



HAL
open science

Caractérisation de la cinématique du genou : identifier les effets de différents paramètres sur la cinématique du genou en utilisant la modélisation

Laurent Geais

► To cite this version:

Laurent Geais. Caractérisation de la cinématique du genou : identifier les effets de différents paramètres sur la cinématique du genou en utilisant la modélisation. Médecine humaine et pathologie. Conservatoire national des arts et métiers - CNAM, 2011. Français. NNT : 2011CNAM0778 . tel-00667924

HAL Id: tel-00667924

<https://theses.hal.science/tel-00667924>

Submitted on 8 Feb 2012

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

ÉCOLE DOCTORALE ED415

Laboratoire de mécanique des structures et des systèmes couplés (EA3196)

THÈSE

présentée par :

Laurent GEAIS

soutenue le : **4 Octobre 2011**

pour obtenir le grade de : **Docteur du Conservatoire National des Arts et Métiers**

Discipline/ Spécialité : **Mécanique**

Caractérisation de la cinématique du genou

**Identifier les effets de différents paramètres sur la
cinématique du genou en utilisant la modélisation**

THÈSE dirigée par :

Professeur OHAYON Roger

Professeur, Chaire de mécanique, Cnam

RAPPORTEURS :

Professeur HULET Christophe

Professeur de chirurgie orthopédique, CHU Côte de Nacre à CAEN

Professeur SEIL Romain

Professeur de chirurgie orthopédique, CH du LUXEMBOURG

JURY :

Professeur BONNEVIALLE Paul

Professeur de chirurgie orthopédique, CHU Purpan à TOULOUSE

Professeur HULET Christophe

Professeur de chirurgie orthopédique, CHU Côte de Nacre à CAEN

Professeur OHAYON Roger

Professeur, chaire de mécanique, Cnam

Docteur POTEL Jean-François

Chirurgien orthopédique, Médipôle Garonne à TOULOUSE

Professeur SEIL Romain

Professeur de chirurgie orthopédique, CH du LUXEMBOURG

Je dédie cette thèse à Floriane et Dorian, mes enfants.

Remerciements

Je remercie tout d'abord les membres du Jury, Monsieur le Professeur Paul Bonneville, Monsieur le Professeur Christophe Hulet, Monsieur le Professeur Romain Seil, Monsieur le Professeur Roger Ohayon et Monsieur le Docteur Jean-François Potel.

Mes remerciements vont également à l'ensemble des chirurgiens de l'équipe qui a travaillé sur ce sujet depuis plus de cinq années.

- Professeur Philippe BEAUFILS
- Docteur Philippe COLOMBET
- Docteur Patrick DJIAN
- Professeur Christophe HULET
- Docteur Jean-François POTEL
- Docteur Goulven ROCHCONGAR
- Professeur Romain SEIL

Je les remercie pour la disponibilité qu'ils ont su trouver dans leur activité professionnelle très chargée. Je les remercie pour leur expertise individuelle et collective. Et enfin, je les remercie pour l'intérêt qu'ils ont porté à chacune des phases de ce long travail.

Au-delà de la relation professionnelle, une confiance et un respect mutuel se sont installés.

Je remercie particulièrement mon Professeur, Monsieur Roger OHAYON, qui a su être présent et me guider sur ce long chemin scientifique. Les présentations régulières ont données un rythme à cette étude. L'apport de Monsieur OHAYON a été très précieux à la fois sur la méthodologie et sur la rigueur scientifique nécessaire pour ne pas s'égarer dans le cheminement.

Résumé

La cinématique de l'articulation du genou est complexe. Elle est déterminée par des paramètres géométriques et des paramètres mécaniques. Les paramètres géométriques sont principalement définis par la géométrie des os, des surfaces articulaires et par les insertions des différents tissus mous. Les paramètres mécaniques sont définis par les caractéristiques des tissus mous exprimés par les lois qui relient les distances entre leurs insertions et les efforts qu'ils génèrent. Les muscles, tendons et ligaments sont caractérisés par leur constante de raideur et leur pré-tension à une position donnée de l'articulation du genou : l'extension totale. Cette thèse analyse, à l'aide d'un modèle multi-corps rigides, le comportement de l'articulation du genou. La première partie de la thèse décrit la constitution du modèle. La seconde partie positionne le modèle dans des conditions aux limites. La troisième partie présente les résultats du modèle et les compare à différentes publications de la bibliographie. La quatrième et dernière partie fait varier les différents paramètres mécaniques et quantifie leur influence sur la cinématique du genou. Une synthèse des résultats permet de mettre en évidence les paramètres les plus influents sur la rotation interne/externe du tibia par rapport au fémur et sur l'avancée/recul du fémur par rapport au tibia pendant le mouvement de flexion du genou.

Mots-clés : Genou Cinématique Modélisation Ligaments Comportement Influence Paramètres Biomécanique

Résumé en anglais

Knee kinematic is complex. It depends of geometric parameters and mechanical parameters. Geometric parameters are mainly defined by bone geometry, articular surfaces and by several soft tissues insertions. Mechanical parameters are defined by soft tissues characteristics designed by laws which link distances between their insertions and generated forces. Muscles, tendons, and ligaments are characterized by linear stiffness and pre-load at one specific position of knee joint: full extension. This work analyzes with rigid-body simulation tool, the knee joint comportment. First part of this work describes model construction. Second part places model inside external loads and constrains. Third part shows model results and compares them to several bibliographies. Last and forth part tests several values of each mechanical parameter. This part evaluates influence of parameter to knee kinematic. Synthesis of results helps to show most influent parameters on internal/external rotation of tibia relative to femur and on femur anterior/posterior displacement during knee flexion movement.

Keys words: Knee Kinematic Model Ligaments Comportment Influence Parameters Biomechanics

Table des matières

Remerciements	3
Résumé	4
Résumé en anglais	5
Table des matières	6
Introduction	9
Première partie : L'articulation du genou	11
L'articulation du genou, un système couplé complexe	12
Le système couplé complexe.....	12
Les os.....	16
Les repères mécaniques.....	17
Définition des positions et des conventions de signes	21
Morphométrie des os du modèle	25
Les tendons.....	27
Les ligaments.....	28
Description du manuel d'anatomie	28
Observation lors des travaux de dissection	30
Positionnement des ligaments par un groupe de chirurgiens experts.....	33
Comportement mécanique des ligaments.....	35
Remplacement des constructions mécaniques par une loi mathématique.....	39
Ligament croisé antérieur (LCA)	41
Ligament croisé postérieur (LCP)	44
Ligament collatéral médial (LCM)	46
Ligament collatéral latéral (LCL)	49
Complexe poplité	51
Tendon du muscle poplité	52
Ligament fibulo-poplité.....	54
Tendon quadricipital et ligament patellaire.....	55
Ligament fémoro-patellaire médial (MPFL).....	57
Fibres de Kaplan (Tenseur du Fascia-lata).....	62
Tableau récapitulatif.....	63
Les muscles	64
Les contacts	66

La capsule.....	66
Deuxième partie : Les conditions aux limites	67
Généralités sur les conditions aux limites	68
La flexion passive.....	70
La flexion sous effort antérieur de 10daN.....	70
La flexion sous couple interne de 10daN.m.....	71
La flexion sous couple externe de 10daN.m	71
Le Pivot shift ou Jerk test.....	71
Troisième partie : Résultats du modèle	73
Présentation du modèle 01-01-2011	74
Récapitulatif des constantes de raideur et longueurs initiales.....	75
Liste des résultats observés	76
Rotation interne du tibia par rapport au fémur.....	78
Recul du fémur par rapport au tibia (médial et latéral)	80
Effets sur le LCA.....	84
Effets sur le LCP	91
Effets sur le LCM.....	94
Effets sur le LCL.....	98
Effets sur la structure poplité	100
Effets sur les structures tendineuses du fascia-lata	103
Effets sur le ligament patellaire.....	105
Effets sur les ligaments fémoro-patellaires	107
Effets sur les efforts de contact fémoro-tibiaux et fémoro-patellaires	110
Effets sur les efforts dans le muscle quadriceps.....	112
Effets sur les efforts dans le muscle poplité.....	114
Effets sur les efforts dans le muscle Fascia-lata.....	116
Quatrième partie : Influence des paramètres.....	118
Méthodologie utilisée.....	119
Influence du LCA.....	120
Influence du LCA (dans sa globalité : trois faisceaux ensemble).....	120
Influence du faisceau antéro-médial du LCA	122
Influence du faisceau intermédiaire du LCA	124
Influence du faisceau postéro-latéral du LCA.....	126
Influence du LCP	128

Influence du LCP (deux faisceaux ensemble).....	128
Influence du faisceau antéro-latéral du LCP	130
Influence du faisceau postéro-médial du LCP	132
Influence du LCM	134
Influence du LCM (trois faisceaux ensemble)	134
Influence du faisceau profond du LCM	136
Influence du faisceau superficiel antérieur du LCM.....	138
Influence du faisceau superficiel postérieur du LCM	140
Influence du LCL	142
Influence du tendon du muscle poplité	144
Influence du ligament fibulo-poplité.....	146
Influence du tendon du Fascia-lata.....	148
Influence des fibres de Kaplan	150
Influence du ligament fémoro-patellaire médial (MPFL)	152
Influence du ligament fémoro-patellaire médial (deux faisceaux ensemble)	152
Influence du faisceau supérieur du ligament fémoro-patellaire médial	154
Influence du faisceau inférieur du ligament fémoro-patellaire médial	156
Influence du ligament fémoro-patellaire latéral (LPFL)	158
Influence du ligament fémoro-patellaire latéral (deux faisceaux ensemble)	158
Influence du faisceau supérieur du ligament fémoro-patellaire latéral	160
Influence du faisceau inférieur du ligament fémoro-patellaire latéral	162
Outils de synthèse.....	164
Synthèse des résultats.....	167
Conclusion.....	174
Etude d'autres morphotypes.....	174
Aide à la conception d'une prothèse totale de genou.....	174
Outil d'évaluation du genou en consultation.....	174
Simulation du résultat attendu d'une chirurgie	175
Résumé	186
Résumé en anglais	186

Introduction

Système mécanique

L'objet de la thèse est une étude de la cinématique du genou.

La description de l'articulation du genou peut être réalisée différemment en fonction de sa destination.

Si le chirurgien anatomiste peut prendre un soin particulier à la description des différents plans de la surface externe de la peau jusqu'à l'os spongieux, le mécanicien va décrire l'articulation comme un système mécanique.

La motivation de cette thèse est de décrire cette articulation comme un système mécanique couplé. Ce système mécanique couplé fait intervenir différents composants de différentes natures. Les os sont considérés comme des solides indéformables. Les muscles, les tendons et les ligaments sont analysés comme des actionneurs appliquant des efforts à leurs insertions. Les insertions musculaires, tendineuses et ligamentaires et musculaires sont multiples afin de reproduire au plus juste l'anatomie ou la mécanique.

Objectif des travaux

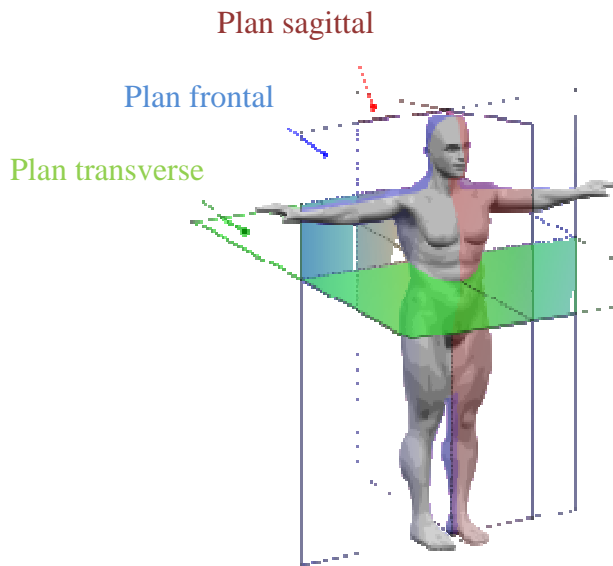
L'objet de la thèse est une étude de la cinématique du genou et plus particulièrement l'influence de paramètres internes au système sur la cinématique de celui-ci soumis à un mouvement de flexion passif.

Terminologie

Ce rapport utilise la terminologie actuelle pour décrire l'anatomie du membre inférieur. Cependant, s'appuyant sur plusieurs articles et publications, certains termes de l'ancienne terminologie peuvent apparaître. Afin de ne pas perturber le lecteur, le tableau ci-dessous rappelle l'équivalence entre l'ancienne et la nouvelle terminologie.

Ancienne terminologie	Nouvelle terminologie
Péroné	Fibula
Rotule	Patella
Ligament Latéral Interne (LLI)	Ligament Collatéral Médial (LCM)
Ligament Latéral Externe (LLE)	Ligament Collatéral Latéral (LCL)

Le schéma ci-dessous permet aussi de rappeler aux mécaniciens non anatomistes les plans usuels permettant de se repérer globalement sur le corps humain et plus particulièrement dans l'articulation du genou.



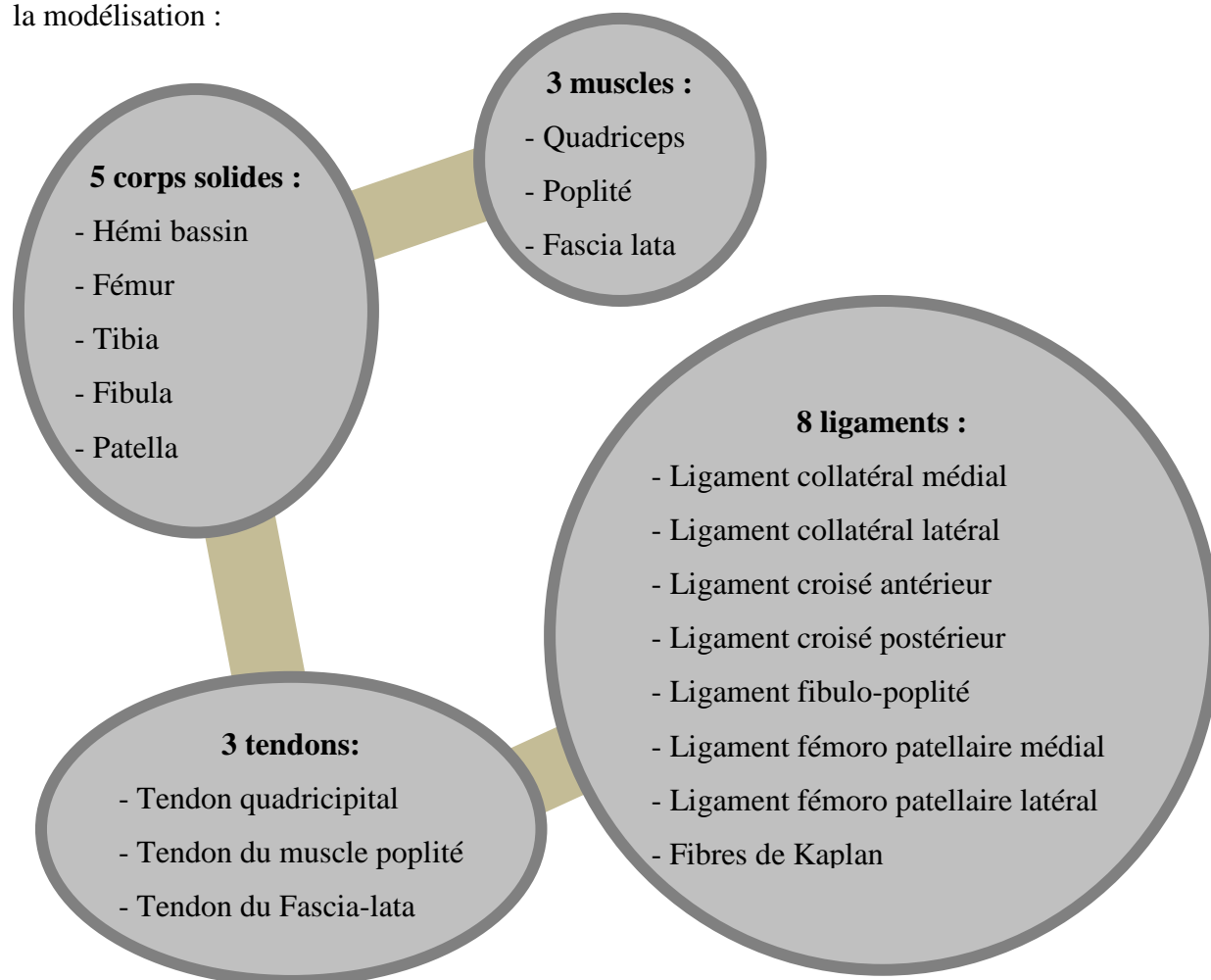
Première partie :
L'articulation du genou

L'articulation du genou, un système couplé complexe

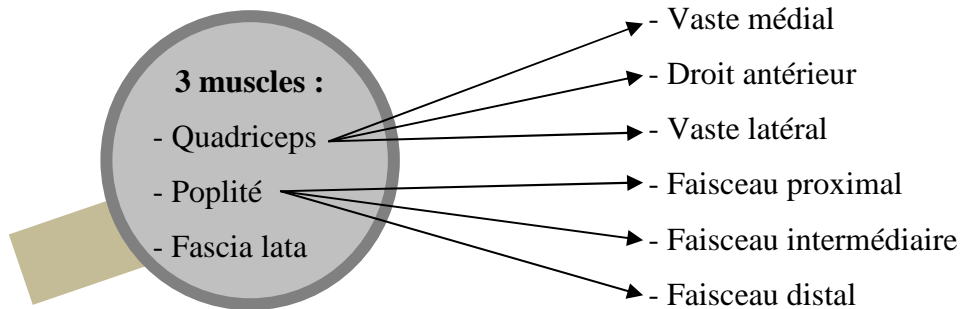
Le système couplé complexe

L'objet de la thèse est une étude de la cinématique du genou. La cinématique du genou est analysée par la position relative du tibia par rapport au fémur. Cette position pourrait être décrite à partir des angles d'Euler ou d'autres conventions mécaniciennes de description du mouvement d'un corps solide par rapport à un autre. Cependant ayant pour objectif d'être compréhensible et utile pour les chirurgiens orthopédistes, une autre convention a été utilisée. Le mouvement relatif du tibia par rapport au fémur est décomposé en trois rotations et trois translations. La description précise de ces rotations et de ces translations est présentée un peu plus tard dans le chapitre « Définition des positions et des conventions de signes ».

La figure ci-dessous présente très schématiquement les différents éléments intervenants dans la modélisation :



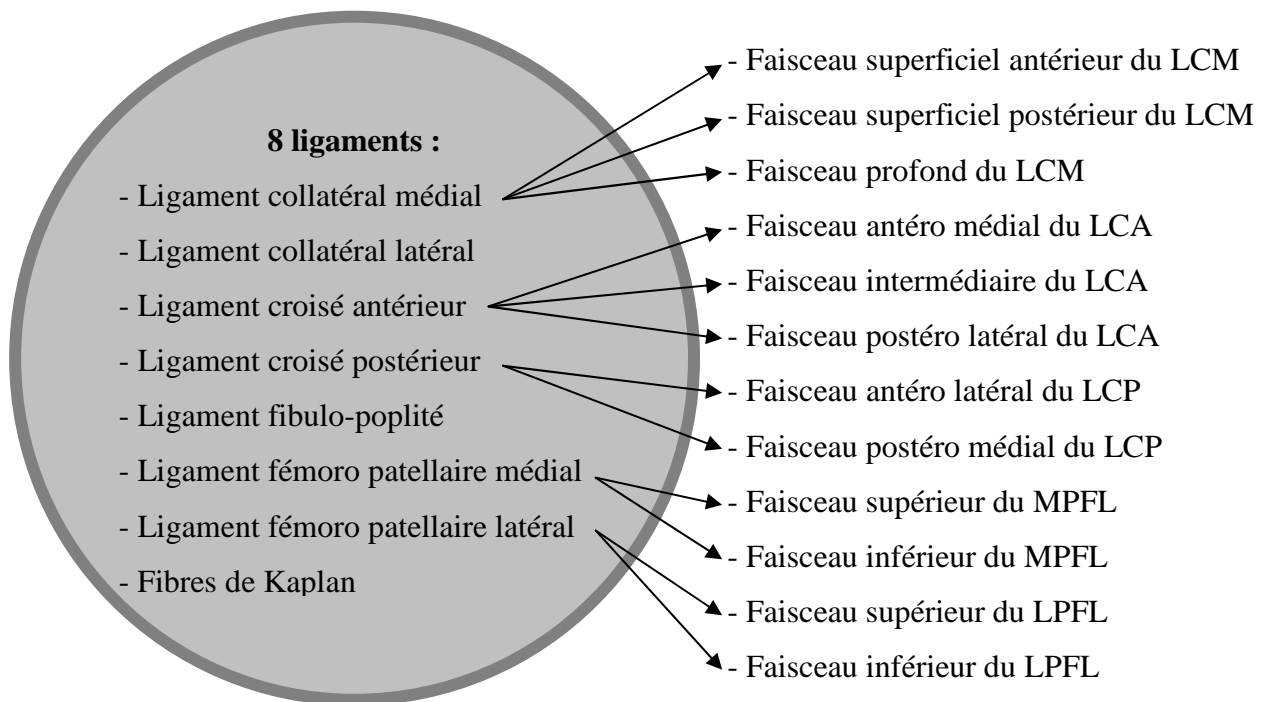
Les muscles quadriceps et poplité sont représentés avec plusieurs faisceaux. Trois faisceaux représentent le quadriceps pour être fidèle à l'anatomie : le vaste médial, le droit antérieur et le vaste latéral. Le muscle poplité est aussi représenté par trois faisceaux, ce qui permet d'assurer la stabilité du complexe poplité et de respecter la direction globale de traction du muscle.



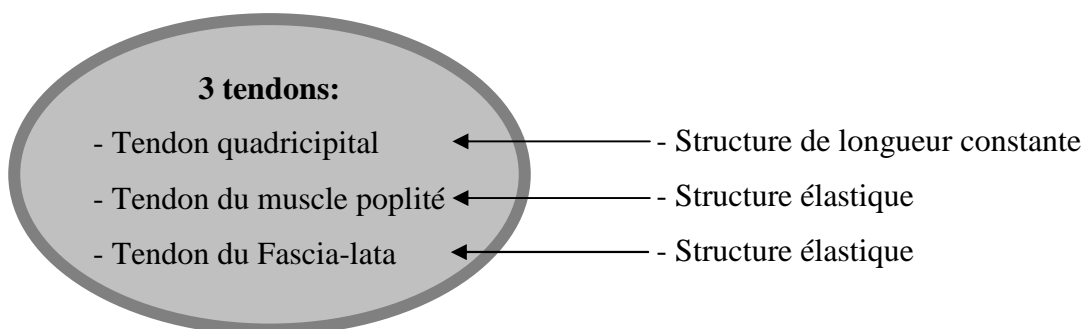
L'articulation de la hanche est immobilisée. Les deux corps rigides ont donc été solidarisés. De même, les mouvements entre le tibia et la fibula étant négligeables au regard des amplitudes de mouvement du genou, ces deux os ont été considérés comme solidaires l'un de l'autre.



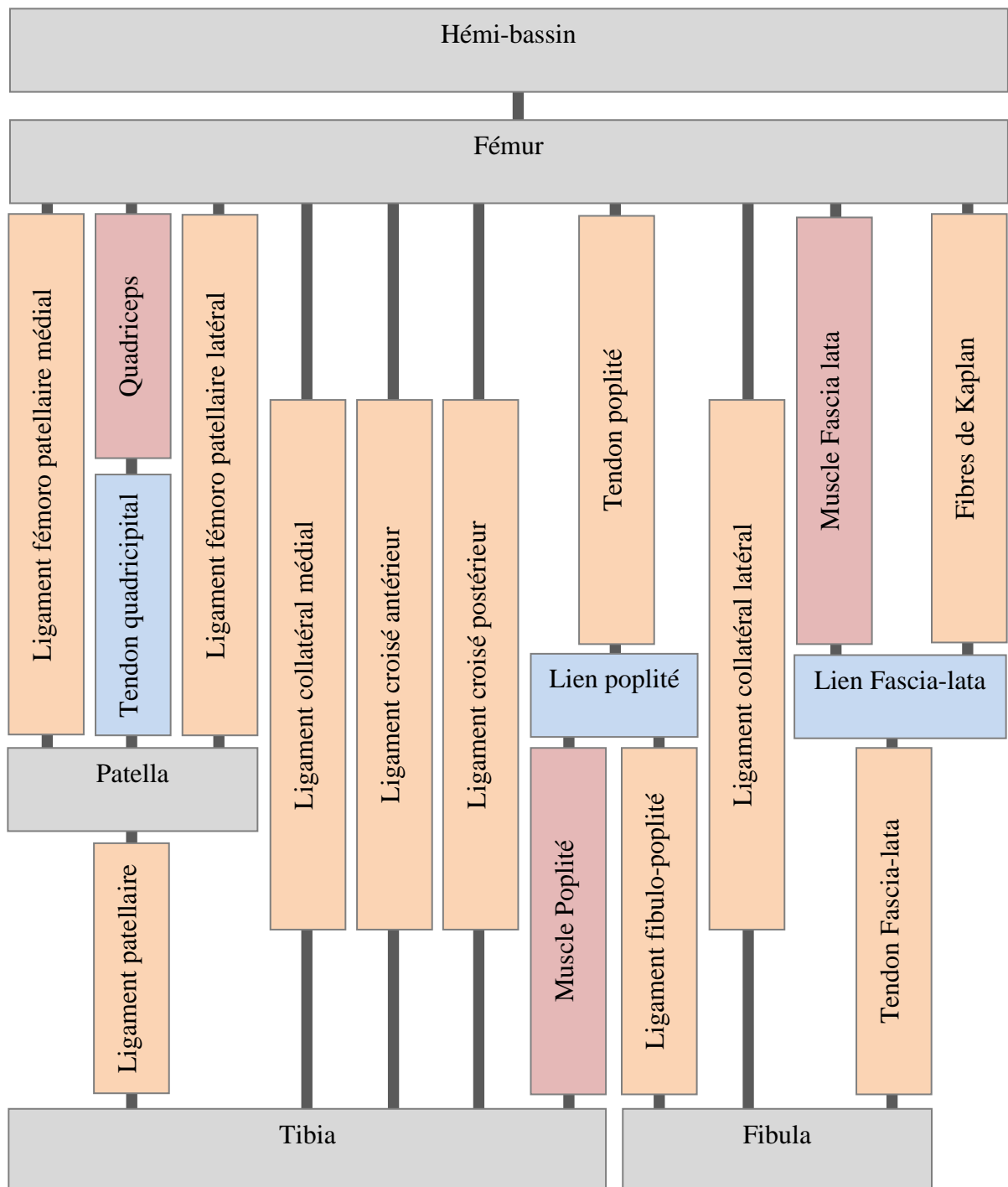
Une représentation plus détaillée du système peut être faite en détaillant les faisceaux des muscles, tendons et ligaments. Cette description permettra de tenir compte et d'analyser les comportements de chaque faisceau.



