déterminer la dépendance de la «torsion» par rapport aux variations anatomiques entre spécimens de genoux. Cependant, nous pouvons constater que le comportement en «torsion» du LCA est plus influencé par les rotations interne et externe que ne l'est la «flexion».

Certains résultats de l'élongation relative et angles de «flexion» ou «torsion» peuvent être rapprochés. Par exemple, la contribution principale des fibres antérieures à la fin de la flexion du genou peut être associée à l'amplitude élevée de la «flexion» du LCA. Ensuite, dans tous nos résultats, à des degrés divers, les rotations interne et externe produisent des effets similaires. La rotation interne a tendance à augmenter l'élongation relative ainsi que la «flexion» et la «torsion» du LCA, alors que la rotation externe produit l'effet inverse. Ceci peut s'expliquer en constatant qu'une rotation interne tend à éloigner les insertions ligamentaires fémorale et tibiale alors qu'une rotation externe les rapproche.

CONCLUSIONS ET INTÉRÊTS CLINIQUES

Il faut être conscient que la méthode mathématique utilisée ne donne qu'une approche de la réalité clinique car cette technique apporte seulement une description géométrique du ligament. Par ailleurs, toute extrapolation clinique des résultats doit être considérée avec prudence car les mesures n'ont été effectuées que sur deux spécimens âgés dont la structure ligamentaire peut être significativement différente de celle des jeunes patients habituellement

traités. Néanmoins les résultats de cette étude biomécanique expérimentale permettent de dégager quelques conclusions pouvant être utiles aux cliniciens et aux rééducateurs confrontés aux traitements des lésions du LCA.

1. Aucun des contingents de fibres étudiés n'a un comportement strictement isométrique tout au long de la flexion du genou. Ils présentent tous des elongations et des raccourcissements qui varient en importance selon leur situation à l'intérieur du corps ligamentaire et la localisation de leurs points d'insertion tibial et fémoral. Globalement le LCA n'aurait donc pas naturellement un comportement isométrique.

2. Vouloir définir des points d'insertion osseux capables de reproduire une isométrie du transplant dans les ligamento-plasties du LCA serait une illusion puisque l'isométrie n'existerait pas au naturel. Tout au plus peut-on essayer de placer le substitut ligamentaire de telle manière que son élongation relative ne dépasse pas les valeurs maximales mesurées sur le LCA naturel et espérer que les caractéristiques mécaniques du transplant choisi lui permettent d'y résister.

3. Cette étude a montré qu'entre 15 et 70 degrés de flexion du genou, l'élongation relative des fibres du LCA était globalement nulle ou très faible. Cette observation autorise donc le rééducateur à mobiliser avec précaution les genoux opérés d'une suture ou d'une plastie du LCA pour autant qu'il reste dans ces amplitudes durant le temps de la cicatrisation. La rotation externe du tibia diminue encore cette élongation relative, il paraît donc logique de préférer une mobilisation en rotation externe du tibia plutôt qu'en rotation neutre. Quant à la rotation interne, elle devrait être évitée lors de la mobilisation puisqu'elle augmente l'élongation relative du ligament.

4. L'hyperflexion du genou au-delà de 130 degrés augmente fortement l'élongation relative du LCA. Il apparaît donc prudent, en cas de ligamento-plastie, de la déconseiller aussi longtemps que la maturation biologique du transplant n'est pas observée (12 à 18 mois pour une plastie avec tendon rotulien libre).

5. Lors de la flexion du genou, le LCA subit un mouvement de «flexion» de grande amplitude mais également un mouvement de «torsion» non négligeable (> 50 degrés). Dans la recherche actuelle de prothèse ligamentaire en matériaux synthétiques, ces faits devraient être retenus et ces prothèses devraient être testées non seulement en fonction de leur résistance à la traction mais également sur leur aptitude à résister à un nombre suffisant de cycles de mouvement de «flexion» et de «torsion» dans les amplitudes observées.

Un travail sur un plus grand nombre de genoux avec une moyenne d'âge plus faible est indispensable à la confirmation de ces conclusions cliniques.

REMERCIEMENTS

Les auteurs remercient la Société académique vaudoise pour le soutien financier apporté à cette recherche ainsi que le Laboratoire de biomécanique de l'université de Nimègue (Hollande) pour la collaboration aux mesures expérimentales. Les auteurs remercient également le Prof. W. Müller et le Dr N. Friederich pour leur lecture du manuscrit ainsi que pour leurs remarques constructives.