Deux des trois tendons sont représentés par des éléments déformables : Le tendon du muscle poplité et le tendon du Fascia-lata. Par contre, étant directement en série avec le quadriceps sans aucune autre liaison mécanique parallèle, le tendon quadricipital a été représenté par une chaînette de longueur constante.



Une autre représentation globale du système permet de répertorier les liens entre chaque élément :



Note : Les appellations « Lien poplité » et « Lien Fascia-lata » désignent des maillons attachés au tendon poplité et au tendon Fascia-lata. Ces maillons rigides permettent de gérer les contacts entre les tissus mous et les os.

Les maillons dans le tendon quadricipital permettent de gérer l'enroulement du quadriceps lors des grandes flexions. Ces maillons entrent en contact avec la trochlée fémorale dès 40 degrés de flexion.

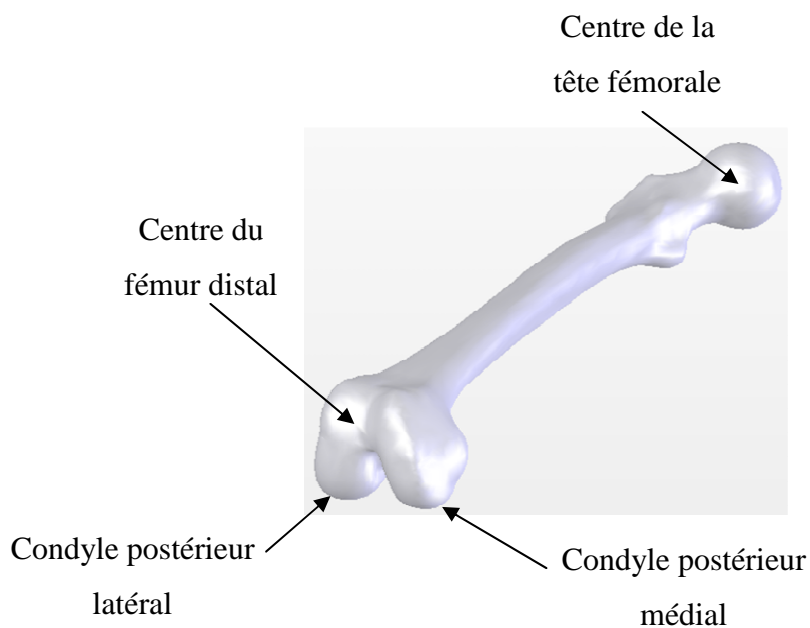
Le maillon proximal dans le Fascia lata permet de gérer le contact avec le fémur au niveau de l'épicondyle médial. Le maillon distal dans le Fascia lata permet de gérer le contact avec le tibia au dessus du tubercule de Gerdy. Les deux maillons sont reliés par une distance constante correspondant à une structure indéformable. Cette structure peut aussi être considérée comme une partie du tendon du fascia lata.

Le maillon poplité permet à la fois d'assurer le contact de la structure poplitée avec le fémur et le tibia et d'assurer la connexion du tendon poplité, du ligament fibulo-poplité et du muscle poplité qui est représenté par ses trois faisceaux.

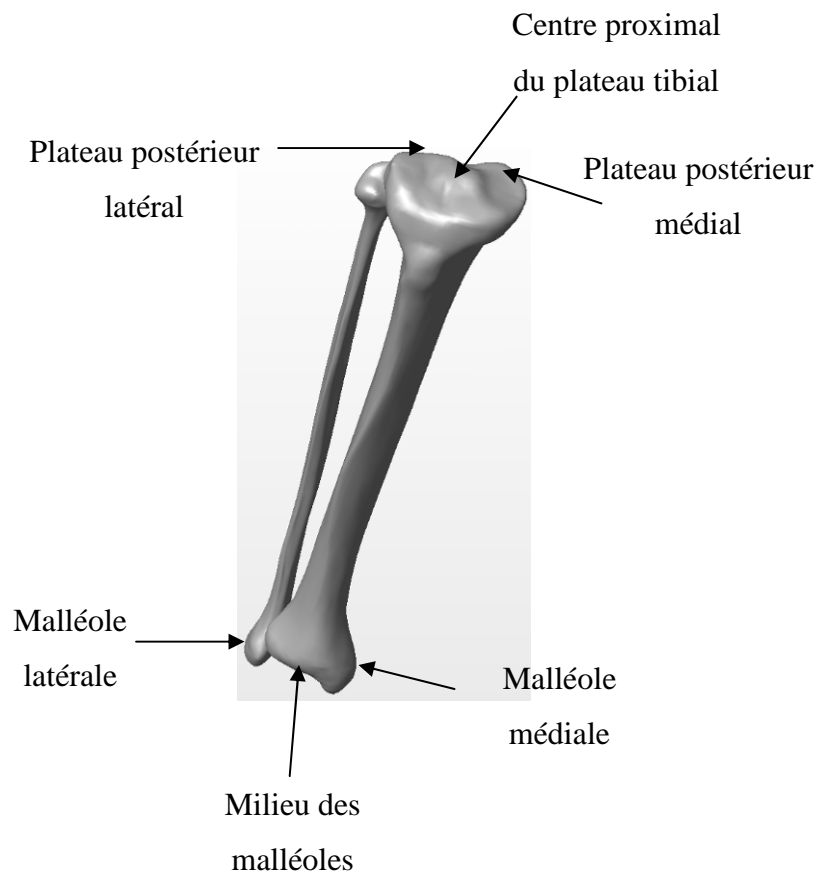
Les os

L'objet de la thèse est une étude de la cinématique du genou. L'étude du mouvement sera réalisée sur des amplitudes de mouvements de l'ordre de 120°. Les os sont considérés comme des solides indéformables. Avant de décrire la construction des repères, il est nécessaire de faire un rappel de quelques repères anatomiques

La figure ci-dessous présente les points de repères anatomiques fémoraux :



La figure ci-dessous présente les points de repères anatomiques tibiaux :



Les repères mécaniques

Des repères orthonormés sont construits sur le fémur, le tibia et la patella.

- Repère fémoral ($O_f, \vec{u}_{fGD}, \vec{u}_{fAP}, \vec{u}_{fPD}$)

- Repère tibial ($O_t, \vec{u}_{tGD}, \vec{u}_{tAP}, \vec{u}_{tPD}$)

- Repère patellaire ($O_p, \vec{u}_{pGD}, \vec{u}_{pAP}, \vec{u}_{pPD}$)

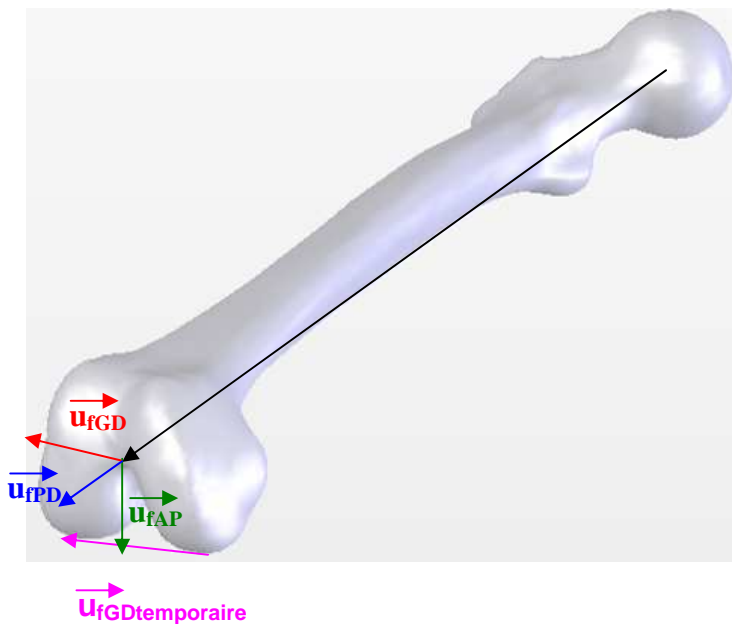
Construction du repère fémoral

Le repère fémoral est noté $(O_f, \vec{u}_{fGD}, \vec{u}_{fAP}, \vec{u}_{fPD})$

\vec{u}_{fPD} est le vecteur unitaire colinéaire au vecteur reliant le centre de tête fémorale et le centre du fémur distal. Le vecteur $\vec{u}_{fGDtemporaire}$ est construit en reliant le point le plus postérieur du condyle le plus à gauche et le point le plus postérieur du condyle le plus à droite. L'utilisation de l'orientation gauche/droite est peu utilisée en orthopédie, mais elle permet ici la construction d'un repère orthonormé direct. L'orientation médiale/latérale est plus usitée en orthopédie, mais elle génère un repère direct pour un fémur droit et un repère indirect pour un fémur gauche.

$$\vec{u}_{fAP} = \vec{u}_{fPD} \wedge \vec{u}_{fGDtemporaire}$$

$$\vec{u}_{fGD} = \vec{u}_{fAP} \wedge \vec{u}_{fPD}$$



Le plan fémoral frontal est défini par $(O_f, \vec{u}_{fGD}, \vec{u}_{fPD})$.

Le plan fémoral sagittal est défini par $(O_f, \vec{u}_{fAP}, \vec{u}_{fPD})$.

Le plan fémoral transverse ou horizontal est défini par $(O_f, \vec{u}_{fGD}, \vec{u}_{fAP})$.

L'axe (O_f, \vec{u}_{fPD}) est appelé axe mécanique fémoral.

Construction du repère tibial

Le repère tibial est noté $(O_t, \vec{u}_{tGD}, \vec{u}_{tAP}, \vec{u}_{tPD})$

\vec{u}_{tPD} est le vecteur unitaire colinéaire au vecteur reliant le centre du plateau tibial et le milieu des malléoles. Le vecteur $\vec{u}_{tGDtemporaire}$ est construit en reliant le point le plus postérieur du plateau tibial le plus à gauche et le point le plus postérieur du plateau tibial le plus à droite.

A nouveau, comme pour la construction du repère fémoral, l'utilisation de l'orientation gauche/droite permet la construction d'un repère orthonormé direct contrairement à l'utilisation de l'orientation médiale/latérale.

$$\vec{u}_{tAP} = \vec{u}_{tPD} \wedge \vec{u}_{tGDtemporaire}$$

$$\vec{u}_{tGD} = \vec{u}_{tAP} \wedge \vec{u}_{tPD}$$



Le plan tibial frontal est défini par $(O_t, \vec{u}_{tGD}, \vec{u}_{tPD})$.

Le plan tibial sagittal est défini par $(O_t, \vec{u}_{tAP}, \vec{u}_{tPD})$.

Le plan tibial transverse ou horizontal est défini par $(O_t, \vec{u}_{tGD}, \vec{u}_{tAP})$.

L'axe (O_t, \vec{u}_{tPD}) est appelé axe mécanique tibial.

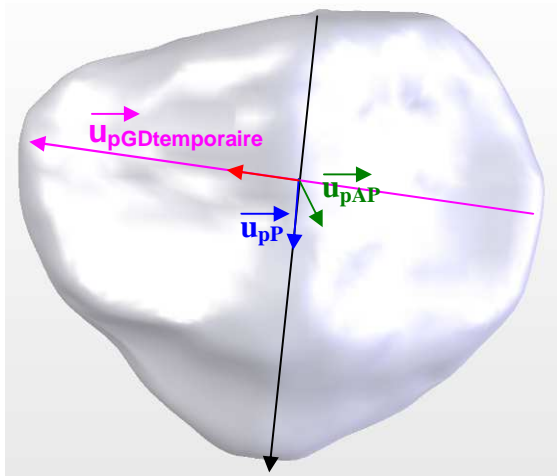
Construction du repère patellaire

Le repère patellaire est noté $(O_p, \vec{u}_{pGD}, \vec{u}_{pAP}, \vec{u}_{pPD})$

\vec{u}_{pPD} est le vecteur unitaire colinéaire au vecteur reliant les deux sommets de la patella. Le vecteur $\vec{u}_{pGDtemporaire}$ est construit en reliant la pointe la plus à gauche et la pointe la plus à droite. Pour la même raison que pour les constructions des repères fémoral et tibial, c'est l'orientation gauche/droite qui a été utilisée.

$$\vec{u}_{pAP} = \vec{u}_{pPD} \wedge \vec{u}_{pGDtemporaire}$$

$$\vec{u}_{pGD} = \vec{u}_{pAP} \wedge \vec{u}_{pPD}$$



Le plan patellaire frontal est défini par $(O_p, \vec{u}_{pGD}, \vec{u}_{pPD})$.

Le plan patellaire sagittal est défini par $(O_p, \vec{u}_{pAP}, \vec{u}_{pPD})$.

Le plan patellaire transverse est défini par $(O_p, \vec{u}_{pGD}, \vec{u}_{pAP})$.

Définition des positions et des conventions de signes

La description de la cinématique du genou peut-être réalisée en utilisant plusieurs variables associées aux définitions suivantes :

Angle de flexion du genou

L'angle de flexion participe à la description de la position relative du fémur par rapport au tibia. L'angle de flexion est l'angle entre les projections des vecteurs \vec{u}_{FPD} et \vec{u}_{TPD} dans le plan sagittal tibial.

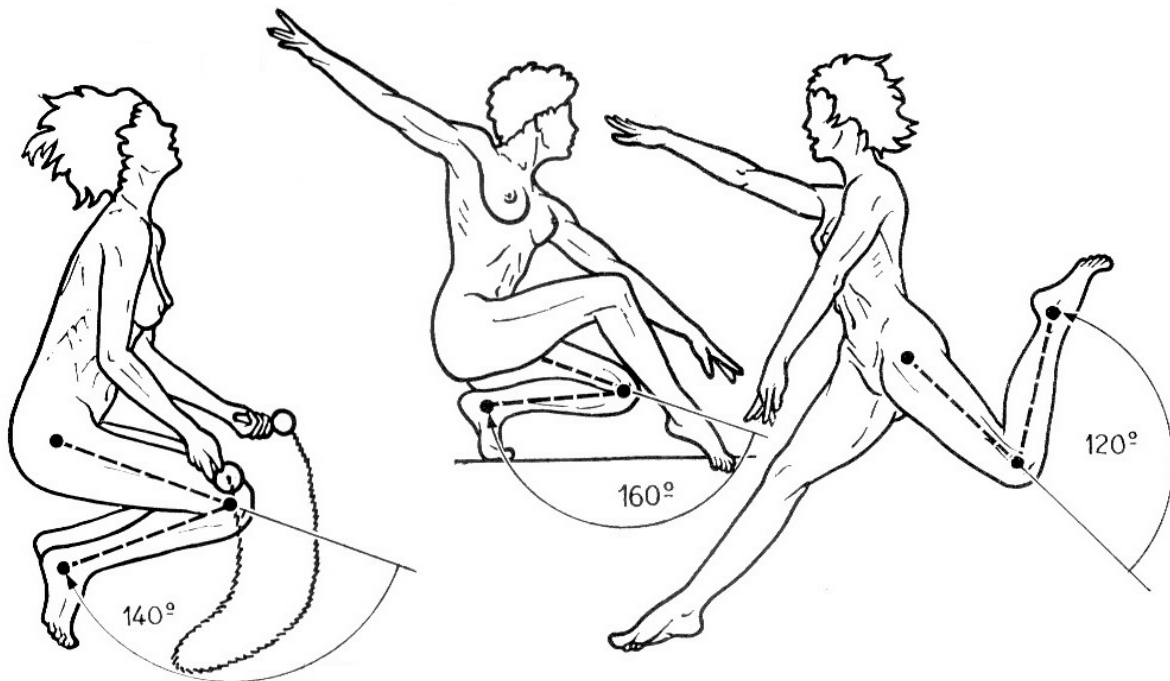
L'angle porte un signe positif lorsque la cheville est plus postérieure que le genou.

L'angle porte un signe négatif lorsque la cheville est plus antérieure que le genou.

Un angle de flexion nul est appelé extension.

Un angle de flexion négatif est appelé hyper extension.

L'illustration ci-dessous est issue du livre de Kapandji sur la physiologie articulaire [101] (tome 2 sur le membre inférieur)



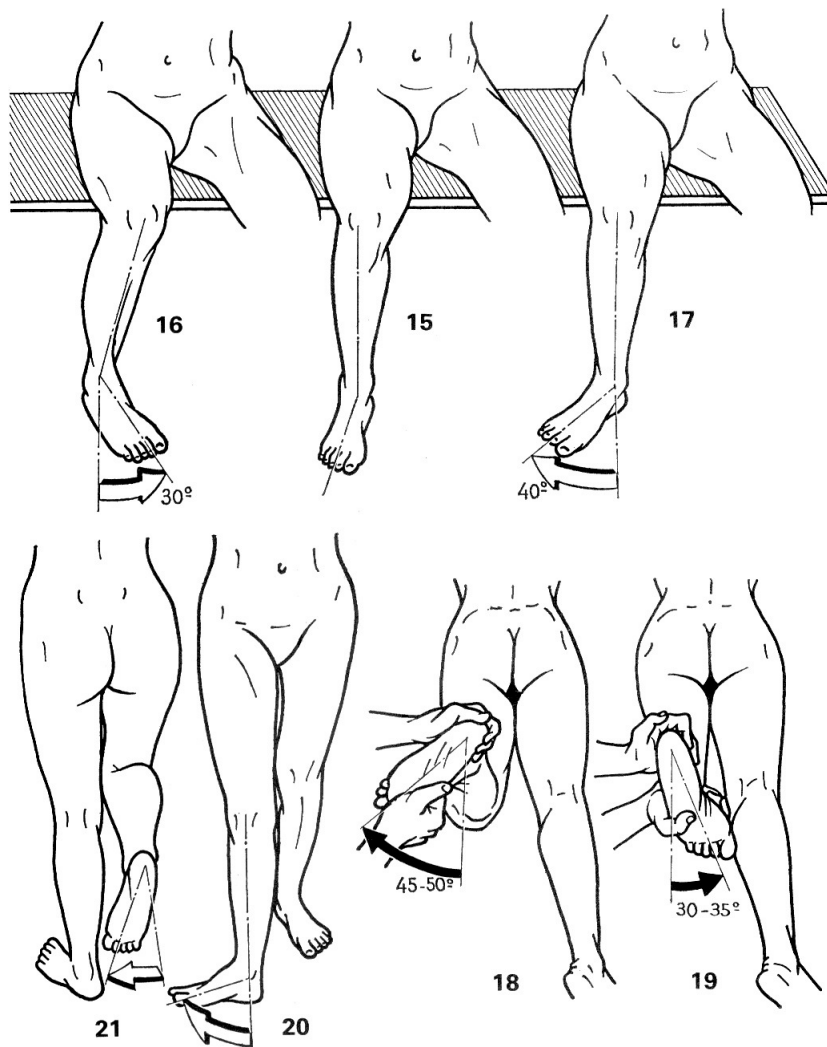
Angle de rotation axiale du genou

L'angle de rotation participe à la description de la position relative du fémur par rapport au tibia. L'angle de rotation est l'angle entre les projections des vecteurs \vec{u}_{fGD} et \vec{u}_{tGD} dans le plan transverse tibial.

L'angle porte un signe positif lorsque le tibia est en rotation externe par rapport au fémur.

L'angle porte un signe négatif lorsque le tibia est en rotation interne par rapport au fémur.

L'illustration ci-dessous est issue du livre de Kapandji [101] sur la physiologie articulaire (tome 2 sur le membre inférieur)

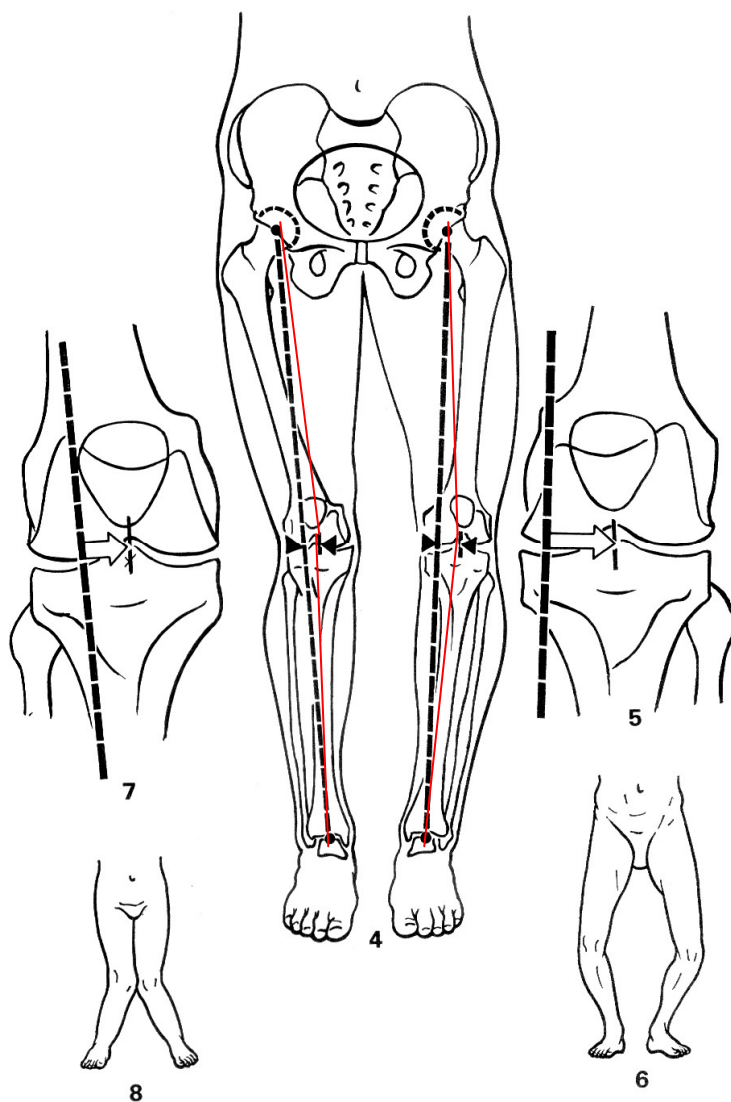


Angle de varus

L'angle de varus participe à la description de la position relative du fémur par rapport au tibia.

L'angle de varus est l'angle entre les projections des vecteurs \vec{u}_{fPD} et \vec{u}_{tPD} dans le plan frontal tibial. L'angle porte un signe positif lorsque le genou s'éloigne du plan sagittal (plan de symétrie) du patient. L'angle est appelé varus. L'angle porte un signe négatif lorsque le genou se rapproche du plan sagittal (plan de symétrie) du patient. L'angle est appelé valgus.

L'illustration ci-dessous issue du livre de Kapandji [101] sur la physiologie articulaire (tome 2 sur le membre inférieur) décrit un genou gauche en varus (figures 5 et 6) et un genou droite en valgus (figures 7 et 8).



Distance antéro-postérieure (AP)

Cette distance est la projection du vecteur reliant les centres des repères fémoral et tibial $\vec{O_f O_t}$ sur le vecteur $\vec{u_{tAP}}$. La distance porte un signe positif lorsque le centre du repère tibial est derrière le centre du repère fémoral. La distance porte un signe négatif lorsque le centre du repère tibial est devant le centre du repère fémoral. Cette distance permet de définir le recul ou l'avancée du fémur par rapport au tibia.

Distance médio-latérale (ML) ou gauche-droite (GD)

Cette distance est la projection du vecteur reliant les centres des repères fémoral et tibial $\vec{O_f O_t}$ sur le vecteur $\vec{u_{tGD}}$. La distance porte un signe positif lorsque le centre du repère tibial est plus à droite que le centre du repère fémoral. La distance porte un signe négatif lorsque le centre du repère tibial est plus à gauche que centre du repère fémoral.

Distance proximale-distale (PD)

Cette distance est la projection du vecteur reliant les centres des repères fémoral et tibial $\vec{O_f O_t}$ sur le vecteur $\vec{u_{tPD}}$. La distance porte un signe positif lorsque le centre du repère tibial est au dessous du centre du repère fémoral. La distance porte un signe négatif lorsque le centre du repère tibial est au dessus du centre du repère fémoral.

Morphométrie des os du modèle

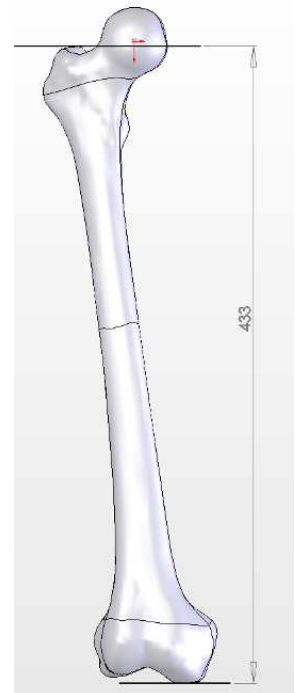
Les os utilisés pour la modélisation proviennent du scanner d'une personne. Ces os ont été intégrés en fin de chaîne numérique dans le logiciel de modélisation. Les travaux de Jens Dargel [13] fournissent des informations dimensionnelles sur la morphométrie du fémur et du tibia d'une population de 60 sujets anatomiques. La cohérence du modèle par rapport à cette population a été vérifiée au regard des paramètres suivants :

- La longueur du fémur
- La largeur distale des condyles
- La largeur postérieure des condyles
- La hauteur antérieure du condyle médial
- La hauteur antérieure du condyle latéral
- La largeur du condyle médial
- La largeur du condyle latéral
- L'épaisseur du condyle latéral
- La largeur intercondylienne
- La hauteur intercondylienne

La longueur du fémur

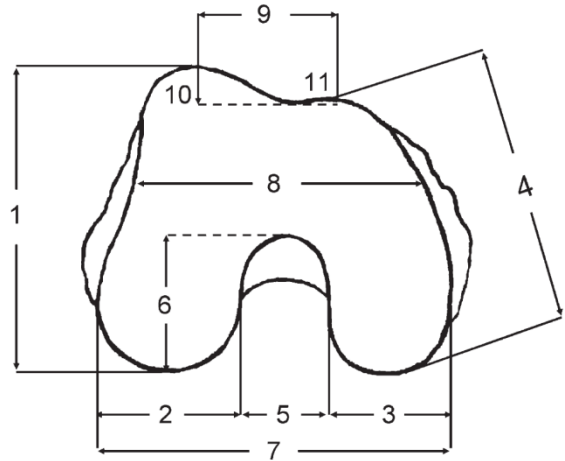
L'article de Jens Dargel [13] définit la longueur du fémur comme étant la distance entre le centre de tête fémorale et le point le plus distal des deux condyles. Cette distance est mesurée sur le modèle : 433.0mm. Cette distance est comprise dans la plage de valeur définie par l'étude de Jens Dargel [13]. Le tableau ci-dessous rappelle les moyennes et écarts types de cette étude et reporte la valeur du modèle. Les valeurs sont exprimées en millimètres.

	Hommes	Femmes	Modèle
	Moyenne ± Ecart Type	Moyenne ± Ecart Type	
Longueur du fémur	443.1 ± 16.2	411.8mm ± 16.1	433.0



Le schéma issu de l'article de Jens Dargel [13] définit les différentes mesures de l'extrémité distale du fémur.

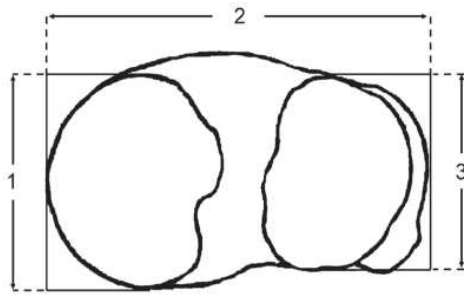
Le tableau ci-dessous rappelle les moyennes et écarts types de cette étude et reporte les valeurs du modèle. Les valeurs sont exprimées en millimètres.



	Hommes	Femmes	Modèle
	Moyenne ± Ecart Type	Moyenne ± Ecart Type	
Largeur distale	70.5 ± 3.79	61.5 ± 3.39	64.6
Largeur postérieure	80.9 ± 3.53	71.5 ± 3.95	75.2
Largeur de la trochlée	39.2 ± 3.85	37.0 ± 4.16	32.7
Hauteur antérieure médiale	3.1 ± 1.28	2.8 ± 1.33	3.6
Hauteur antérieure latérale	6.0 ± 1.82	5.4 ± 1.63	4.7
Largeur du condyle médial	32.3 ± 4.22	28.4 ± 2.40	27.6
Epaisseur du condyle médial	69.3 ± 2.42	62.3 ± 4.28	66.6
Largeur du condyle latéral	30.6 ± 1.25	26.0 ± 0.85	30.4
Epaisseur du condyle latéral	69.3 ± 2.5	63.1 ± 3.82	66.8
Largeur intercondylienne	19.3 ± 1.99	19.0 ± 2.74	17.2
Hauteur intercondylienne	32.5 ± 2.63	30.3 ± 2.46	31.8

Les valeurs du modèle sont cohérentes par rapport à la bibliographie, à l'exception de la largeur de la trochlée qui est plus réduite sur le modèle et la hauteur antérieure médiale qui est plus importante sur le modèle.

Le schéma issu de l'article de Jens Dargel [13] définit les différentes mesures de l'extrémité proximale du tibia.



Le tableau ci-dessous rappelle les moyennes et écarts types de cette étude et reporte les valeurs du modèle. Les valeurs sont exprimées en millimètres.

	Hommes	Femmes	Modèle
	Moyenne ± Ecart Type	Moyenne ± Ecart Type	
Largeur	81.0 ± 3.35	72.2 ± 3.80	76.0
Profondeur médiale	55.3 ± 3.32	49.1 ± 2.86	49.2
Profondeur latérale	49.1 ± 1.62	42.7 ± 2.52	44.6
Pente postérieure	9.6 ± 1.90	10.0 ± 2.38	5.1

Les valeurs du modèle sont cohérentes par rapport à la bibliographie, à l'exception de la pente tibiale qui est un peu faible.

Les tendons

Les tendons relient les os aux muscles. Ils transmettent les efforts des muscles (actionneurs) aux os. Le tendon quadricipital est considéré comme une chaînette de longueur constante. Le tendon du muscle poplité et le tendon du Fascia-lata obéissent à une loi de comportement similaire à celle des ligaments. Pour uniformiser la description et fluidifier la lecture de la thèse, leurs descriptions seront présentées dans la partie suivante destinée aux ligaments.

Les ligaments

Description du manuel d'anatomie

Le manuel d'anatomie sur l'appareil locomoteur de C.Cabrol [100] donne les descriptions anatomiques des ligaments suivantes :

Le ligament rotulien représente le prolongement du tendon d'insertion du muscle quadriceps et s'étend depuis la rotule jusqu'à la tubérosité antérieure du tibia. (...)

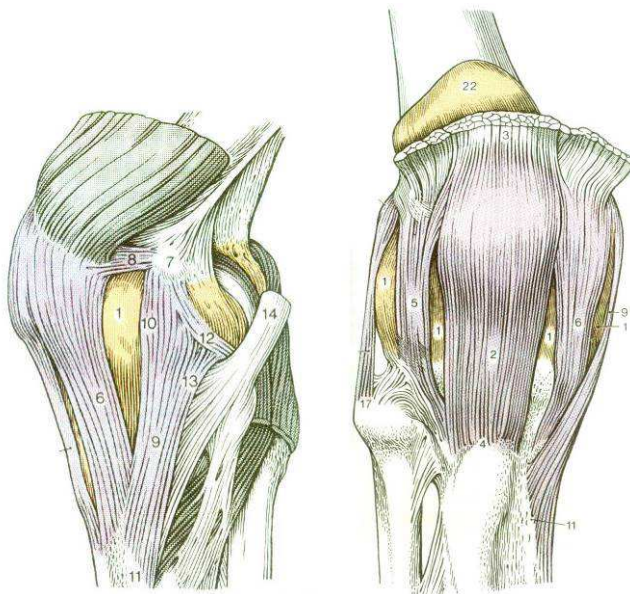
Il existe également deux ligaments latéraux.

Le **ligament latéral interne (ligament collatéral médial)** est une lame aplatie, triangulaire, qui adhère fortement à la capsule articulaire et au ménisque interne. Le ligament présente trois groupes de fibres.

Les fibres antérieures longues sont tendues entre la tubérosité fémorale interne et la marge infraglénoidienne interne du tibia.

Les fibres postéro-supérieures courtes irradient dans le ménisque interne alors que les fibres postéro-inférieures s'étendent entre le ménisque interne et le tibia. (...)

Le **ligament latéral externe (ligament collatéral latéral)** n'est adhérent ni à la capsule articulaire ni au ménisque externe. Il est tendu de la tubérosité externe du fémur à la tête du péroné



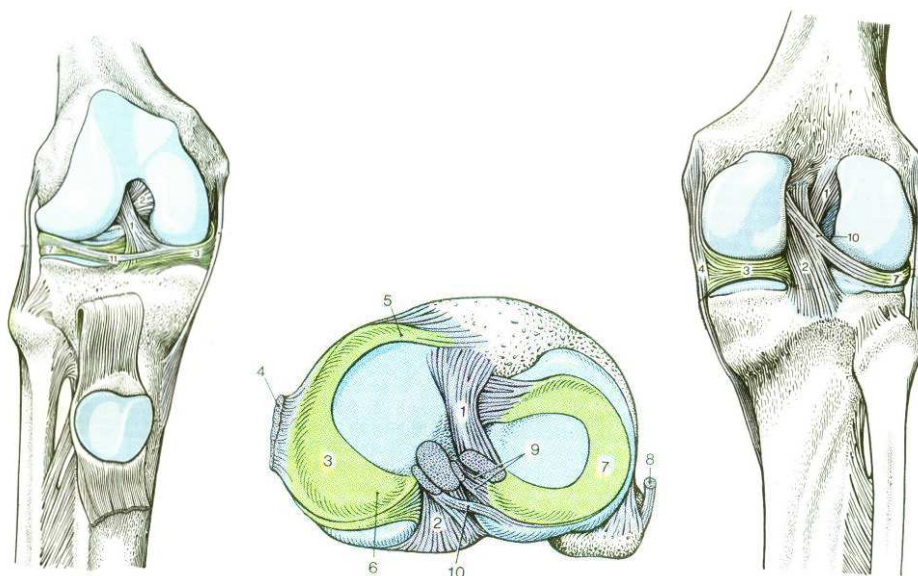
Au niveau de la face postérieure de l'articulation, le **ligament poplité** oblique constitue une expansion du muscle demi-membraneux et se dirige vers le dehors et vers le haut. Le **ligament poplité** arqué naît de l'apophyse styloïde de la tête du péroné, croise la face postérieure du muscle poplité et se termine en éventail dans la capsule articulaire.



Les ligaments croisés constituent un autre groupe de ligaments de l'articulation du genou. Ces ligaments servent avant tout à maintenir le contact dans la cavité articulaire lors des mouvements de rotation. Bien que ces ligaments soient intracapsulaire, ils sont extra-articulaires

Le **ligament croisé antérieur** s'étend de la surface préspinale du plateau tibial à la face interne du condyle externe du fémur. Les fibres externes du ligament se terminent plus en arrière que les fibres internes.

Le **ligament croisé postérieur**, plus fort que l'antérieur, s'étend de la face externe du condyle interne du fémur à la surface rétro-spinale du plateau tibial.



Observation lors des travaux de dissection

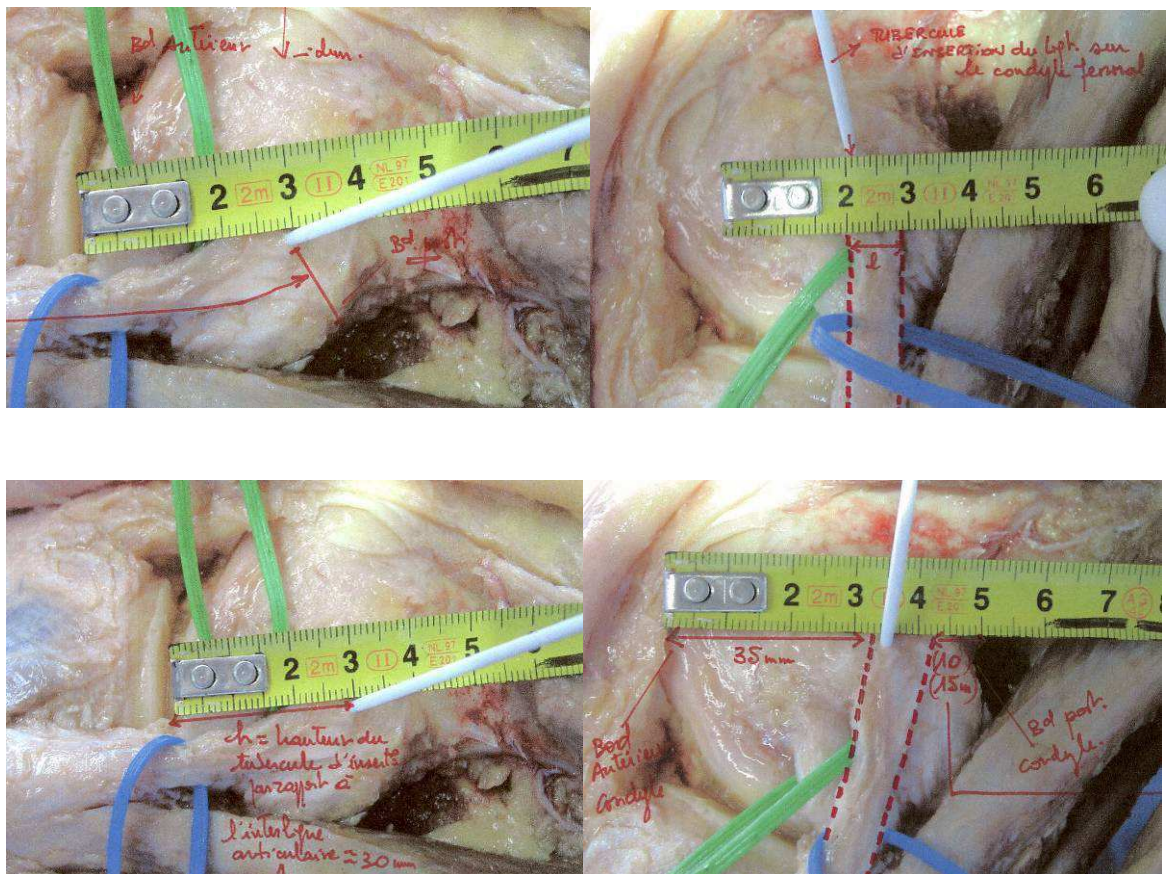
Le Professeur Christian Mabit du CHU de Limoges a réalisé les mesures des zones d'insertions et des largeurs des ligaments lors de travaux en laboratoire d'anatomie.

Dissection du ligament collatéral médial

Deux faisceaux sont repérés :

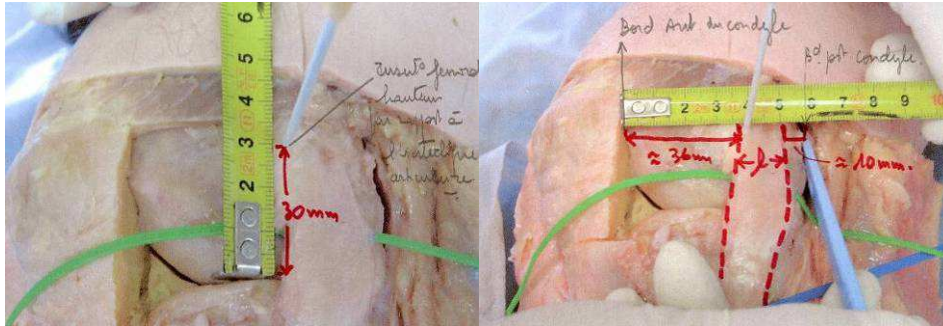
- Le faisceau profond est cerclé par le fil vert.
- Le faisceau superficiel est cerclé par le fil bleu.

Les photographies ci-dessous présentent le positionnement des insertions fémorales des deux faisceaux :

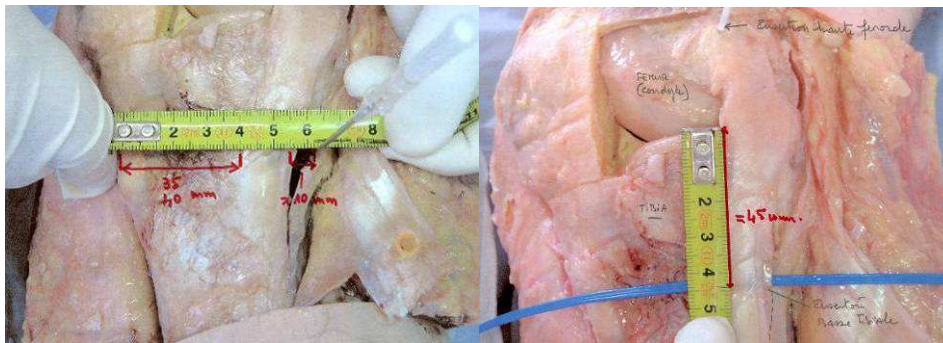


Dissection du ligament collatéral latéral :

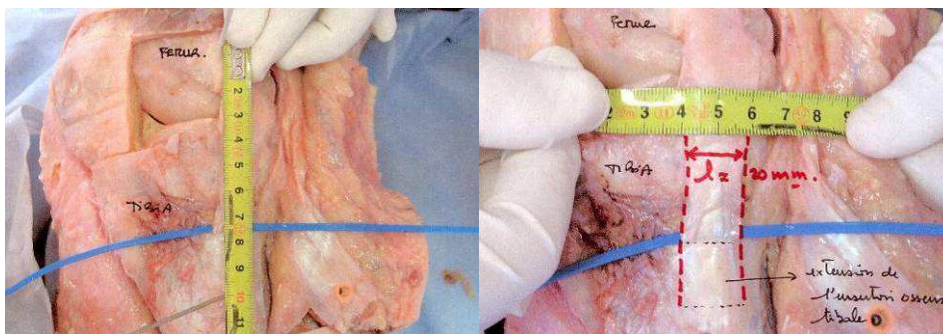
Les photographies ci-dessous présentent le positionnement de l'insertion fémorale du ligament collatéral latéral



Les photographies ci-dessous présentent le positionnement de l'insertion tibiale du ligament collatéral latéral



Les photographies ci-dessous présentent la longueur et la largeur du ligament collatéral latéral



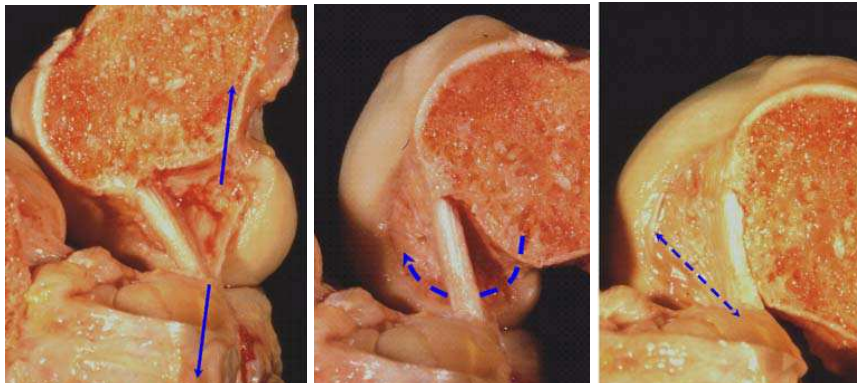
Lors d'un autre laboratoire d'anatomie, les insertions des ligaments croisés ont été observées.

Les photographies ci-dessous présentent la dissection du ligament croisé antérieur :

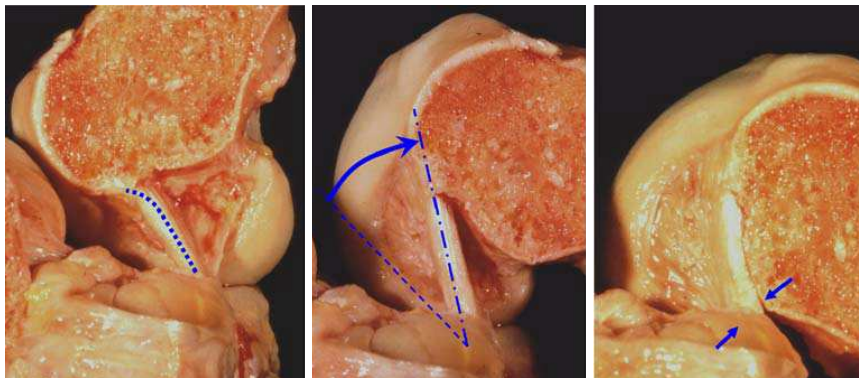


N'ayant pas pu réaliser de photographies du ligament croisé postérieur, l'article d'Amis [03] a été utilisé. Les photos ci-dessous sont issues de cet article.

Les photographies ci-dessous présentent la dissection du faisceau postéro-médial



Les photographies ci-dessous présentent la dissection du faisceau antéro-latéral



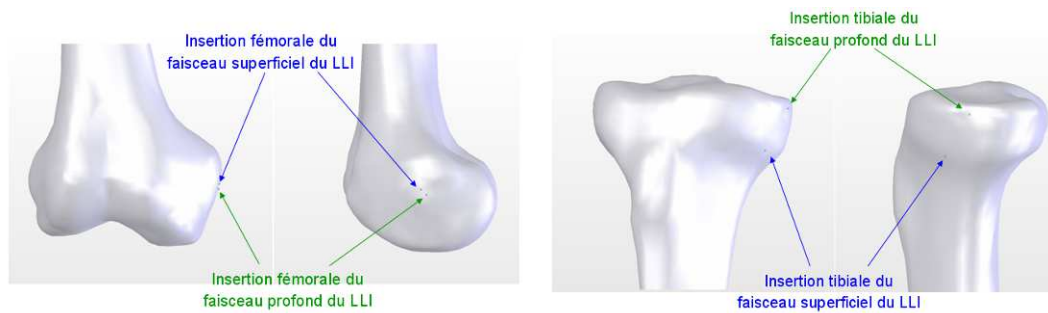
Positionnement des ligaments par un groupe de chirurgiens experts

Lors d'une réunion de travail dans le cadre du développement d'un logiciel pour navigation du LCA, un groupe de chirurgiens experts a défini les insertions des différents faisceaux des ligaments sur un modèle CAO. L'exercice est difficile car il faut effectuer un placement en trois dimensions sur un écran en deux dimensions.

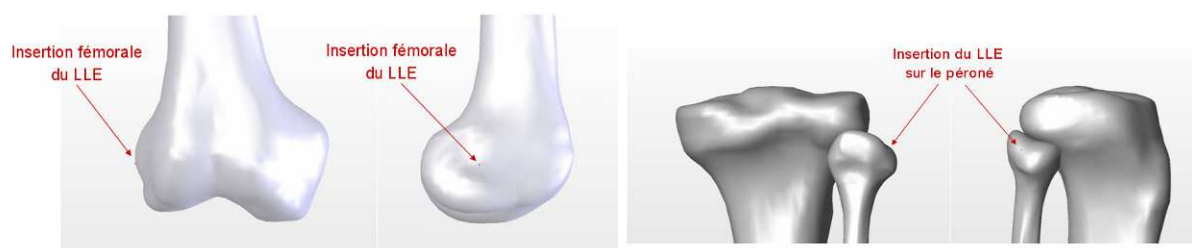
Le groupe de chirurgiens était constitué de :

- Docteur Philippe Beaufile (Versailles)
- Docteur Patrick Djian (Paris)
- Professeur Christophe Hulet (Caen)
- Docteur Jean-François Potel (Toulouse)
- Docteur Romain Seil (Luxembourg)

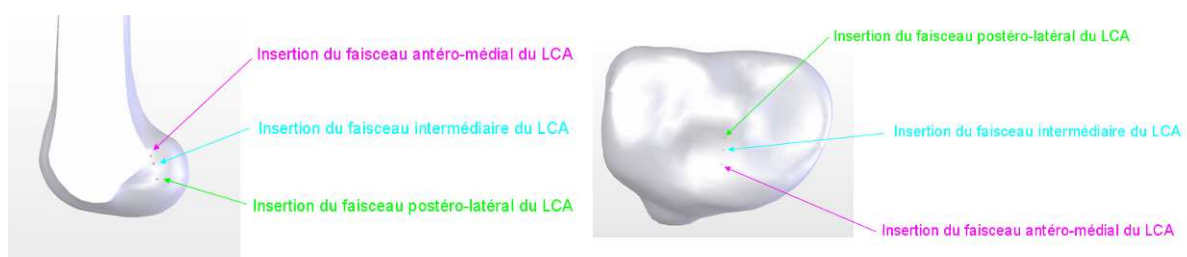
Insertions des faisceaux superficiel et profond du ligament collatéral médial (LCM)



Insertions du ligament collatéral latéral (LCL)



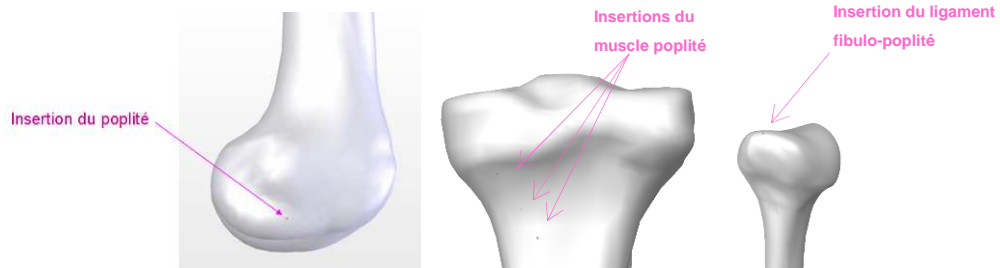
Insertions des 3 faisceaux du ligament croisé antérieur (LCA)



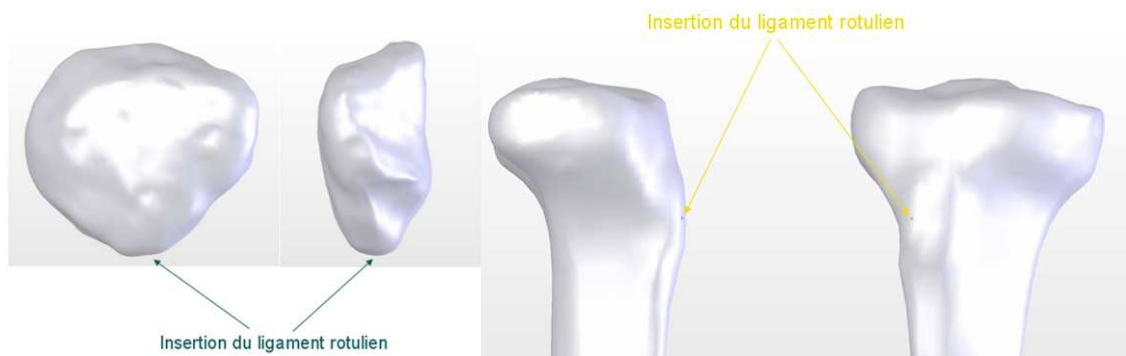
Insertions des faisceaux postéro-médial et antéro-latéral du ligament croisé postérieur (LCP)



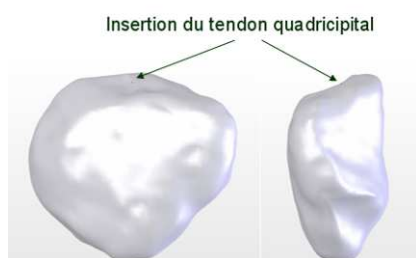
Insertions du complexe poplité



Insertions du ligament patellaire



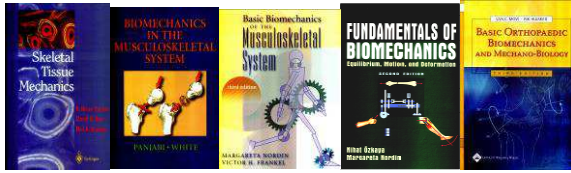
Insertions du tendon quadricipital



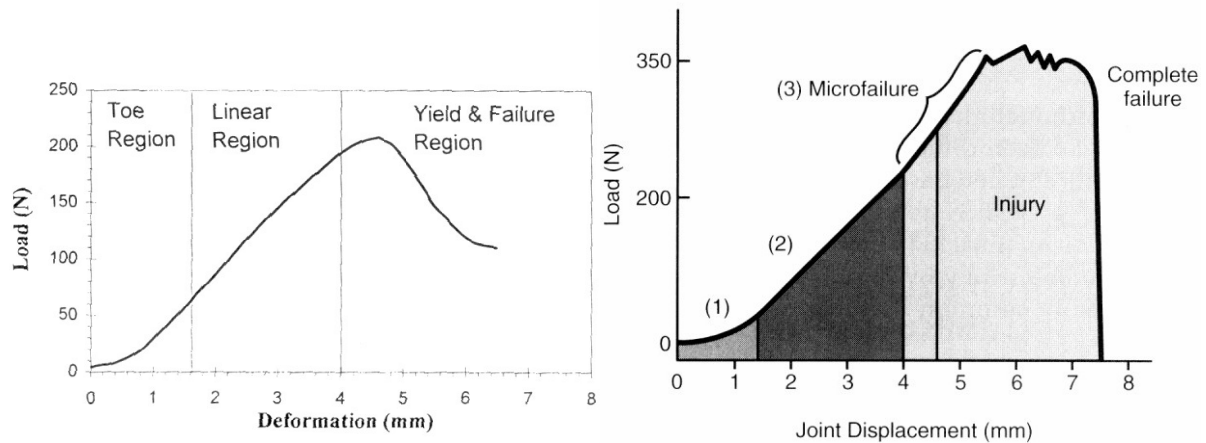
Ce travail de mise en place des insertions des ligaments a permis un pré-positionnement des ligaments. Le positionnement final a été réalisé après confrontation des positions initiales et des articles bibliographiques. Le résultat du repositionnement et sa comparaison avec la bibliographie est présentée ensuite ligament par ligament.