BIBLIOGRAPHIE

1. Fridén T., Zätterström R., Lindstrand A., Moritz U.: *Anterior-cruciate-insufficient knees treated with physiotherapy*. Clin. Ortho., 263 (2): 190-199, 1991.

2. Lewis J.L., Lew W.D., Hill J.A., Hanley P., Ohland K., Kirstukas S., Hunter R.E.: *Knee joint motion and ligament forces before and after ACL reconstruction*. J. Biomech. Engng., 111: 97-106, 1989.
3. McDaniel W.J., Dameron T.B.: *Untreated ruptures of the anterior cruciate ligament*. J. Bone Joint Surg., 62-A (5): 696-704, 1980.
4. Satku K., Kumar V.P., Ngoi S.S.: *Anterior cruciate ligament injuries*. J. Bone Joint Surg., 68-B (3): 458-461, 1986.
5. Bradley J., FitzPatrick D., Daniel D., Shercliff T., O'Connor J.: *Orientation of the cruciate ligament in the sagittal plane*. J. Bone Joint Surg., 70-B (1): 94-99, 1988.
6. Miller R.C., Dandy D.J.: *Graft length for anterior cruciate reconstruction*. J. Bone Joint Surg., 73-B (6): 920-921, 1991.
7. O'Meara P.M., O'Brien W.R., Henning C.E.: *Anterior cruciate ligament reconstruction stability with continuous passive motion (The role of isometric graft placement)*. Clin. Orth., 277 (4): 201-209, 1990.
8. Hefzy M.S., Grood E.S.: *Sensitivity of insertion locations on length patterns of anterior cruciate ligament fibers*. J. Biomech. Engng., 108: 73-82, 1986.
9. Arms S., Boyle J., Johnson R., Pope M.: *Strain measurement in the medial collateral ligament of the human knee: an autopsy study*. J. Biomech., 16 (7): 491-496, 1983.
10. France E.P., Daniels A.U., Goble E.M., Dunn H.K.: *Simultaneous quantitations of knee ligament forces*. J. Biomech., 16 (8): 553-564, 1983.
11. Kurosawa H., Yamakoshi K.-I., Yasuda K., Sasaki T.: *Simultaneous measurement of changes in length of the cruciate ligaments during knee motion*. Clin. Orth., 265 (4): 233-240, 1991.
12. An K.-N., Berglund L., Cooney W.P., Chao E.Y.S., Kovacevic N.: *Direct in vivo tendon force measurement system*. J. Biomech., 23 (12): 1269-1271, 1990.
13. Xu W.S., Butler D.L., Stouffer D.C., Grood E.S., Glos D.L.: *Theoretical analysis of an implantable force transducer for tendon and ligament structures*. J. Biomech. Engng., 114: 170-177, 1992.
14. Selvik G.: *Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system*. PhD Thesis, Lund, Sweden, 1974.
15. van Dijk R.: *The behaviour of the cruciate ligaments in the human knee*. PhD Thesis, University of Nijmegen, The Netherlands, 1983.
16. Blankevoort L., Huiskes R., de Lange A.: *Recruitment of knee-joint ligaments*. J. Biomech. Engng., 113: 94-103, 1991.
17. van Kampen A., Huiskes R.: *The three-dimensional tracking pattern of the human patella*. J. Orthop. Res., 8: 372-382, 1990.
18. Veldpaus F.E., Woltring H.J., Dortmans J.M.G.: *A least-squares algorithm for the equiform transformation from spatial marker co-ordinates*. J. Biomech., 21 (1): 45-54, 1988.
19. Amis A.A., Dawkins P.C.: *Functional anatomy of the anterior cruciate ligament*. J. Bone Joint Surg., 73-B (2): 260-267, 1991.
20. Hollis J.M., Takai S., Adams D.J., Horibe S., Woo S.L.-Y.: *The effects of knee motion and external loading on the length of the anterior cruciate ligament: A kinematic study*. J. Biomech. Engng., 113: 208-214, 1991.
21. Woo S.L.-Y., Young E.P., Kwan M.K.: *Fundamental studies in knee ligament mechanics*. In: *Knee ligaments: structure, function, injury and repair*. Ed. by Daniel D.M., Akeson W.H., O'Connor J.J. New York, Raven Press: 115-134, 1990.

Adresse:

Dr P.-F. Leyvraz, PD, Service d'orthopédie, av. Pierre-Decker 4, 1005 Lausanne.