Comportement mécanique des ligaments

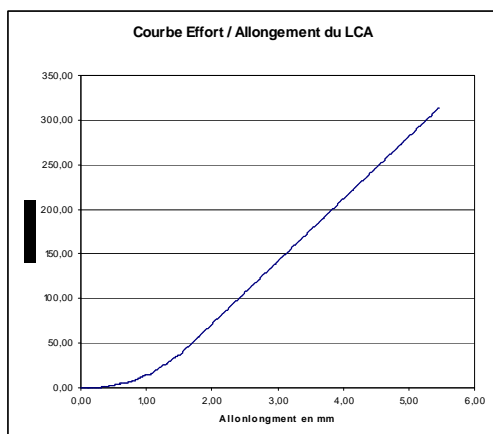
Les livres de Martin [102], Mow [103], Nordin [104], Ozhaya [105], Panjabi [106], décrivent les caractéristiques mécaniques des ligaments.



Les auteurs convergent sur la forme de courbe de réponse Effort/Déformation suivante :

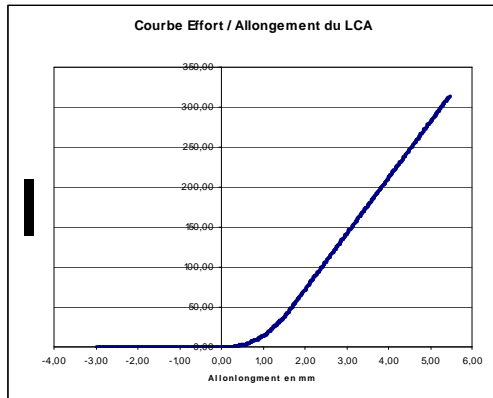


Cette courbe comporte une zone « souple » puis une zone « rigide » linéaire et une troisième zone dite de « rupture ». Chaque faisceau de ligament se comporte suivant cette loi. La première étape a consisté à numériser la courbe de réponse type des ligaments. Le ligament croisé antérieur ayant été très étudié en vue de sa reconstruction, sa courbe de réponse a été numérisée :



Il est aussi à noter que les ligaments n'offrent aucune résistance à la compression.

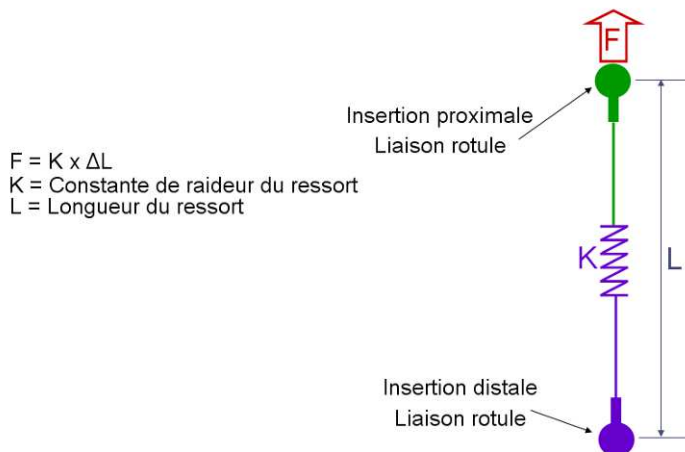
La courbe recherchée pour la modélisation est donc la suivante :



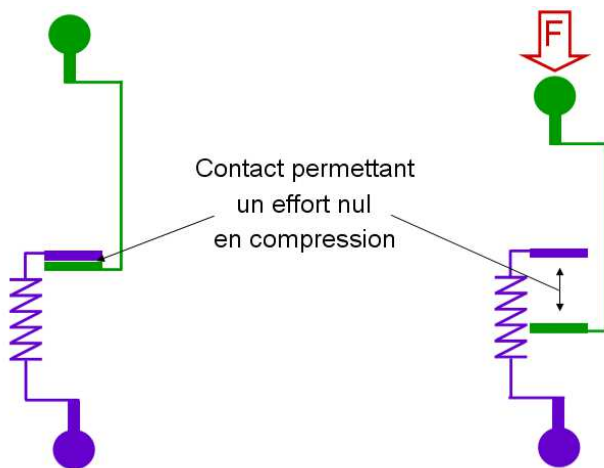
Dans un premier temps, j'ai cherché à construire un sous-système mécanique dont le comportement global correspondrait à la courbe de réponse ci-dessus.

La construction de ce sous-système a suivi le processus décrit ci-dessous :

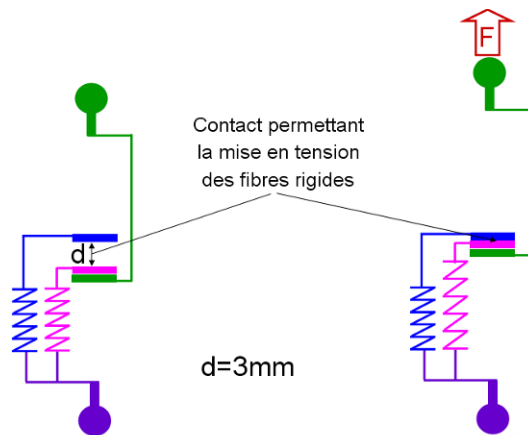
1 - Construction d'un modèle « simple ressort »



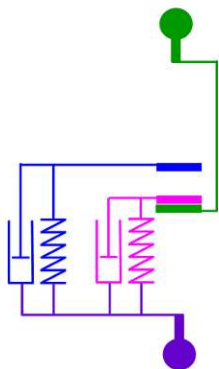
2 – Ajout d'un contact pour gérer la compression du ligament



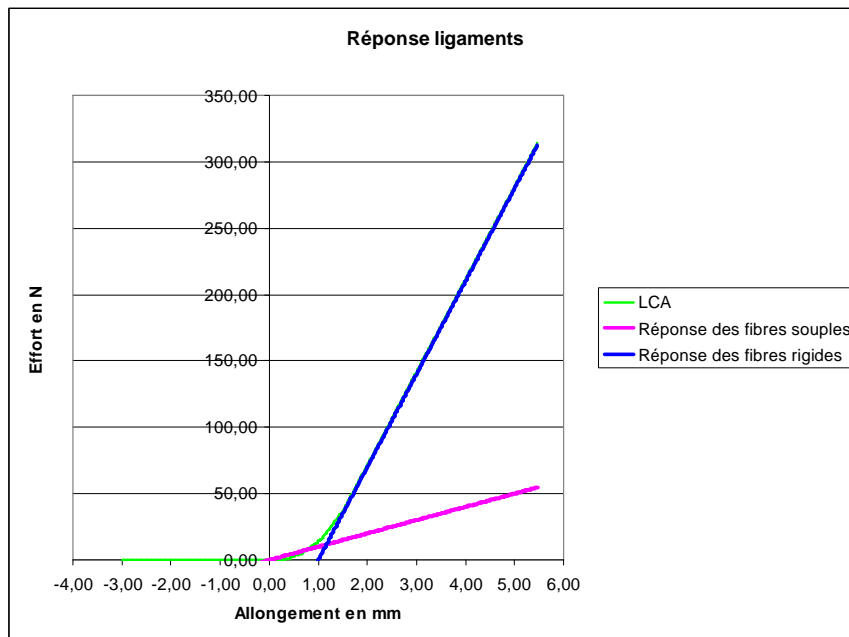
3 – Ajout d'un second contact et d'un deuxième ressort pour gérer la mise en charge des fibres



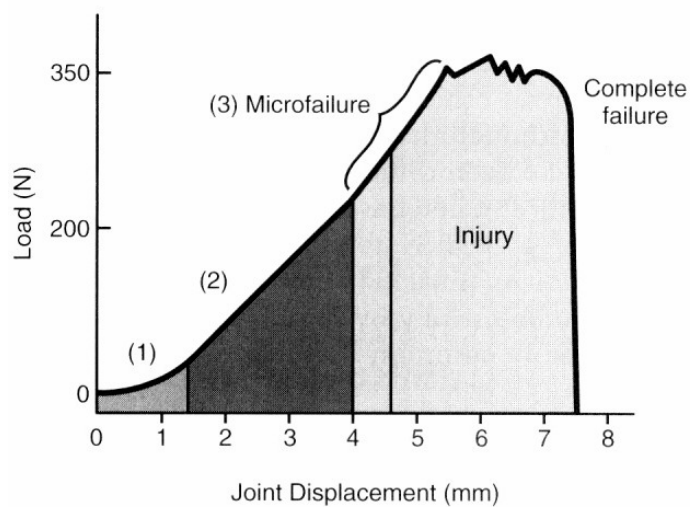
4 – Mise en place d'amortisseurs pour gérer l'aspect visco-élastique des ligaments



La réponse théorique obtenue avec un tel montage est la suivante :



Les constantes de raideur des deux ressorts correspondent aux inclinaisons des zones (1) et (2) définies dans la bibliographie.



Remplacement des constructions mécaniques par une loi mathématique

La modélisation de chaque faisceau de ligament par le sous-système mécanique décrit précédemment est coûteuse en temps de calcul.

J'ai donc décidé de remplacer ces sous-ensembles par une loi de comportement liant l'effort généré aux insertions et la distance entre ces insertions.

Les variables utilisées dans cette loi de comportement sont les suivantes :

L désigne la distance entre les insertions

L_0 désigne la distance entre les insertions au lancement du calcul

L_0-r désigne la longueur à vide du faisceau

K désigne la raideur du ligament

T désigne le temps

T_0 désigne le temps de pré charge

La loi de comportement utilise la variable temps afin de ne pas charger brutalement le modèle au début du calcul. Le modèle est pré-chargé progressivement à partir du temps $T=0$ jusqu'au temps $T=T_0$.

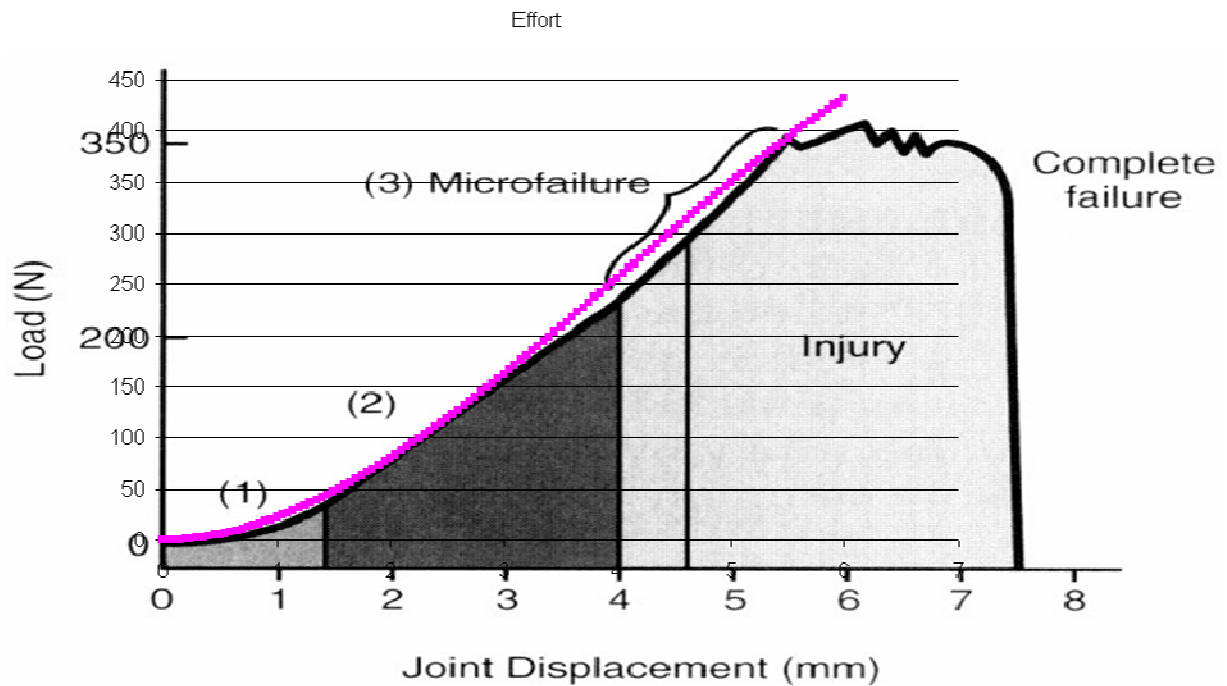
La loi de comportement est finalement la suivante :

Si $(L < L_0+r)$ *La longueur du faisceau est inférieure à sa longueur à vide*
 $F=0$

Si $(L > L_0+r)$ et Si $(T < T_0)$ *Période de pré charge*
 $F = T/T_0 \times K \times (L - L_0+r)^2 \times (0.3 - 0.025 \times (L - L_0+r))$

Si $(L > L_0+r)$ et $(T > T_0)$
 $F = K \times (L - L_0+r)^2 \times (0.3 - 0.025 \times (L - L_0+r))$

La courbe générée par cette formule est superposable aux courbes définies par la bibliographie. Le schéma ci-dessous présente cette superposition.



Les équations ont été codées dans CosmosMotion® de Solidworks®. L'exemple du faisceau antéro-médial du LCA est présenté ci-dessous.

$$\begin{aligned}
 F = & -81 * IF(TIME - 0.2 : 5 * TIME, 1, 1) \\
 & * IF(\{Longueur\ LCA\ antéro\ médial\} - 34.4 + 2.5 : 0, 0, 1) \\
 & * IF(\{Longueur\ LCA\ antéro\ médial\} - 34.4 + 2.5 - 8 : \\
 & (\{Longueur\ LCA\ antéro\ médial\} - 34.4 + 2.5) ** 2 \\
 & * (0.3 - 0.025 * (\{Longueur\ LCA\ antéro\ médial\} - 34.4 + 2.5)), 6.4, 6.4)
 \end{aligned}$$

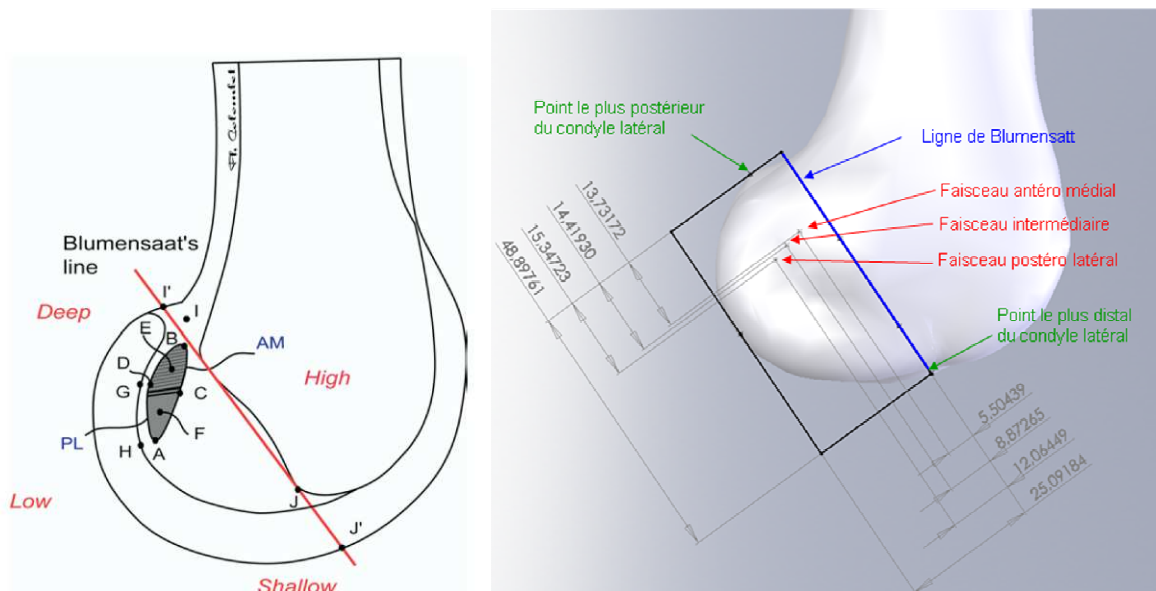
Ligament croisé antérieur (LCA)

Caractéristiques mécaniques du LCA

A partir de patients âgés de 22 à 35 ans, Zantop [87] définit la constante de raideur du LCA à 242N/mm +/-28N/mm. La modélisation, répartit la constante de raideur globale du LCA en trois constantes égales de 81N/mm pour le faisceau antéro-médial, le faisceau intermédiaire et le faisceau postéro-latéral. La limite à la rupture du LCA a aussi été mesurée par Zantop. Cette limite est de 2160N +/-175N.

Insertions du LCA

L'article de Colombet [12] décrit la position des insertions des faisceaux du LCA.



Colombet [12] appuie sa description des insertions fémorales du LCA à partir de la ligne radiologique de Blumensaat. Il définit des ratios permettant de positionner les insertions parallèlement et perpendiculairement à la ligne de Blumensaat. Les tableaux ci-dessous positionnent les insertions en comparant les valeurs de Colombet [12] et celles du modèle. Colombet [12] ne décrit pas de faisceau intermédiaire.

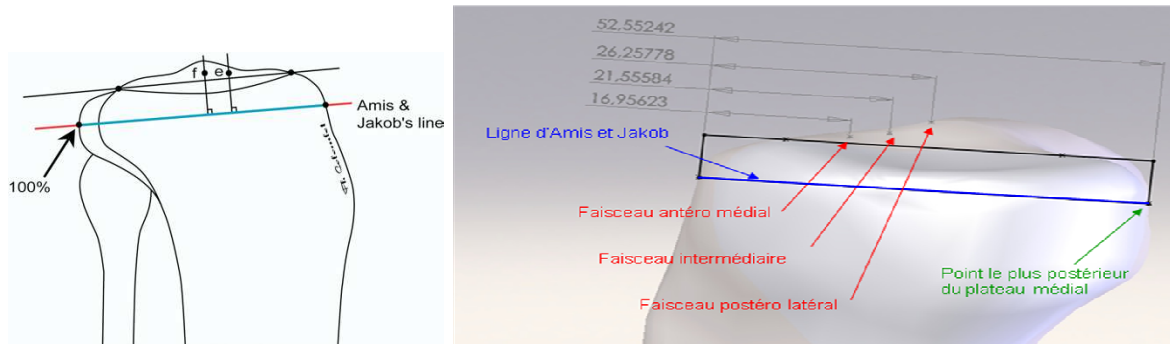
Positionnement parallèlement à la ligne de Blumensaat.

	Colombet [12]	Modèle
Faisceau antéro médial	26.4% +/- 2.6%	24.4%
Faisceau intermédiaire		27.8%
Faisceau postéro latéral	32.3% +/- 3.9%	31.4%

Positionnement perpendiculairement à la ligne de Blumensaat.

	Colombet [12]	Modèle
Faisceau antéro médial	25.3% +/- 4.2%	27.4%
Faisceau intermédiaire		37.1%
Faisceau postéro latéral	47.6% +/- 6.5%	48.1%

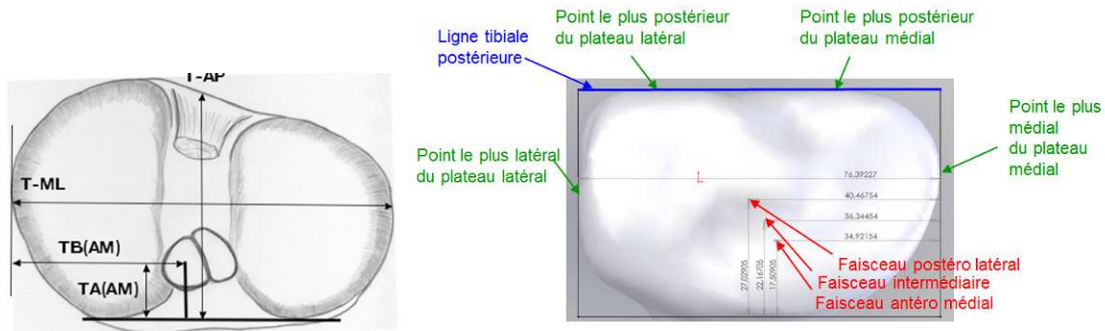
Pour définir les insertions tibiales des faisceaux du LCA, Colombet [12] s'appuie sur la ligne d'Amis et Jakob. La position antéro-postérieure de chacun des faisceaux est exprimée en pourcentage de la distance antéro-postérieure totale de la ligne d'Amis et Jakob.



Positionnement parallèlement à la ligne d'Amis et Jakob.

	Colombet [12]	Modèle
Faisceau antéro médial	36% +/- 3.8%	32.3%
Faisceau intermédiaire		41.0%
Faisceau postéro latéral	52% +/- 3.4%	50.0%

Staubli [75] définit d'une autre manière le positionnement des insertions tibiales des faisceaux du LCA. Staubli [75] s'appuie sur un rectangle basé sur la ligne reliant les deux points les plus postérieurs du plateau tibial. La longueur du rectangle est limitée par le point le plus médial et le point le plus latéral du plateau tibial.



Positionnement parallèle à l'axe antéro-postérieur.

	Staubli [75]	Modèle
Faisceau antéro médial	30% à 35%	33.5%
Faisceau intermédiaire		42.4%
Faisceau postéro latéral	45% à 52%	51.7%

Positionnement parallèle à l'axe médio-latéral.

	Staubli [75]	Modèle
Faisceau antéro médial	30% à 35%	45.7%
Faisceau intermédiaire		47.5%
Faisceau postéro latéral	45% à 52%	53.0%

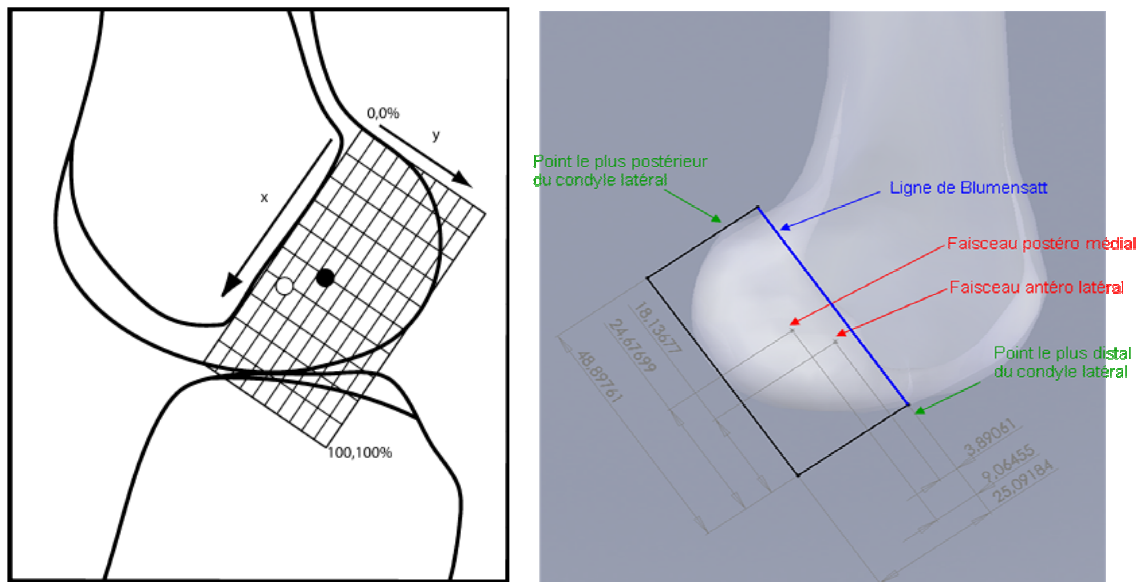
Ligament croisé postérieur (LCP)

Caractéristiques mécaniques du LCP

L'article de Harner [24] définit la constante de raideur du faisceau antéro-médial du LCP à 120N/mm +/-37N/mm et la constante de raideur du faisceau postéro-médial à 57N/mm +/-22N/mm. La limite à la rupture du LCP est de 739N d'après Trent [79], de 855N d'après Marinozzi [51], de 1051N d'après Kennedy [33], et de 1627N d'après Prietto [65].

Insertions du LCP

L'article de Lorenz [47] définit le positionnement des insertions des faisceaux du LCP.



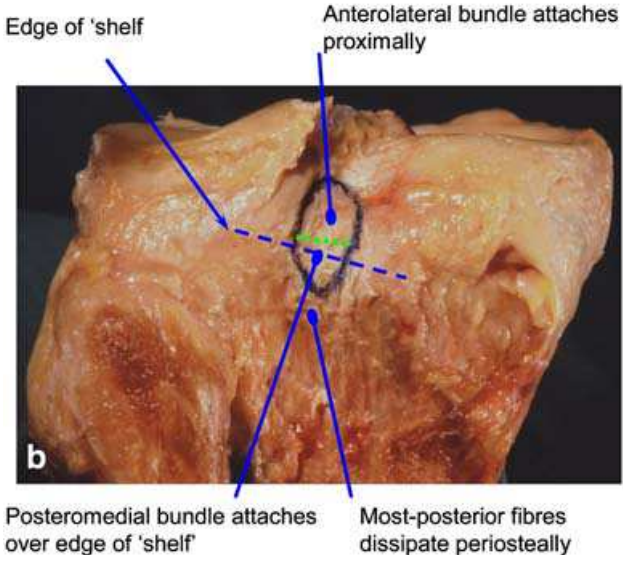
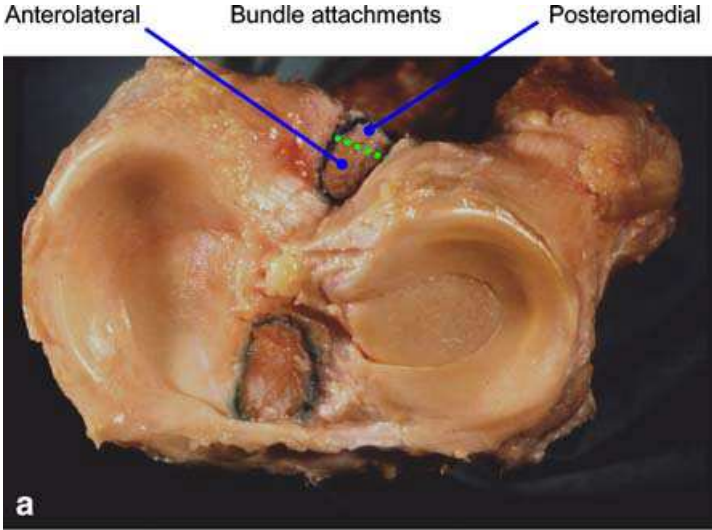
Comme Colombet [12], Lorenz appuie sa description sur la ligne radiologique de Blumensatt. Positionnement parallèlement à la ligne d'Amis et Jakob (en arrière).

	Lorenz [47]	Modèle
Faisceau antéro latéral	38% +/-3%	37.1%
Faisceau postéro médial	49% +/-5%	50.5%

Positionnement parallèlement à la ligne d'Amis et Jakob (du toit).

	Lorenz [47]	Modèle
Faisceau antéro latéral	16% +/-6%	15.5%
Faisceau postéro médial	35% +/-7%	36.1%

Amis [03] décrit l'insertion tibiale du LCP. Sa description est basée sur deux photographies de dissection. Elles décrivent les insertions tibiales des deux faisceaux, mais n'apportent ni positionnement millimétrique ni positionnement en pourcentage de largeur médio-latérale ou antéro-postérieure.



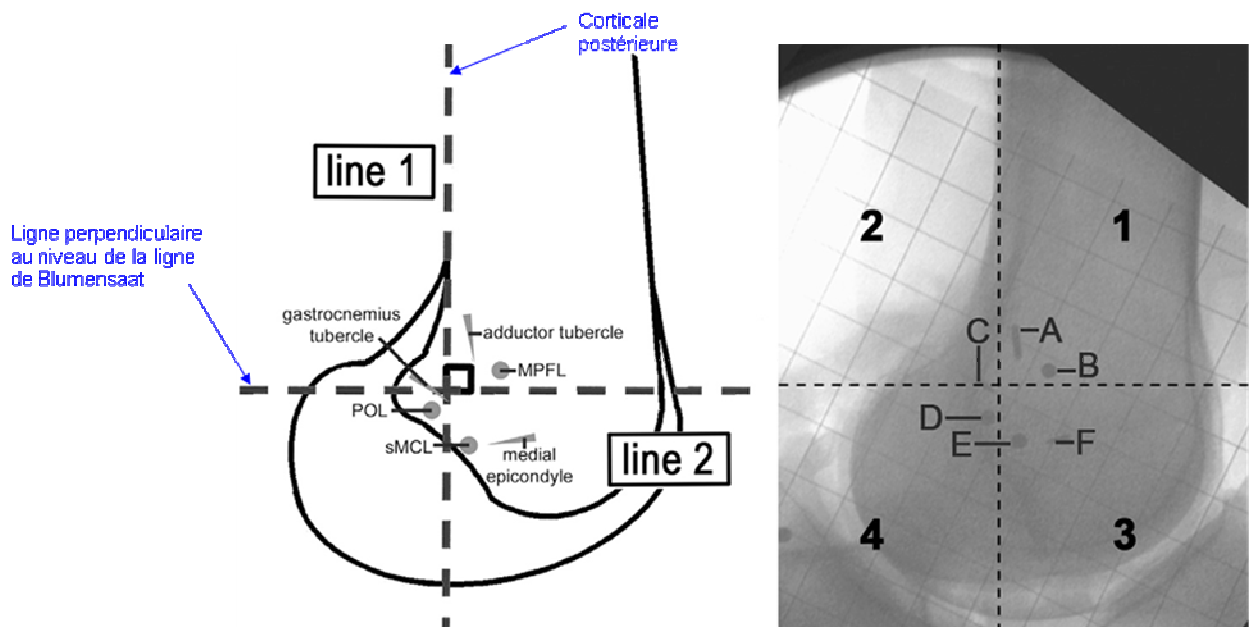
Ligament collatéral médial (LCM)

Caractéristiques mécaniques du LCM

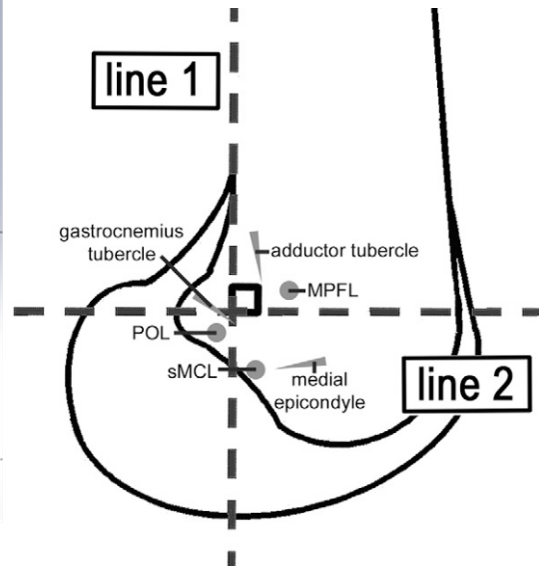
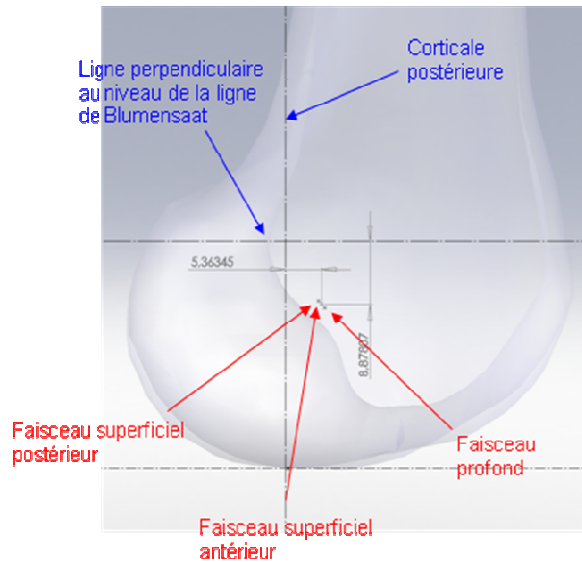
L'article de Robinson [69] définit la constante de raideur du faisceau profond du LCM à $42\text{N/mm} \pm 14\text{N/mm}$ et la constante de raideur du faisceau superficiel à $80\text{N/mm} \pm 8\text{N/mm}$. La modélisation répartit la constante de raideur du faisceau superficiel en deux raideurs égales de 40N/mm pour le faisceau superficiel antérieur et pour le faisceau superficiel postérieur. Toujours d'après les essais de traction de Robinson [69], la limite à la rupture du faisceau profond est de $194\text{N} \pm 82\text{N}$. Celle du faisceau superficiel est de $534\text{N} \pm 85\text{N}$. La limite à la rupture du LCM est de 465N d'après Marinozzi [51], de 516N d'après Trent [79], et de 665N d'après Kennedy [34].

Insertions du LCM

Wijdicks [83] décrit les insertions des faisceaux du LCM. Dans son article, Wijdicks [83] construit un repère appuyé sur deux lignes perpendiculaires. La première est alignée sur la corticale fémorale postérieure. Perpendiculairement à cette ligne, Wijdicks [83] construit une autre ligne au niveau de la ligne de Blumensaat. Ces deux lignes perpendiculaires lui permettent de construire un repère orthogonal.

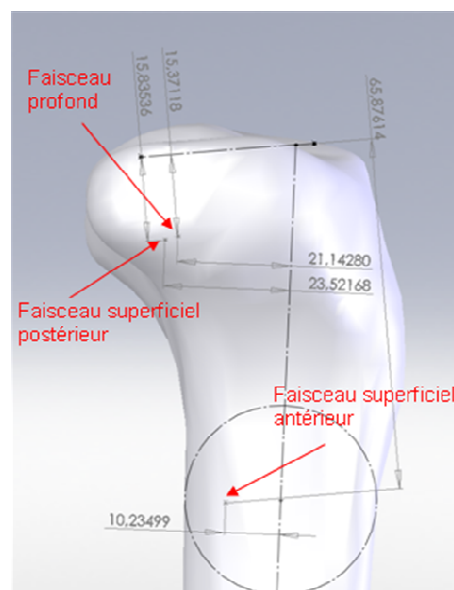
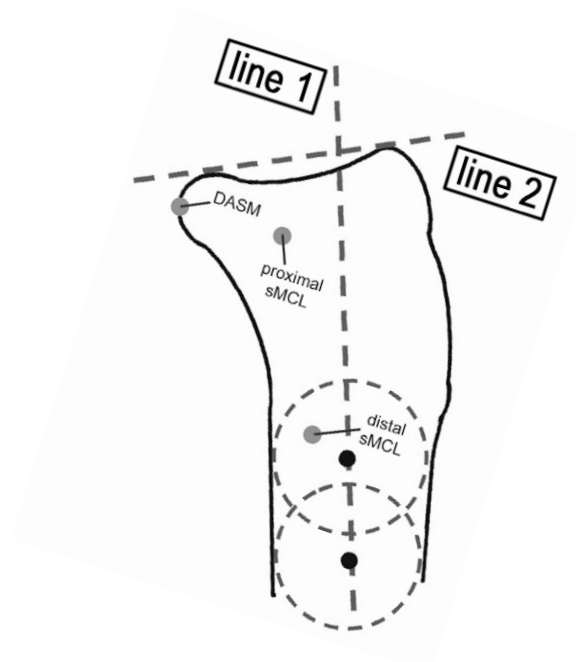


Les insertions fémorales des faisceaux du LCM ont été positionnées en respectant les intervalles définis par les écarts types de l'article de Wijdicks [83].



	Wijdicks [83]	Modèle
Insertion LCM (A/P)	8.6 mm +/- 3.6 mm	5.4 mm postérieure
Insertion LCM (P/D)	11 mm +/- 2.3 mm	8.9 mm distale

Pour les insertions tibiales, Wijdicks [83] s'appuie sur un repère basé sur une ligne positionnée au milieu des corticales antérieure et postérieure. Pour tracer cette ligne, Wijdicks [83] trace deux cercles et fait passer la ligne par leur centre.



Positionnement parallèle à l'axe antéro-postérieur.

	Wijdicks [83]	Modèle
Faisceau superficiel antérieur (distal)	11.8 mm +/- 2.3 mm	10.2 mm
Faisceau superficiel postérieur (proximal)	26.5 mm +/- 5.8 mm	23.5 mm
Faisceau profond	non défini	21.1 mm

Positionnement parallèle à l'axe proximal-distal.

	Wijdicks [83]	Modèle
Faisceau superficiel antérieur (distal)	66.1 mm +/- 3.6 mm	65.9 mm
Faisceau superficiel postérieur (proximal)	15.9 mm +/- 5.2 mm	15.8 mm
Faisceau profond	non défini	15.4 mm

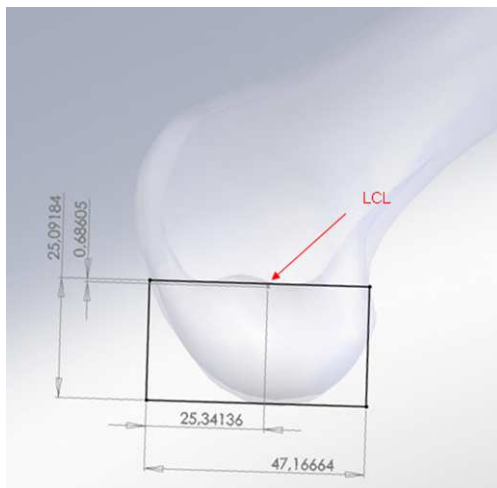
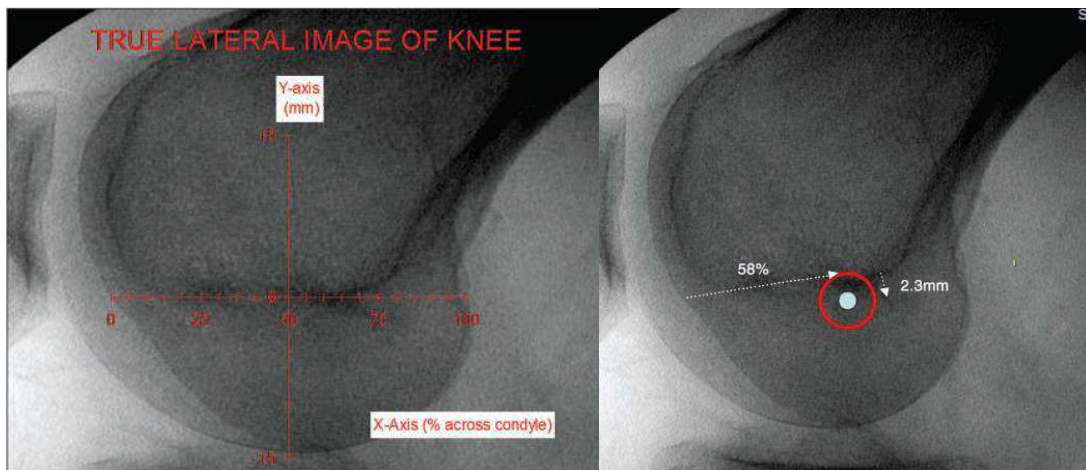
Ligament collatéral latéral (LCL)

Caractéristiques mécaniques du LCL

L'article de Sugita [76] définit la constante de raideur du LCL à 58.1N/mm. La limite à la rupture du LCL est de 295N d'après LaPrade [39], de 309N d'après Sugita [76], et de 750N d'après Patel [62].

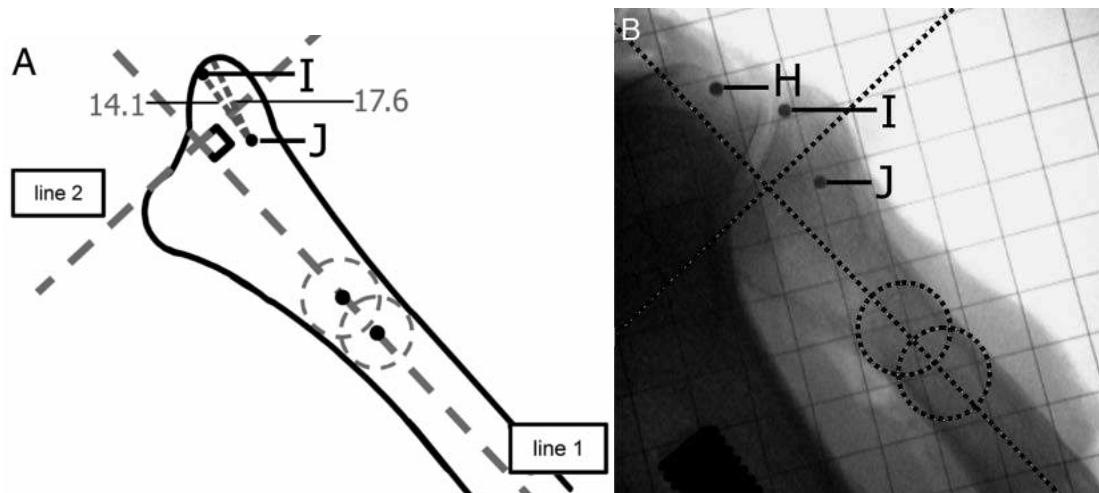
Insertions du LCL

Kamath [29] décrit l'insertion fémorale du LCL. Kamath [29] utilise la ligne de Blumensaat pour définir la position de l'insertion fémorale du LCL.

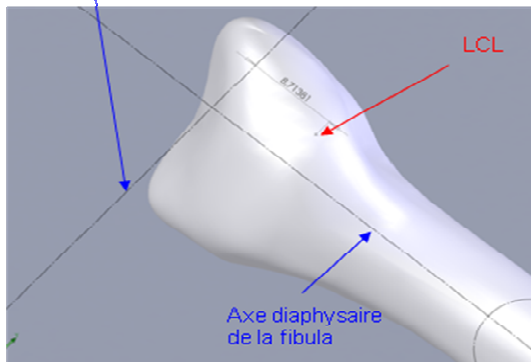


	Kamath [29]	Modèle
Position en arrière	58% +/- 4.7%	53.7%
Position distale	2.3mm +/- 2.3mm	0.7mm

Pietrini [64] positionne l'insertion fibulaire du LCL. Pour cela, Pietrini [64] construit une ligne au milieu des corticales antérieure et postérieure de la fibula. Pour tracer cette ligne, Pietrini [64] trace deux cercles et fait passer la ligne par leurs deux centres. Le second axe de son repère est construit perpendiculairement au premier au niveau du sommet de la partie antérieure de la tête de la fibula.



Ligne perpendiculaire à l'axe diaphysaire passant par le sommet de la partie antérieure de la tête



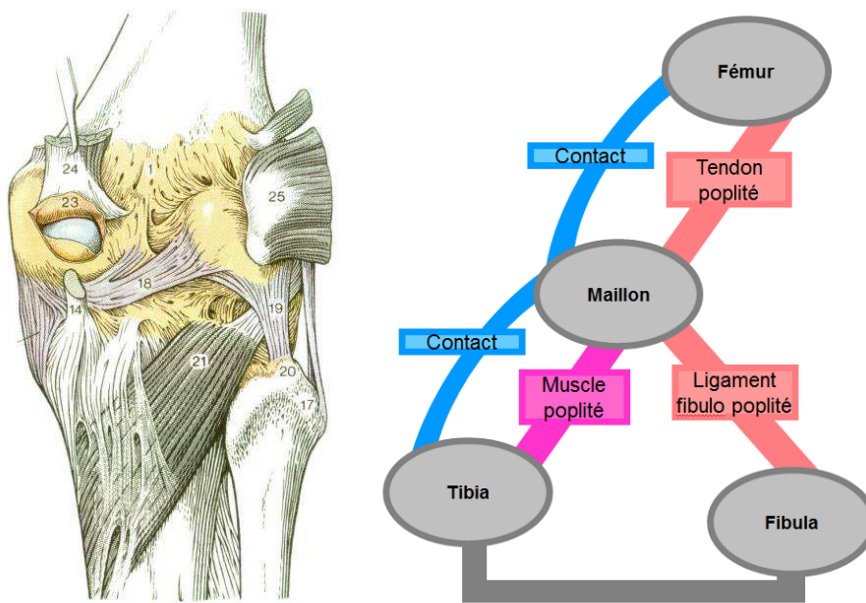
Position distale de l'insertion du LCL sur la tête de la fibula

	Pietrini [64]	Modèle
Position distale	8.7 mm +/- 3.4 mm	8.7 mm

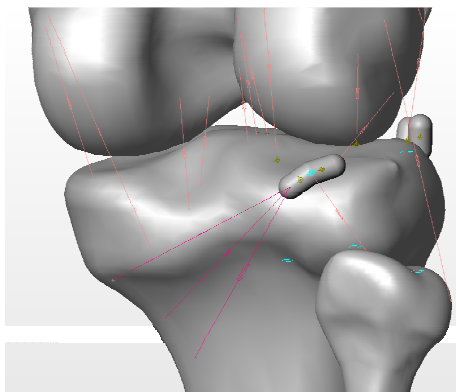
Complexe poplité

Si la modélisation des ligaments est simple pour la quasi-totalité des structures, la modélisation du complexe poplité mérite une description plus poussée. Le complexe poplité regroupe le tendon du muscle poplité, le ligament fibulo-poplité, le muscle poplité et les contacts. Le dessin ci-dessous est extrait du manuel d'anatomie de Cabrol [100] CABROL.

Le schéma à côté décrit l'architecture qui a été construite dans le modèle.



Le tendon du muscle poplité relie les trois insertions proximales du muscle poplité à l'insertion proximale du tendon située proche de la surface articulaire du condyle latéral. Le schéma de principe ci-dessus représente la modélisation retenue.



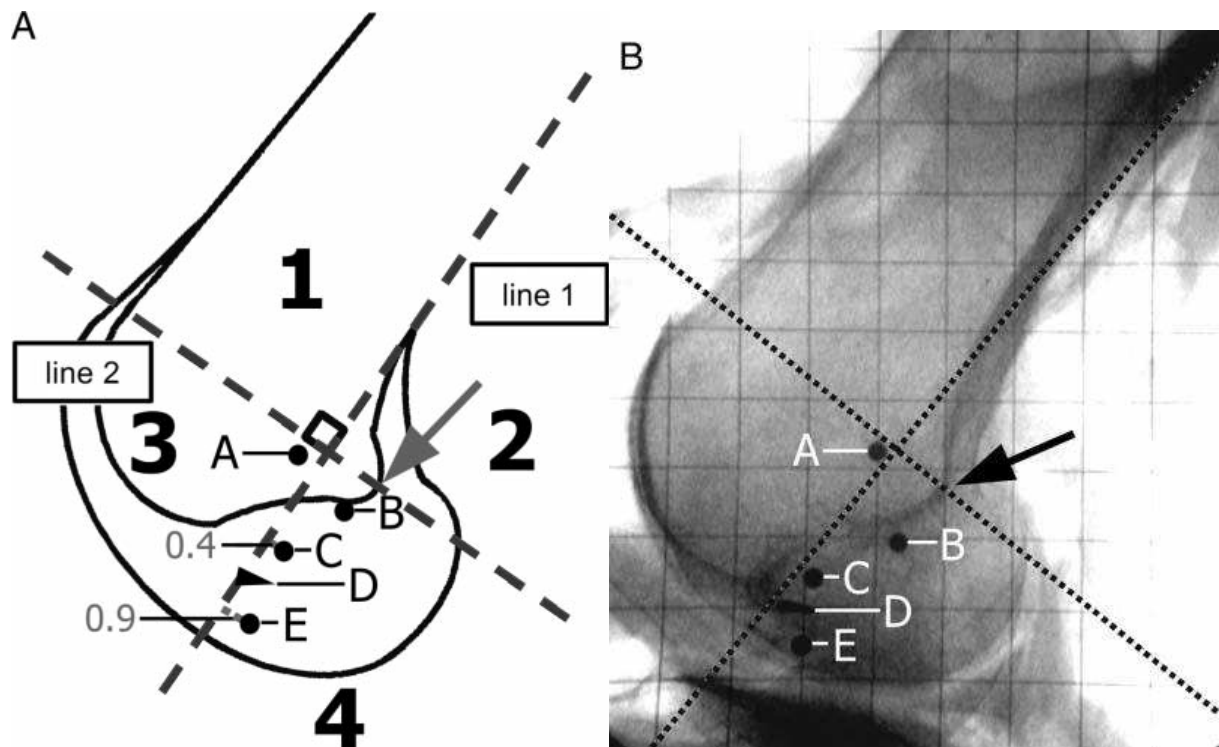
Tendon du muscle poplité

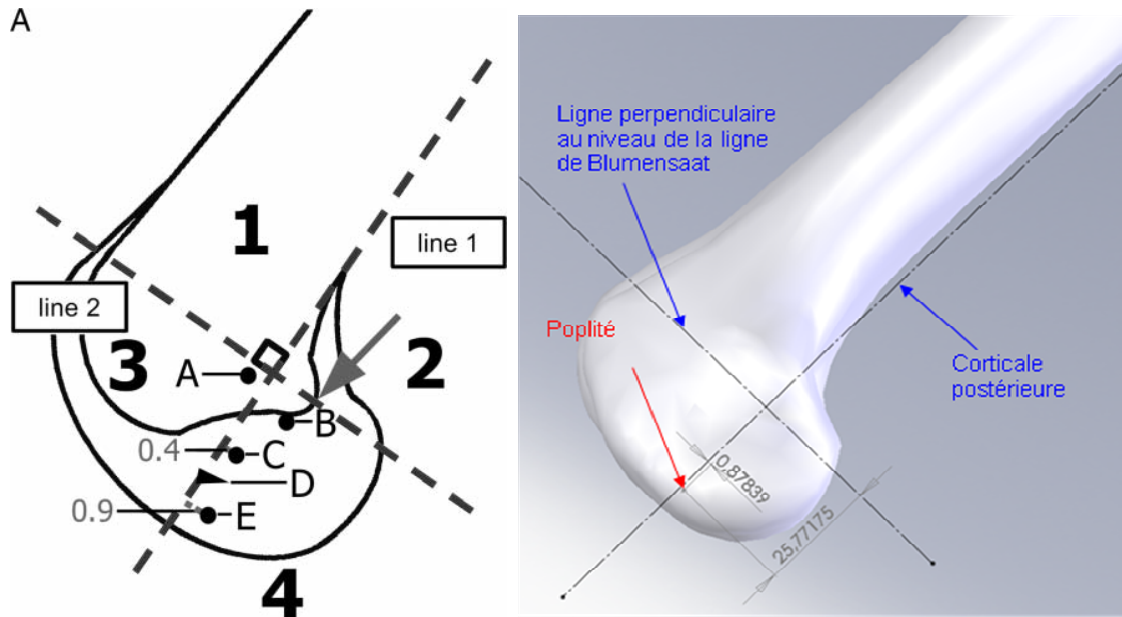
Caractéristiques mécaniques du tendon du muscle poplité

L'article de LaPrade [39] définit la constante de raideur du tendon du muscle poplité à 83.7N/mm. La limite à la rupture du tendon du muscle poplité est de 700N d'après LaPrade [39].

Insertions du tendon du muscle poplité

Pietrini [64] décrit les insertions des faisceaux du tendon du muscle poplité. Pour l'insertion fémorale, Pietrini [64] construit une ligne appuyée sur la corticale postérieure. Comme Widjicks [83], Pietrini [64] construit une seconde ligne perpendiculaire à la corticale postérieure. Cette seconde ligne est positionnée au niveau de la ligne de Blumensaat.





	Pietrini [64]	Modèle
Position en arrière	0.9 mm +/- 4.3 mm	0.9 mm
Position distale	25.8 mm +/- 4.9 mm	25.8mm

Ligament fibulo-poplité

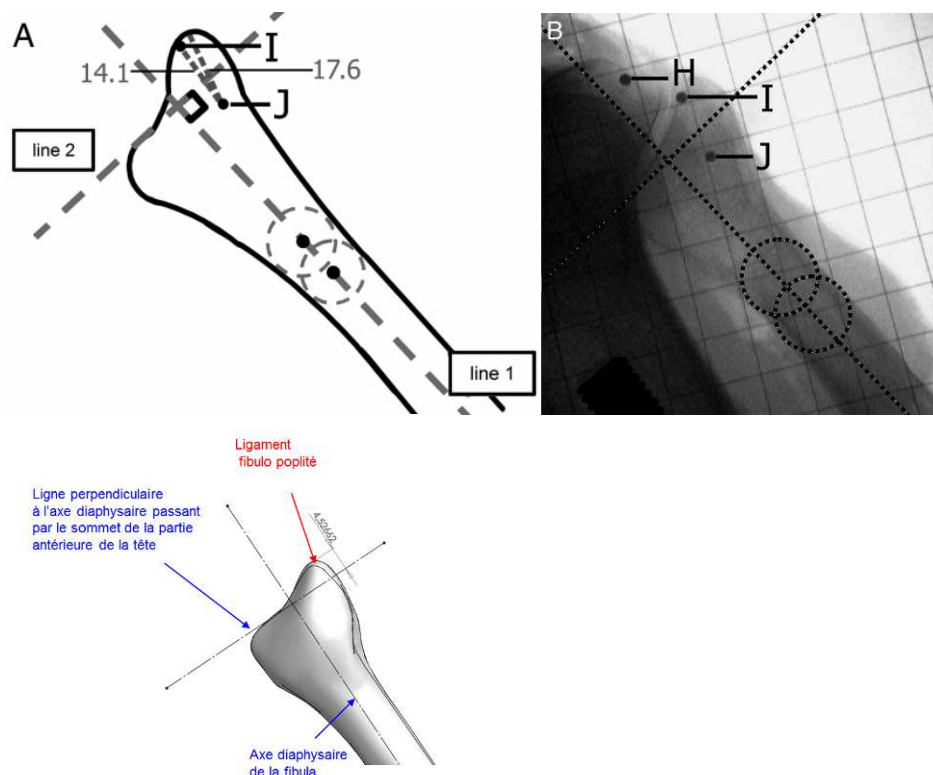
Caractéristiques mécaniques du ligament fibulo-poplité

L'article de LaPrade [39] définit la constante de raideur du ligament fibulo-poplité à 28.6N/mm. La limite à la rupture du tendon du ligament fibulo-poplité est de 700N d'après LaPrade [39].

Insertions du ligament fibulo-poplité

L'article de Pietrini [64] utilisé pour l'insertion fémorale du tendon du muscle poplité est à nouveau utilisé pour le positionnement de l'insertion distale du ligament fibulo-poplité.

Comme pour le LCL, le repère basé sur la ligne au milieu de des corticales de la fibula est utilisé. Pour tracer cette ligne, Pietrini [64] trace deux cercles et fait passer la ligne par leurs deux centres. Le second axe de son repère est construit perpendiculairement au premier au niveau du sommet de la partie antérieure de la tête.

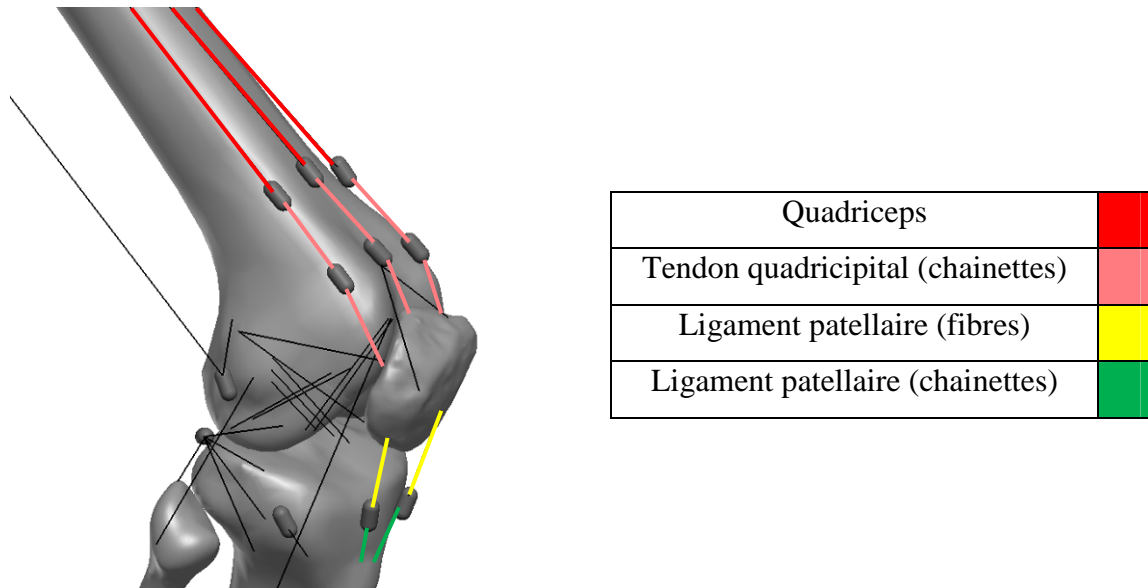


	Pietrini [64]	Modèle
osition proximale	4.8 mm +/- 2.3 mm	4.5 mm

Tendon quadricipital et ligament patellaire

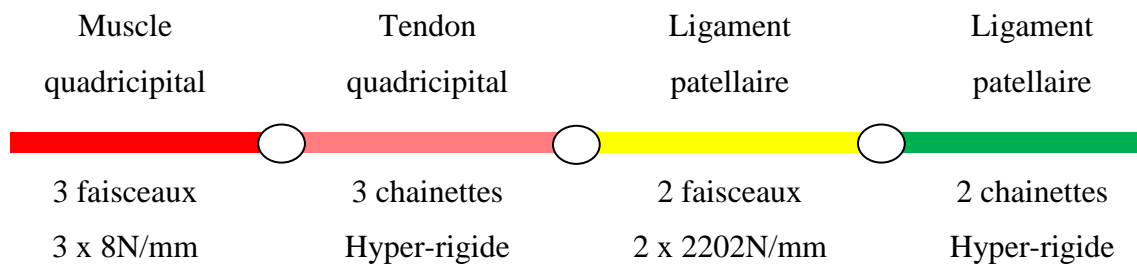
Représentation mécanique de l'appareil extenseur

L'appareil extenseur est modélisé par le muscle quadricipital (vaste médial, droit antérieur et vaste latéral), trois chainettes, la patella, le ligament patellaire (modélisé par deux faisceaux) et enfin deux chaînettes. Le schéma ci-dessous présente l'organisation des chainettes retenue :



Caractéristiques mécaniques du tendon quadricipital et du ligament patellaire

L'article de Reeves [68] définit la constante de raideur du tendon quadricipital à 4405N/mm. Chacun des faisceaux musculaires du quadriceps a été modélisé avec une constante de raideur très faible de 8N/mm. Le quadriceps, le tendon quadricipital et le ligament patellaire sont en série dans la chaîne mécanique qui descend jusqu'à la tubérosité tibiale antérieure. La modélisation répartit la constante de raideur globale du tendon quadricipital en deux constantes de raideur égales de 2202N/mm pour le faisceau médial et le faisceau latéral du ligament patellaire.



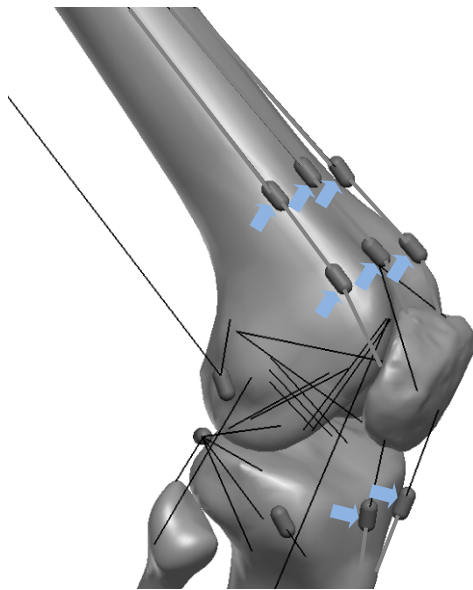
Insertions du tendon quadricipital

Les insertions proximales du tendon quadricipital sont attachées aux maillons distaux des trois chainettes hyper-rigides permettant de gérer les contacts lors de l'enroulement du quadriceps dans la trochlée. Les insertions distales du tendon quadricipital sont placées sur la partie supérieure de la patella.

Insertions du ligament patellaire

Les extrémités proximales du ligament patellaire sont insérées sur la partie distale de la patella. Les insertions distales sont attachées aux deux chainettes qui gèrent le contact du ligament patellaire avec le tibia.

Le schéma ci-dessous représente en couleur bleue les contacts introduits dans l'appareil extenseur à l'aide des maillons des chainettes.



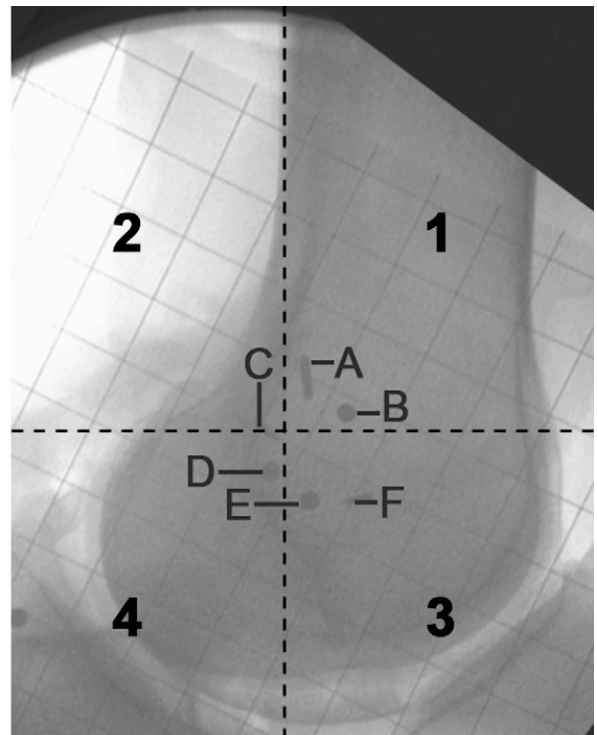
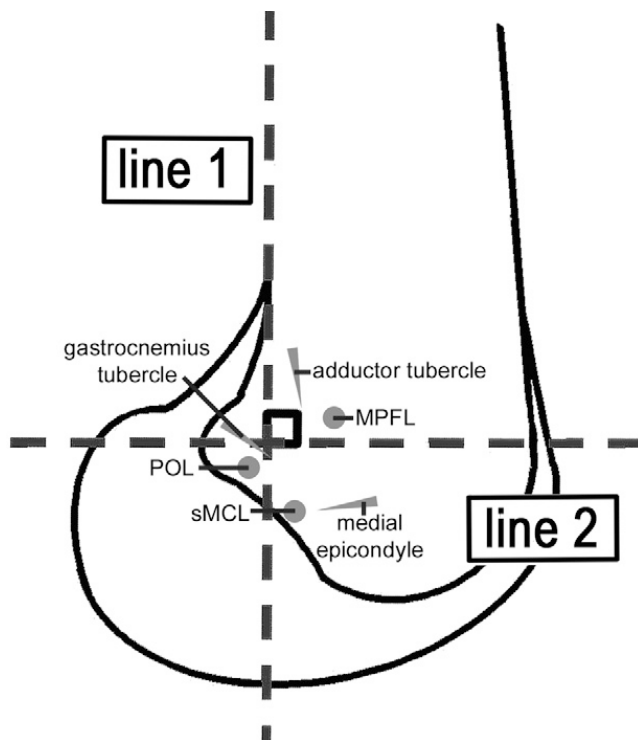
Ligament fémoro-patellaire médial (MPFL)

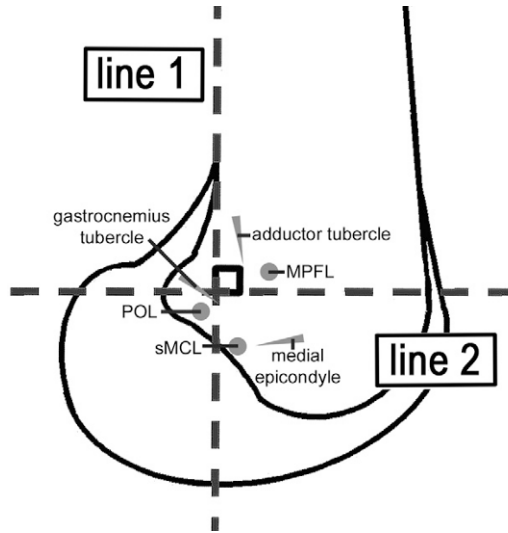
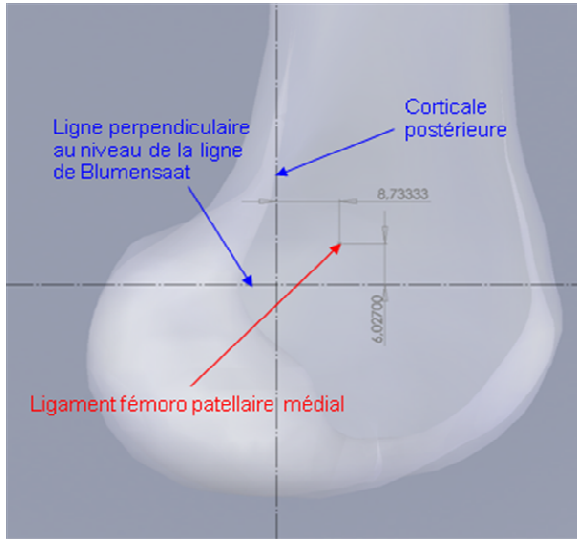
Caractéristiques mécaniques du ligament fémoro-patellaire médial

N'ayant pas trouvé de bibliographie dédiée à la mesure de la constante de raideur du ligament fémoro-patellaire médial, la valeur de la constante de raideur du ligament fémoro-patellaire latéral a été utilisée. Les faisceaux inférieur et supérieur ont été modélisés avec une constante de raideur de 8N/mm. La limite à la rupture du ligament fémoro-patellaire médial est de 208N d'après Amis [04] et Mountney [60].

Insertions du ligament fémoro-patellaire médial

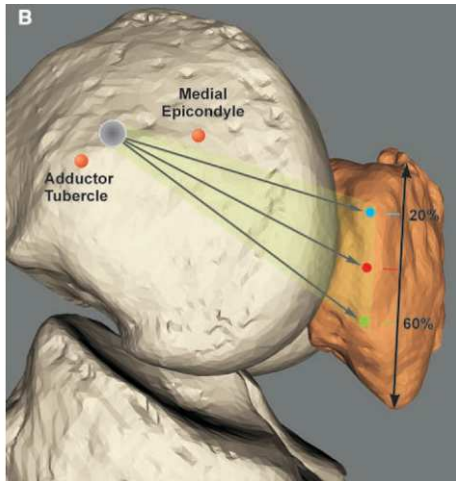
Les travaux de Wijdicks [83] ont déjà été utilisés pour le positionnement du LCM. Ce même article décrit aussi la position des autres structures médiales dont le MPFL. Le même repère basé sur la droite alignée sur la corticale postérieure fémorale est utilisé pour localiser l'insertion fémorale du ligament fémoro-patellaire médial.





	Wijdicks [83]	Modèle
Insertion MPFL (A/P)	8.8mm +/- 5.3mm antérieure	8.7mm antérieure
Insertion MPFL (P/D)	2.6mm +/-2.1mm proximale	6.0mm proximale

Les travaux de Victor [80] proposent la représentation suivante de la structure fémoro-patellaire médiale.



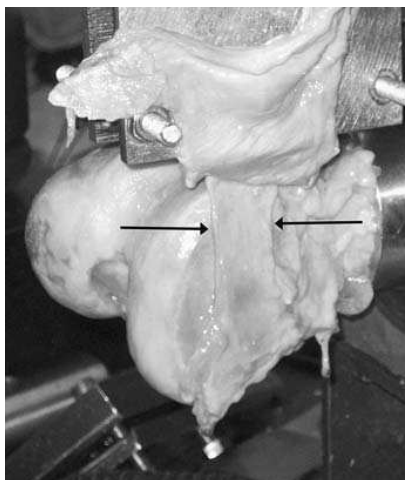
Ligament fémoro-patellaire latéral (LPFL)

Caractéristiques mécaniques du ligament fémoro-patellaire latéral

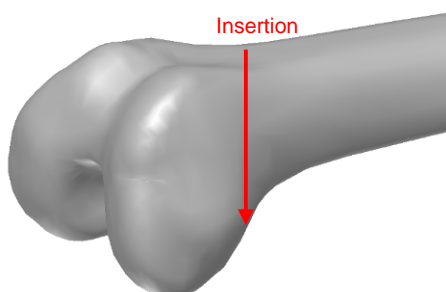
L'article de Merican [58] définit la constante de raideur du ligament fémoro-patellaire latéral à $16\text{N/mm} \pm 7\text{N/mm}$. La modélisation répartit la constante de raideur globale du ligament en deux constantes de raideur égales de 8N/mm pour le faisceau supérieur et pour le faisceau inférieur. La limite à la rupture du ligament fémoro-patellaire latéral est de $172\text{N} \pm 55\text{N/mm}$ d'après Merican [58].

Insertions du ligament fémoro-patellaire latéral

La structure fémoro-patellaire latérale ne s'insère pas directement sur le fémur. Il est donc difficile de décrire des points d'insertions comme pour les autres ligaments. Les essais de traction statique réalisés par Merican [58] proposent un montage expérimental représenté par la photo ci-dessous.



Cette photo a permis de positionner les insertions de la structure fémoro-patellaire latérale sur la face latérale de l'extrémité distale du fémur.



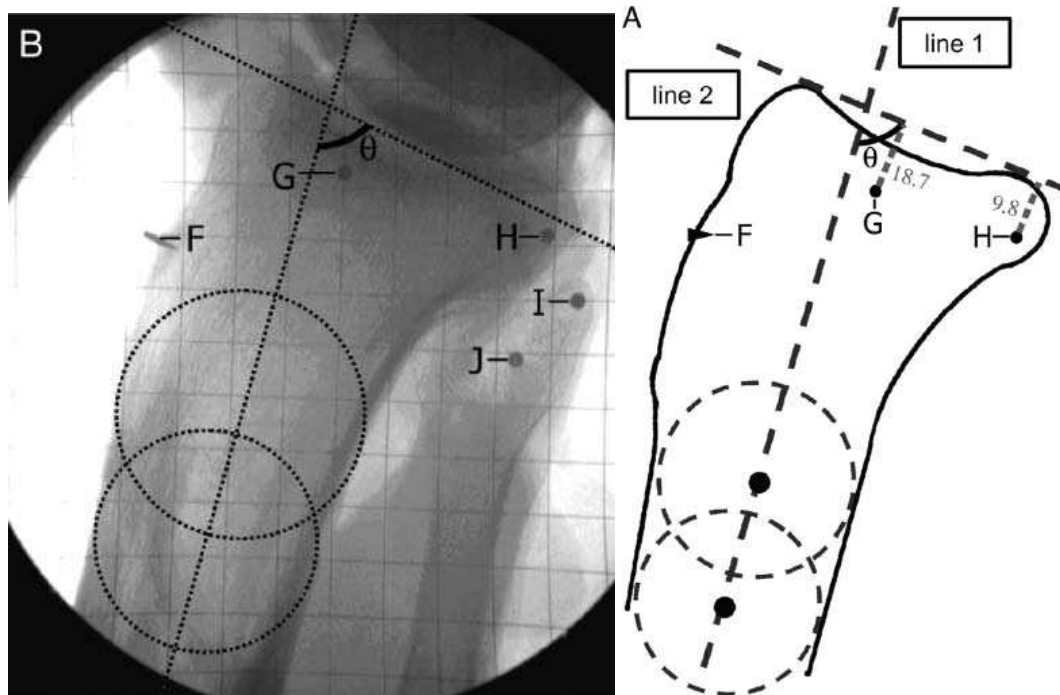
Tendon du muscle Fascia-lata (Tenseur du Fascia-lata)

Caractéristiques mécaniques du tendon du muscle Fascia-lata

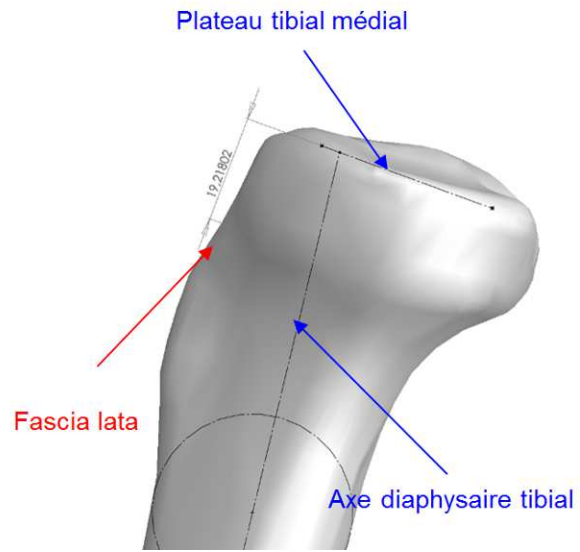
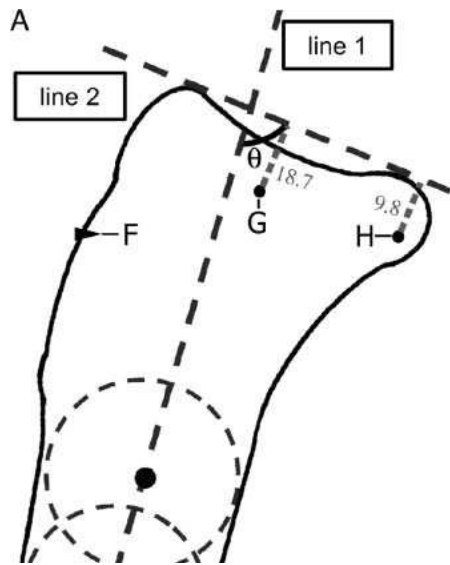
L'article de Thomas [78] trace la courbe de réponse effort déplacement du Fascia-lata et définit la constante de raideur des fibres à $3.3\text{N/mm} \pm 0.58\text{N/mm}$.

Insertions du tendon du muscle du Fascia-lata

L'extrémité distale du tendon du muscle du Fascia-lata s'insère sur le tubercule de Gerdy. L'article de Pietrini [64] a déjà été utilisé pour le positionnement des structures postéro-latérales (LCL et tendon poplité). L'article positionne aussi le tubercule de Gerdy.



Comme pour la fibula, Pietrini [64] construit un repère à partir des corticales antérieure et postérieure. Ce repère est construit à partir d'une ligne positionnée au milieu des corticales du tibia. Pour tracer cette ligne, Pietrini [64] trace deux cercles et fait passer la ligne par leurs deux centres. Le second axe de son repère est construit en s'appuyant sur la projection radiographique du plateau tibial. Les deux axes du repère ne sont pas perpendiculaires. La position du tubercule de Gerdy est exprimée par rapport au plateau tibial.



	Pietrini [64]	Modèle
Position proximale	18.7 mm +/- 3.8 mm	19.2 mm

Fibres de Kaplan (Tenseur du Fascia-lata)

Caractéristiques mécaniques des fibres de Kaplan

Le tractus iliotibial comprend quatre faisceaux. Les fibres de Kaplan sont un de ses faisceaux profonds alors que le tenseur du fascia-lata constitue un des faisceaux superficiels. L'article de Thomas [78] trace la courbe de réponse effort déplacement du Fascia-lata et définit la constante de raideur de celui-ci à $3.3\text{N/mm} \pm 0.58\text{N/mm}$. N'ayant pas trouvé de bibliographie fournissant la constante de raideur des fibres de Kaplan, celle du fascia-lata a été utilisé.

Insertions des fibres de Kaplan

Les fibres de Kaplan unissent la face profonde de la bandelette iliotibiale au condyle fémoral latéral. L'insertion sur la face latérale du condyle latéral a été placée en extension sur la trajectoire du fascia-lata.

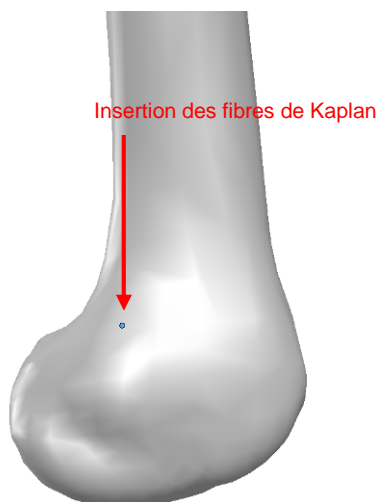


Tableau récapitulatif

Le tableau ci-dessous récapitule des constantes de raideur issues de la bibliographie

Ligament	Faisceau	Constante de raideur
LCL	principal	58.1 N/mm
LCM	profond	42 N/mm
	superficiel antérieur	40 N/mm
	superficiel postérieur	40 N/mm
LCA	antéro médial	81 N/mm
	intermédiaire	81 N/mm
	postéro latéral	81 N/mm
LCP	antéro latéral	120 N/mm
	postéro médial	57 N/mm
Poplité	principal	83.7 N/mm
Fibulo poplité	principal	28.6 N/mm
Patellaire	médial	2 202 N/mm
	latéral	2 202 N/mm
Ligament fémoro patellaire médial	supérieur	8 N/mm
	inférieur	8 N/mm
Ligament fémoro patellaire latéral	supérieur	8 N/mm
	inférieur	8 N/mm
Ligament de Kaplan	principal	3.3 N/mm
Ligament Fascia lata	principal	3.3 N/mm

Les muscles

Ce sont les seuls éléments internes du système qui apportent théoriquement de l'énergie à celui-ci. Dans les configurations analysées, les patients sont endormis. Les muscles sont considérés comme passifs. Ils n'ont qu'un rôle « résistif » s'opposant à leur élongation. Les muscles peuvent être comprimés en n'opposant aucun effort de réaction. Par contre ils exercent un effort de réaction à toute sollicitation en traction. Contrairement aux ligaments et tendons, leur élongation peut être très importante. Des lois de comportement similaires aux lois des ligaments et tendons a été créée. Afin de tenir compte de l'allongement important, les coefficients de cette loi sont différents de ceux des ligaments et tendons.

Les variables utilisées dans cette loi de comportement sont les suivantes :

L désigne la distance entre les insertions

L_0 désigne la distance entre les insertions au lancement du calcul

L_0-r désigne la longueur à vide du faisceau

K désigne la raideur du muscle

T désigne le temps

T_0 désigne le temps de pré charge

La loi de comportement utilise la variable temps afin de ne pas charger brutalement le modèle au début du calcul. Le modèle est pré-chargé progressivement à partir du temps $T=0$ jusqu'au temps $T=T_0$.

La loi de comportement est finalement la suivante :

Si $(L < L_0+r)$ *La longueur du faisceau est inférieure à sa longueur à vide*

$F=0$

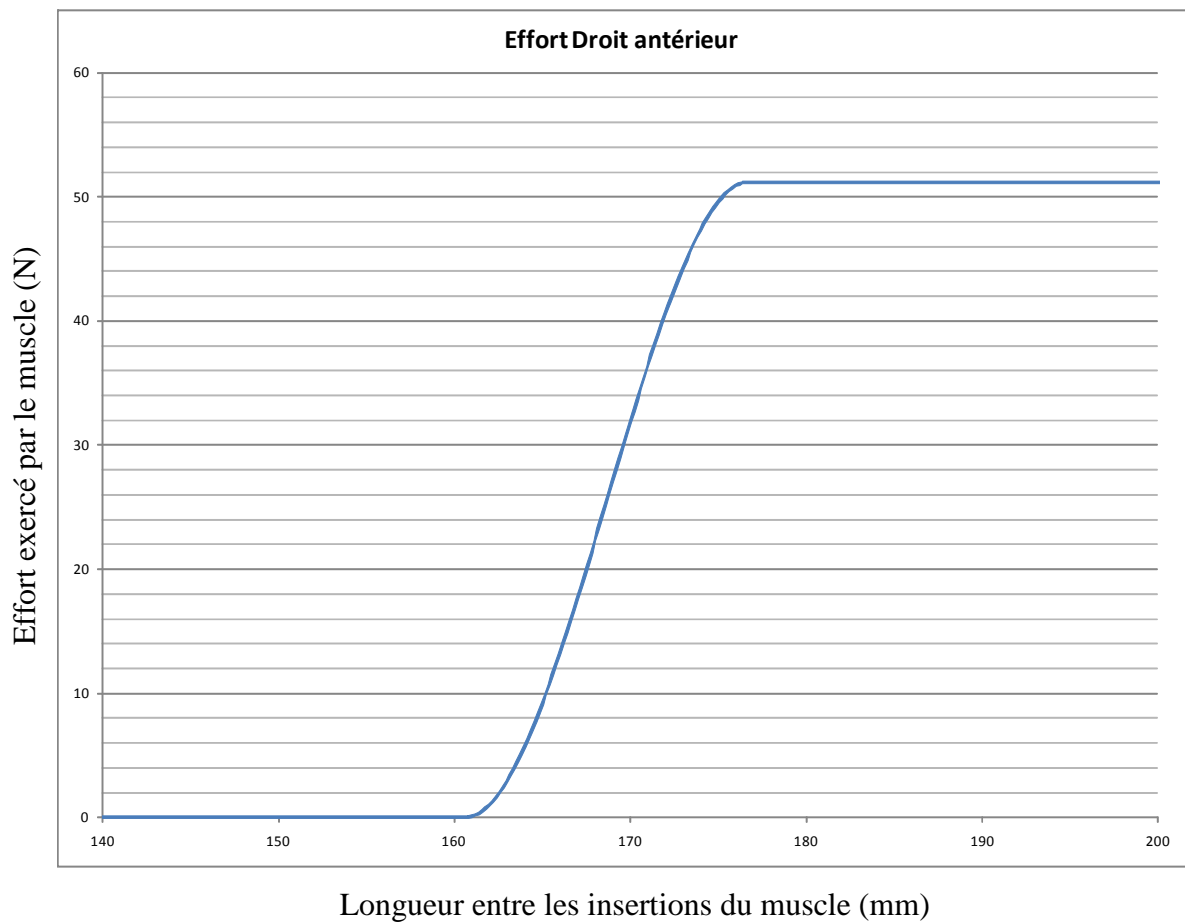
Si $(L > L_0+r)$ et Si $(T < T_0)$ *Période de pré charge*

$F = T/T_0 \times K \times (L - L_0+r)^2 \times (0.15 - 0.00625 \times (L - L_0+r))$

Si $(L > L_0+r)$ et $(T > T_0)$

$F = K \times (L - L_0+r)^2 \times (0.15 - 0.00625 \times (L - L_0+r))$

A titre d'exemple, le tracé ci-dessous représente la loi de comportement du Droit antérieur.



L'équation codée dans Solidworks® Motion® est la suivante :

$$\begin{aligned}
 F = & -4 * \text{IF}(\text{TIME} - 0.2 : 5 * \text{TIME}, 1, 1) * \text{IF}(\{\text{Longueur Muscle Droit antérieur}\} - 260.7 : 0, 0, 1) \\
 & * \text{IF}(\{\text{Longueur Muscle Droit antérieur}\} - 260.7 - 16 : \\
 & (\{\text{Longueur Muscle Droit antérieur}\} - 260.7) ** 2 \\
 & *(0.15 - 0.00625 * (\{\text{Longueur Muscle Droit antérieur}\} - 260.7)), 12.8, 12.8)
 \end{aligned}$$

Les contacts

Les surfaces cartilagineuses ont été modélisées à l'aide des contacts. Ramaniraka [67] définit le coefficient de frottement statique : 0,1. La raideur du contact a été définie à 10 000 N/mm, ce qui est voisin du module de Young du cartilage (12 000N/mm d'après Moglo [59]) et égal au module de Young des ménisques (10 000N/mm d'après Moglo [59]).

La pénétration a été définie à 0,1mm, valeur suffisamment faible pour être considérée comme négligeable. Une valeur plus faible allonge significativement les temps de calcul.

Les contacts n'étant pas continus durant tout le mouvement de flexion, les contacts de type impact ont été utilisés. Les exposants pour résoudre le contact ont été ajustés entre 1.3 et 1.5 et la précision a été ajustée à 10^{-4} ce qui permet au modèle de converger dans un temps raisonnable.

Les contacts dans CosmosMotion® de Solidworks® ont été définis conformément au tableau ci-dessous :

Contact	Type	Raideur	Exposant	Pénétration
fémoro-tibial	impact	10 000 N/mm	1.5	0.1 mm
fémoro-patellaire	impact	10 000 N/mm	1.3	0.1 mm
fémur quadriceps	impact	10 000 N/mm	1.3	0.1 mm
tibia lig patellaire	impact	10 000 N/mm	1.3	0.1 mm
fascia lata prox	impact	10 000 N/mm	1.3	0.1 mm
fascia lata dist	impact	10 000 N/mm	1.3	0.1 mm
poplité	impact	10 000 N/mm	1.3	0.1 mm

Pour la résolution du calcul, la méthode GSTIFF de CosmosMotion® de Solidworks® a été utilisée. Cette méthode d'intégration à pas et à ordre variable est la méthode utilisée par défaut dans CosmosMotion® de Solidworks®.

La capsule

Bach [08] explique que la modélisation de la capsule n'apporte pas de modification au comportement cinématique de l'articulation du genou. La capsule n'a pas été modélisée sur le modèle.

Deuxième partie :
Les conditions aux limites

Généralités sur les conditions aux limites

L'articulation du genou travaille suivant de très nombreux modes de sollicitations. La bibliographie est riche en études sur des situations particulières comme :

- Le cycle de marche
- Le lever de chaise
- La montée de marche d'escalier
- La flexion passive sous pesanteur

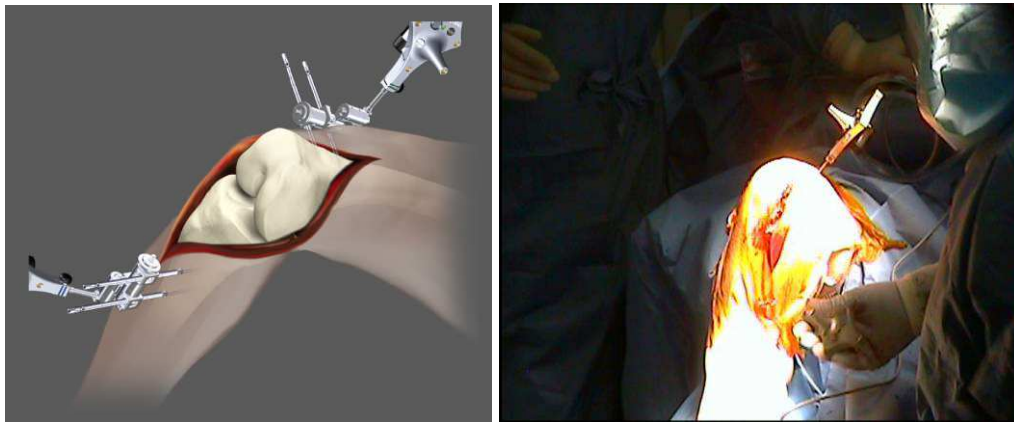
Ces configurations sont assez complexes, la direction des efforts varie au cours du cycle décrit. Ces configurations mettent en exercice à la fois l'articulation du genou, mais aussi celle de la hanche et celle de la cheville. Afin de simplifier l'étude et de trouver un plus grand nombre d'articles permettant la validation du modèle, l'intérêt s'est porté sur un test mono-articulaire. Les tests réalisés dans l'évaluation de l'articulation du genou et de son enveloppe ligamentaire sont classiquement :

- La flexion passive
- La flexion sous un effort antérieur de 10daN
- La flexion sous un couple interne de 10daN.m
- La flexion sous un couple externe de 10daN.m
- Le Jerk Test ou Pivot Shift

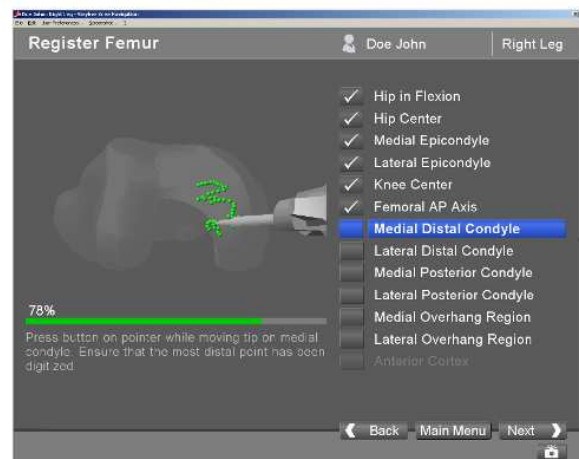
Pour chacune de ces configurations, le bassin est considéré comme étant immobile. La tête fémorale est en liaison rotule avec le bassin (dans la cavité cotyloïdienne). Avec un groupe de chirurgiens expérimentés en évaluation du genou, nous avons simulé ces conditions aux limites en laboratoire d'anatomie sur 9 sujets anatomiques. Nous avons utilisé un système de navigation optoélectronique pour observer les déplacements relatifs du tibia par rapport au fémur. Le système optoélectronique est constitué de trois caméras observant le déplacement dans l'espace de traceurs. La photo ci-contre présente le système optoélectronique de la société Stryker.



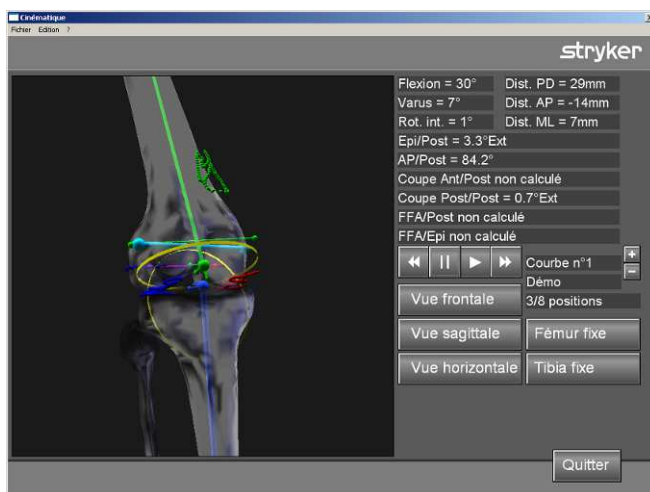
Les positions des os fémur et tibia sont repérés à l'aide de broches fixées de manière rigide et reliées à ces traceurs. Les schémas et photos ci-dessous montrent la mise en place de ces traceurs :



Ces traceurs sont observés par des caméras qui transmettent leur position à un logiciel. Dans le cadre d'interventions chirurgicales, ce logiciel aide le chirurgien à placer ses prothèses. Le logiciel permet l'acquisition des différents repères anatomiques. Une vue du logiciel présentée ci-contre montre l'acquisition de points sur le condyle médial.



Pour l'étude, le logiciel a été utilisé uniquement pour l'acquisition des repères anatomiques et des positions relatives des traceurs fémur et tibia. Les coordonnées des traceurs par rapport à la caméra sont recueillies.



Ces informations brutes sont ensuite transmises dans un logiciel d'analyse développé en C permettant d'effectuer les changements de repères et de visualiser les points anatomiques et les cinématiques enregistrées. Ce logiciel permet aussi de sortir au format texte CSV des enregistrements exploitables dans Excel.

Les différentes conditions aux limites sont décrites ci-après :

La flexion passive

Le fémur est maintenu immobile sur la table. La main de l'examineur fait fléchir l'articulation du genou en essayant de limiter la transmission de contraintes « parasites ». Les contraintes parasites correspondent à des mouvements forcés en varus/valgus ou en rotation interne/externe.



La flexion sous effort antérieur de 10daN

Le fémur est maintenu immobile sur la table. Une sangle est passée sous le tibia u niveau du plateau tibial. Cette sangle s'enroule dans une poulie. Une traction antérieure de 10daN est appliquée à la poulie. Cette traction est contrôlée à l'aide d'un dynamomètre numérique. La main de l'examineur fait fléchir l'articulation du genou en essayant de limiter la transmission des contraintes « parasites ».



La flexion sous couple interne de 10daN.m

Le fémur est maintenu immobile sur la table. La cheville est plâtrée de manière à fixer l'articulation de la cheville à une broche permettant de transmettre le couple directement au tibia. Un moteur avec système de limitation de couple permet d'appliquer un couple constant de 10daN.m au tibia suivant son axe et \vec{u}_{iPD} .



La flexion sous couple externe de 10daN.m

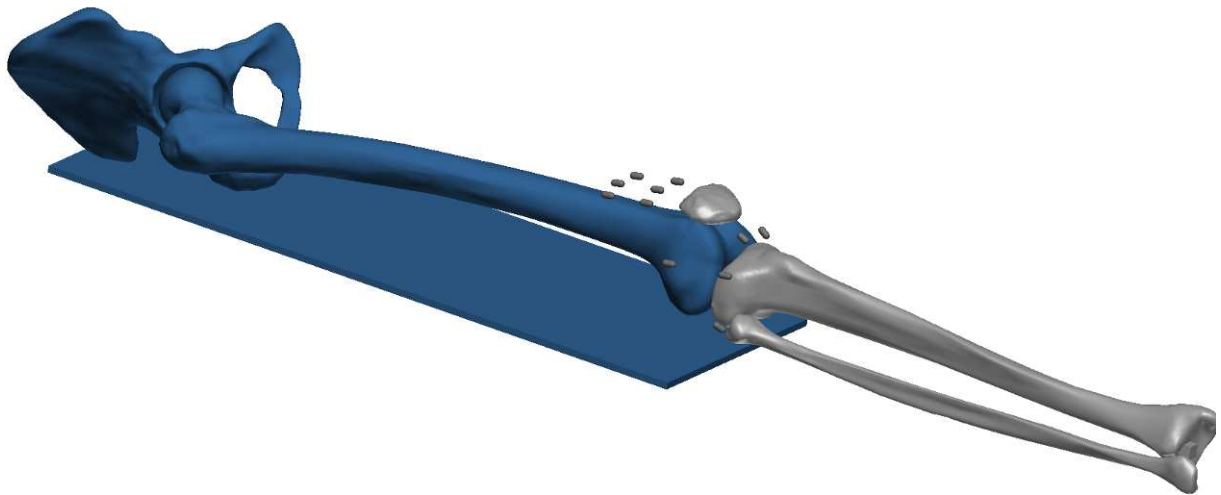
Le protocole de test est le même que celui décrit précédemment pour le couple interne. Seul le sens de rotation du moteur est inversé.

Le Pivot shift ou Jerk test

Le fémur est maintenu est libre. L'examineur soutient la jambe de telle sorte que la cuisse soit fléchie à 45°, le genou à 90°, la jambe en rotation interne. La main inférieure saisit le pied qu'elle met en rotation interne tandis que la main gauche exerce une contrainte en valgus sur l'extrémité supérieure de la jambe. Ce mode de sollicitation est couramment utilisé pour tester la fonctionnalité du ligament croisé antérieur.

Le Pivot shift est une combinaison de rotation externe et de tiroir antérieur.

Les résultats expérimentaux présentent des variations inter et intra observateurs importantes. Les tests sous simple flexion passive sont les plus reproductibles. Ces conditions aux limites ont donc été choisies pour la modélisation. Le mouvement de flexion passif consiste à faire fléchir l'articulation du genou. Ce mouvement correspond à un patient endormi. Aucun contrôle n'est exercé par celui-ci sur les muscles. Dans ce mode de sollicitation, les muscles jouent un rôle purement passif. L'appareil extenseur n'a pas d'action motrice. Il n'apporte pas d'énergie au système. Le schéma ci-dessous présente les corps rigides de la modélisation. Les corps de couleur grise sont mobiles.



La table d'intervention, l'hémi-bassin et le fémur sont immobilisés. Les autres solides sont mobiles. L'action de la main de l'examineur est modélisée par un mouvement permettant d'atteindre un angle de flexion de 130° .

Troisième partie :
Résultats du modèle

Présentation du modèle 01-01-2011

Au cours des quatre années de travail sur l'étude de l'influence des paramètres sur la cinématique du genou, plus de 1000 modélisations ont été mises au point. Pour chacune d'entre elle, une simulation a été lancée sous CosmosMotion® de Solidworks® sur un PC de bureau architecturé autour d'un processeur Intel Core I7® et sur un PC portable architecturé autour d'un processeur Intel Core I5®. Le temps de calcul nécessaire pour obtenir les résultats est variable d'une simulation à une autre. Les simulations les plus courtes ont duré 45 minutes, les plus longues ont duré une nuit. Le temps moyen est de 1 heure et 20 minutes.

La simulation au 01-01-2011 est une des dernières simulations réalisées. Cette simulation a été choisie pour présenter les résultats du modèle et pour servir de configuration de référence autour de laquelle les paramètres varient. Les résultats de cette simulation sont cohérents avec les données issues de la littérature scientifique. L'objet de cette partie est de comparer les résultats avec différents articles et de commenter les ressemblances et les différences. Malgré la richesse de la bibliographie sur l'articulation du genou, toutes les courbes résultats n'ont pas trouvé de référence pour assurer la comparaison.

La méthodologie utilisée pour approcher cette simulation a été proche de celle du Gradient de Newton. En effet, à partir d'une simulation avec des conditions de départ approximatives, les modèles ont évolué par itérations successives. Si les résultats de l'itération $n+1$ semblaient plus proches de ceux de la simulation n , le modèle $n+2$ conservait les évolutions du modèle $n+1$ et continuait à faire évoluer le même paramètre. Sinon, le modèle $n+2$ faisait évoluer un autre paramètre.

Récapitulatif des constantes de raideur et longueurs initiales

Le tableau ci-dessous récapitule les caractéristiques des tissus mous du modèle :

Ligament ou Tendon	Faisceau	Constante de raideur équivalente (N/mm)	L ₀	R
			(mm)	(mm)
LCL	principal	58.1 N/mm	59.0 mm	4.0 mm
LCM	profond	42.0 N/mm	37.6 mm	-1.0 mm
	superficiel antérieur	40.0 N/mm	90.1 mm	-1.5 mm
	superficiel postérieur	40.0 N/mm	39.7 mm	0.0 mm
LCA	antéro-médial	81.0 N/mm	34.4 mm	2.5 mm
	intermédiaire	81.0 N/mm	30.5 mm	3.0 mm
	postéro-latéral	81.0 N/mm	24.6 mm	3.0 mm
LCP	antéro-latéral	120.0 N/mm	27.4 mm	-4.5 mm
	postéro-médial	57.0 N/mm	31.8 mm	-1.0 mm
Poplité	principal	83.7 N/mm	26.6 mm	-1.0 mm
Fibulo-poplité	principal	28.6 N/mm	13.0 mm	-1.0 mm
Patellaire	médial	2202.0 N/mm	27.3 mm	0.0 mm
	latéral	2202.0 N/mm	20.5 mm	0.0 mm
Ligament fémoro patellaire médial	supérieur	8.0 N/mm	54.3 mm	6.0 mm
	inférieur	8.0 N/mm	52.7 mm	6.0 mm
Ligament fémoro patellaire latéral	supérieur	8.0 N/mm	43.8 mm	6.0 mm
	inférieur	8.0 N/mm	48.3 mm	6.0 mm
Fascia lata	principal	8.0 N/mm	9.2 mm	0.0 mm
Kaplan	principal	8.0 N/mm	14.4 mm	0.0 mm
Muscle	Faisceau	Constante de raideur équivalente (N/mm)	L ₀ (mm)	r (mm)
Muscle poplité	proximal	4.0 N/mm	53.3 mm	6.0 mm
	intermédiaire	4.0 N/mm	53.7 mm	6.0 mm
	distal	4.0 N/mm	55.7 mm	6.0 mm
Quadriceps	vaste médial	4.0 N/mm	269.0 mm	0.0 mm
	droit antérieur	4.0 N/mm	260.7 mm	0.0 mm
	vaste latéral	4.0 N/mm	261.7 mm	0.0 mm
Fascia lata	principal	4.0 N/mm	363.8 mm	0.0 mm

Liste des résultats observés

Tous les résultats observés ont été analysés de l'extension jusqu'à la flexion. Les résultats présentés sont donc des courbes avec le résultat représenté en ordonnée et la flexion du genou en abscisse.

Les premiers résultats observés sont des résultats cinématiques :

- Rotation interne du tibia par rapport au fémur
- Recul du fémur par rapport au tibia

Ensuite, d'autres résultats ont été analysés. Le premier tableau de résultats ci-dessous regroupe les résultats des ligaments et des tendons :

Résultat	Longueur	Allongement	Effort	Répartition des efforts dans les faisceaux
LCA	X	X	X	X
LCP	X	X	X	-
LCM	X	X	X	-
LCL	X	X	X	-
MPFL	X	X	X	-
LPFL	X	X	X	-
Tendon du muscle poplité	X	X	X	-
Ligament Fibulo poplité	X	X	X	-
Fibres de Kaplan	X	X	X	-
Tendon du Fascia lata	X	X	X	-
Tendon quadricipital	X	X	X	-

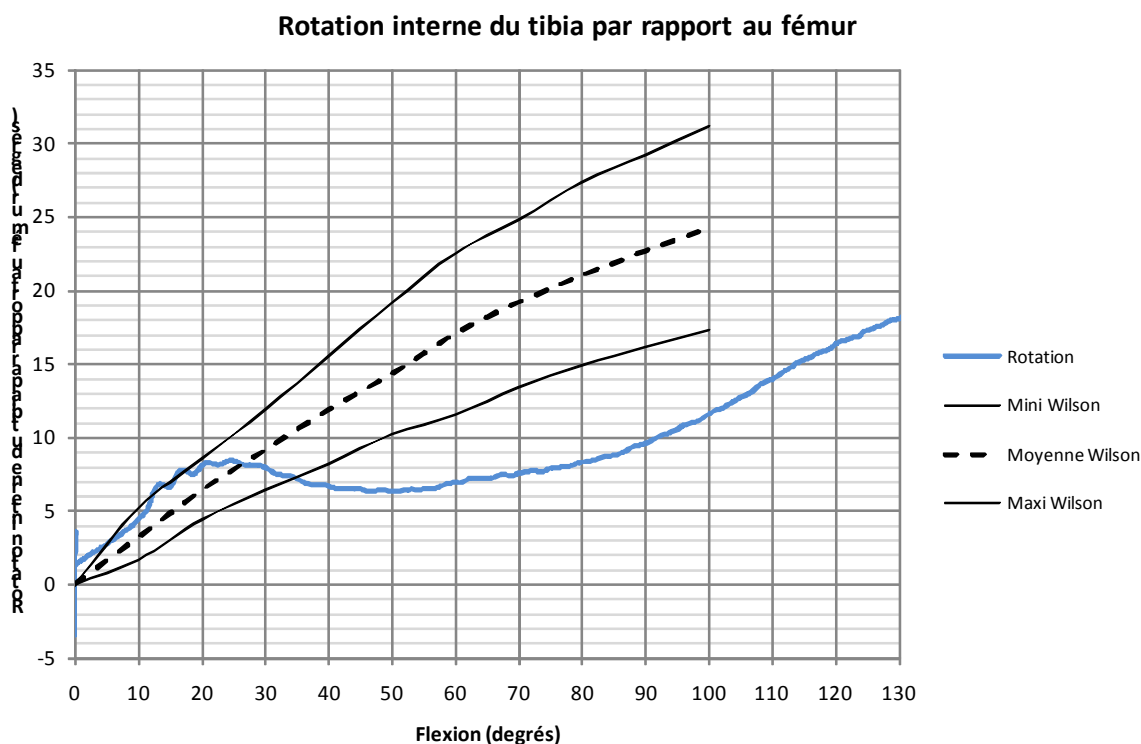
Le second tableau de résultats ci-dessous regroupe les résultats des muscles :

Résultat	Longueur	Allongement	Effort	Répartition des efforts dans les faisceaux
Muscle poplité	X	X	X	-
Muscle Quadriceps	X	X	X	-
Muscle Fascia lata	X	X	X	-

Enfin, les effets sur les efforts de contact fémoro-tibiaux et fémoro-patellaires ont aussi été analysés. Les chapitres suivants présentes tous ces résultats dans le détail.

Rotation interne du tibia par rapport au fémur

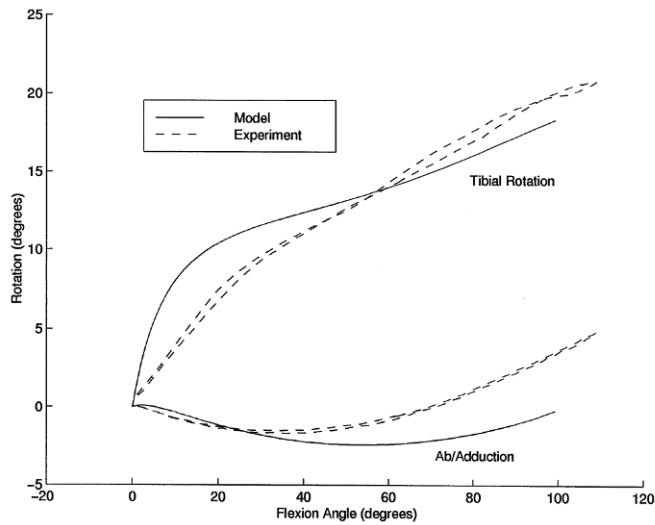
La rotation interne du tibia par rapport au fémur a été enregistrée en fonction de l'angle de flexion du genou. Le graphique ci-dessous représente cet angle de rotation avec la couleur bleue.



Wilson [86] décrit une plage de rotation à partir de 15 genoux cadavériques mis en flexion de manière passive. La plage de rotation décrite par Wilson est représentée en noir sur le graphique. On remarque que les résultats de Wilson sont très variables d'un genou à l'autre.

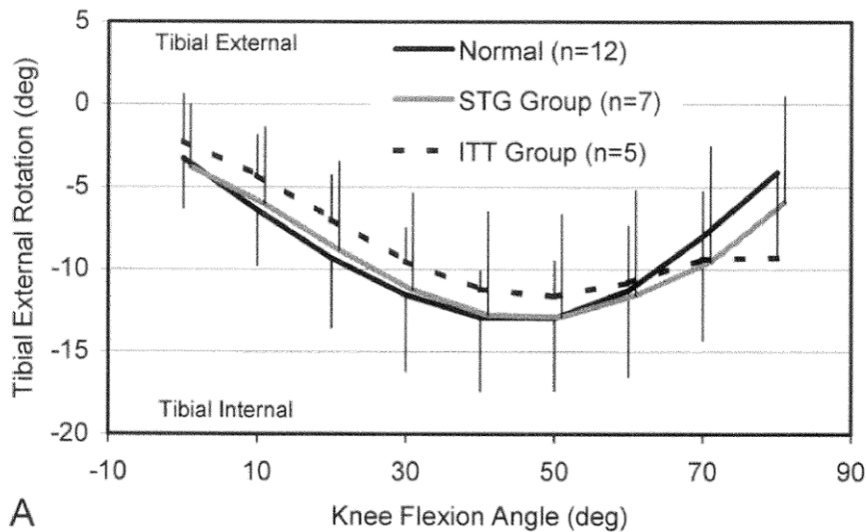
On remarque aussi l'absence de point d'inflexion sur la courbe publiée dans l'article de Wilson [86]. Dans un autre article, Wilson [85] présente une modélisation du genou. A partir de cette modélisation, Wilson trace d'autres courbes mettant en parallèle les résultats expérimentaux à partir des genoux cadavériques et les résultats de son modèle. La modélisation fait apparaître un point d'inflexion dans la courbe après 20° de flexion comme sur le modèle 01-01-2011.

La courbe ci-dessous est issue de l'article de Wilson [85].



L'inflexion de la courbe de rotation interne du tibia par rapport au fémur apparaît vers 10° de rotation interne du tibia par rapport au fémur. Le modèle 01-01-2011 voit apparaître un point inflexion vers 8° de rotation interne du tibia par rapport au fémur.

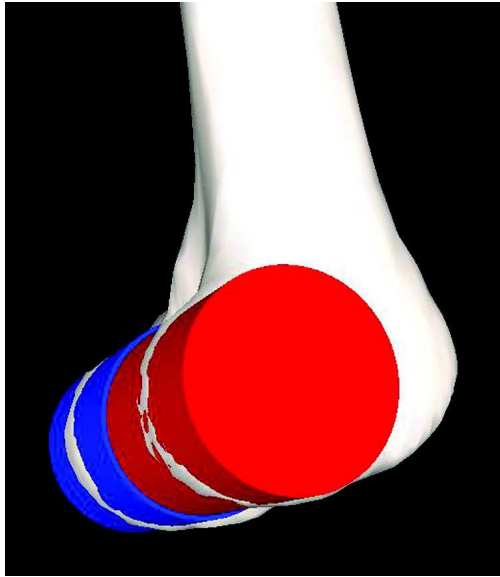
Kanisawa [31] compare deux types de reconstruction du LCA. Son étude est réalisée à l'aide d'un appareil de fluoroscopie à 10 images par seconde. Les patients effectuent une montée de marche de 25cm. Le mouvement relatif du tibia par rapport au fémur est recalculé et tracé.



La forme de la courbe de Kanisawa [31] est différente de celle du modèle. Le point d'inflexion est situé vers 50°. L'amplitude de la rotation est plus faible (inférieure à 13°) que celle observée avec la modélisation (16°). Ces différences sont dues aux conditions aux limites très différentes entre une montée de marche et un mouvement de flexion passive.

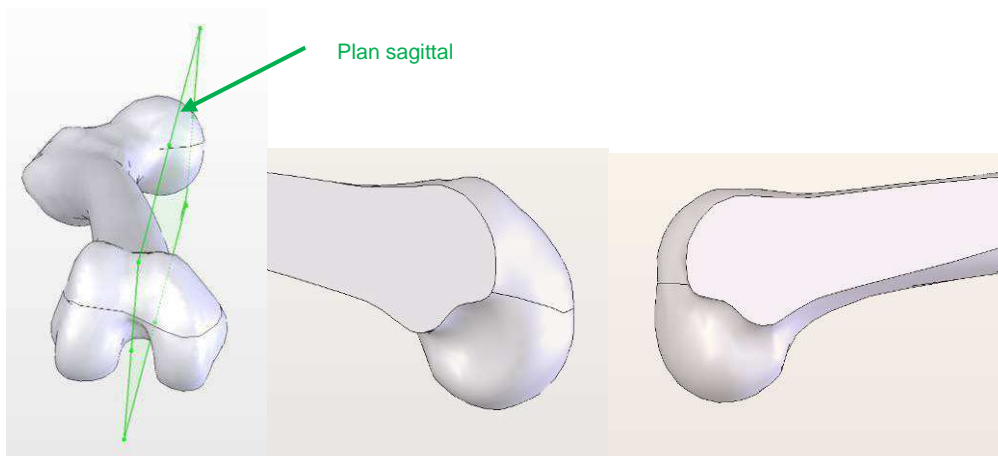
Recul du fémur par rapport au tibia (médial et latéral)

Dans ces articles, Eckhoff [16] [17] [18], décrit les centres de cylindres anatomiques. Eckhoff [16] [17] [18] construit un cylindre médial correspondant au mieux à la surface postérieure et distale du condyle médial. De manière identique, il construit un cylindre latéral correspondant au mieux à la surface postérieure et distale du condyle latéral.

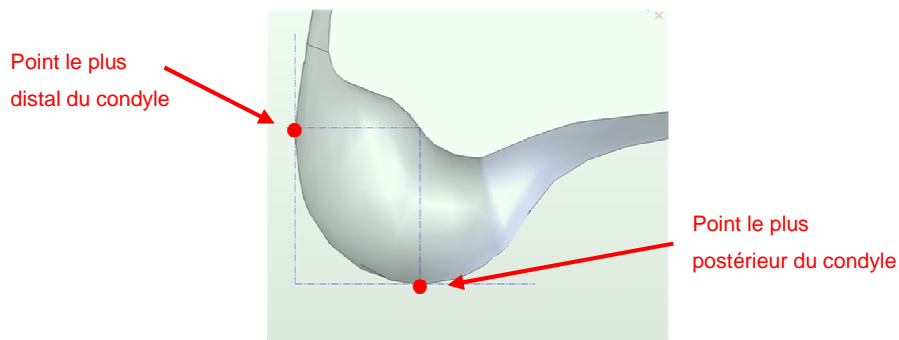


Les axes de ces cylindres ont pour principal intérêt de ne pas se translater dans le cas d'un mouvement de flexion avec glissement sans roulement. Ces axes sont donc choisis pour décrire le recul du fémur sur le tibia lors de mouvements de flexion.

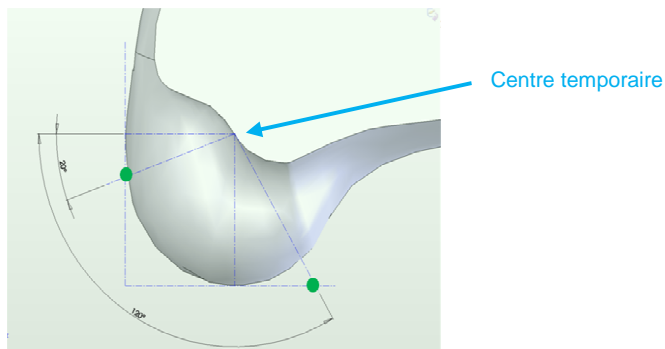
Pour cela, il a fallu construire les axes d'Eckhoff sur le modèle. La construction de ces axes a commencé par la coupe virtuelle du fémur suivant son plan sagittal pour séparer le condyle médial du condyle latéral.



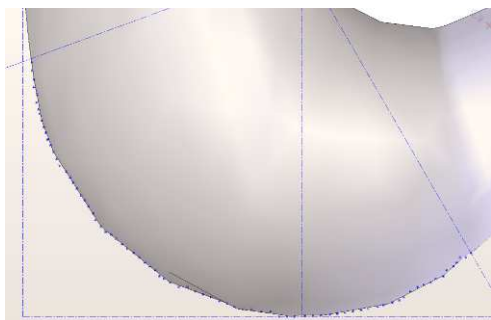
Ensuite, sur chacun des condyles, les points les plus distaux et les points les plus postérieurs ont été repérés.



A partir de ces points et des tangentes aux condyles, un premier centre temporaire a été créé. Ce centre temporaire a permis de définir une plage angulaire de points influents dans la construction des cercles des moindres carrés. La plage angulaire de 20° à 120° correspond à la plage où les condyles sont « cylindriques » d'après Eckhoff.



Sur l'arc de condyle défini, une centaine de points a été digitalisée.



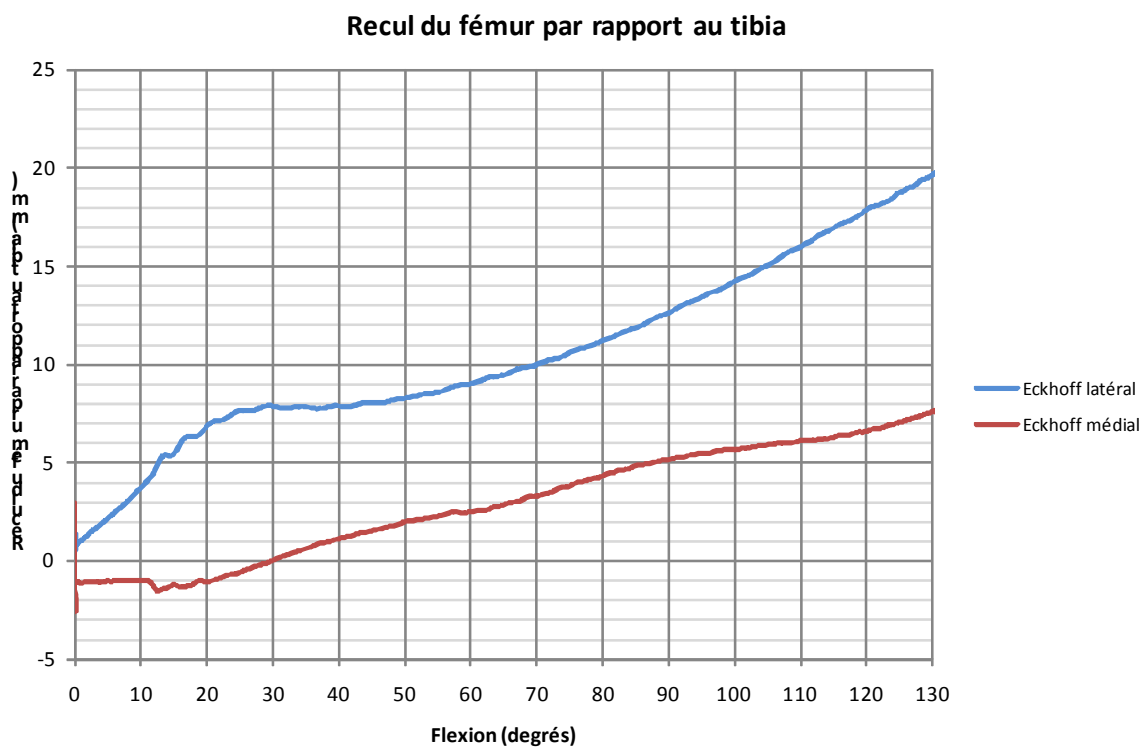
A partir de cette centaine de points, un cercle des moindres carrés est calculé ainsi que son centre. La méthode décrite permet de trouver le centre du cercle médial et le centre du cercle latéral.

Le tableau ci-dessous présente le résultat de cette méthode et l'écart maximum calculé par rapport au cercle parfait (les données du tableau sont en mm).

	X	Y	Z	Rayon	Ecart max
Condyle médial	34,29	-0,90	-413,46	22,65	0,63
Condyle latéral	-13,98	2,28	-411,62	19,91	0,43

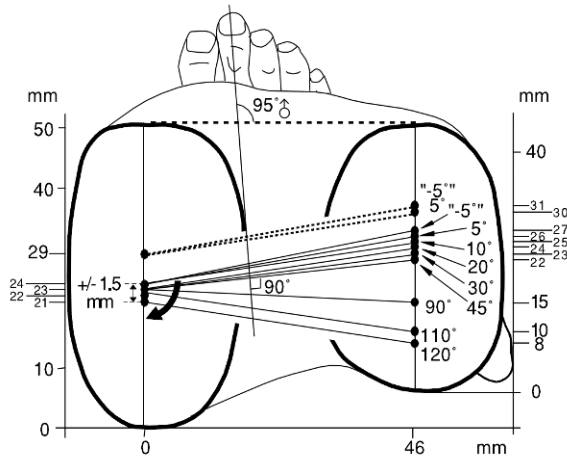
L'écart maximum est inférieur à 0.7 mm pour les deux condyles. L'approximation d'Eckhoff est tout à fait acceptable pour le modèle utilisé. On remarque aussi que les rayons des condyles médial et latéral sont sensiblement différents : écart de 2.74mm soit 12%.

La courbe ci-dessous représente le recul du fémur par rapport au tibia séparé par compartiment. Le compartiment médial est représenté de couleur rouge. Le compartiment latéral est représenté de couleur bleue.



Le recul est respectivement de 9mm et 18mm pour le compartiment médial et le compartiment latéral.

A partir de l'imagerie et de la dissection de 24 genoux, Iwaki [26] trace les trajectoires des points de contact.

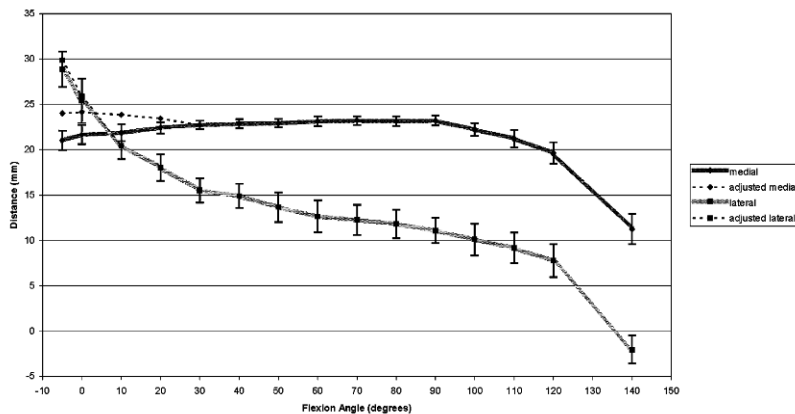


Le recul du compartiment médial entre -5° et 120° est de $29\text{mm}-21\text{mm}=8\text{mm}$.

Le recul du compartiment latéral entre -5° et 120° est de $31\text{mm}-8\text{mm}=23\text{mm}$.

L'amplitude du recul est équivalente à celle observée avec la modélisation. L'amplitude de rotation est légèrement supérieure.

Johal [27] trace aussi les trajectoires des points de contact pendant un mouvement de flexion de -5° à 140° :



Le recul du compartiment médial entre -5° et 140° est de $23\text{mm}-12\text{mm}=11\text{mm}$.

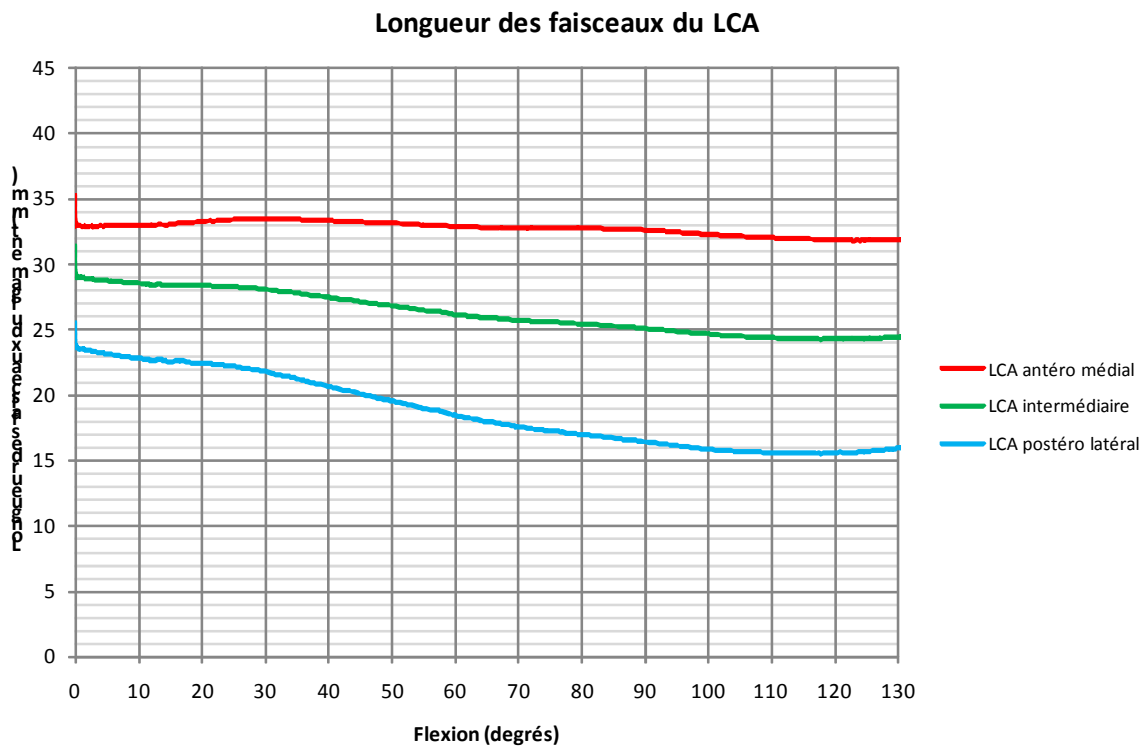
Le recul du compartiment latéral entre -5° et 140° est de $28\text{mm}-2\text{mm}=26\text{mm}$.

Les reculs des deux compartiments sont légèrement supérieurs à ceux observés à l'aide du modèle. Le tableau ci-dessous compare les différents résultats :

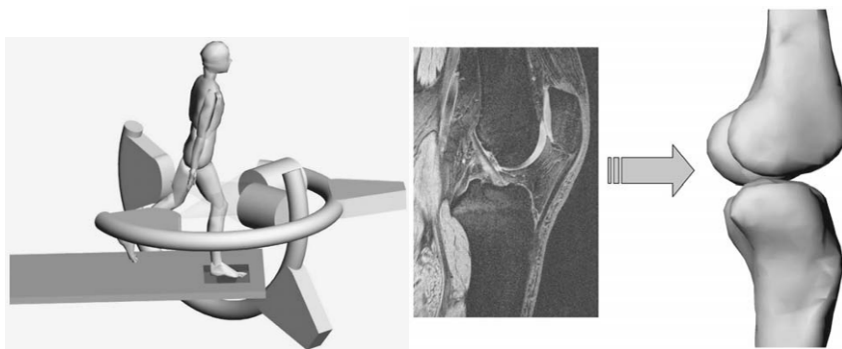
	Iwaki [26]	Johal [27]	Modèle au 01 01 2011
Recul médial	8 mm	11 mm	9 mm
Recul latéral	23 mm	26 mm	18 mm
Recul moyen	15.5 mm	18.5 mm	13.5 mm

Effets sur le LCA

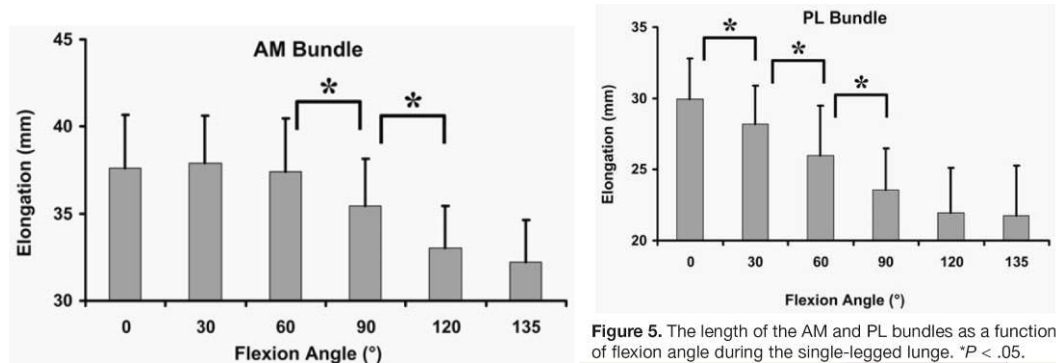
Les longueurs des faisceaux du LCA sont représentées sur le graphique ci-dessous :



Jordan [28] analyse les longueurs des faisceaux du LCA pendant la flexion à l'aide d'un système de fluoroscopie. A partir de l'imagerie issue du système de fluoroscopie, une reconstruction 3D permet de repositionner le fémur par rapport au tibia et les positions relatives des insertions.



Jordan [28] trace les graphiques ci-dessous. Ces graphiques présentent les longueurs des faisceaux antéro-médial et postéro-latéral du LCA pour des angles de flexion discrets. Jordan [28] ne semble pas avoir réalisé d'enregistrement continu des angles.



Le tableau ci-dessous compare la longueur du faisceau antéro-médial obtenue avec la modélisation par rapport à la longueur calculée par Jordan [28] après mesure fluoroscopique.

	0°	30°	60°	90°	120°	135°
Jordan [28]	37.5 - 41	48 - 41	37 - 40.5	36 - 39	33 - 36	32 - 35
Modèle au 01 01 2011	33	33.5	33	32.5	32	32

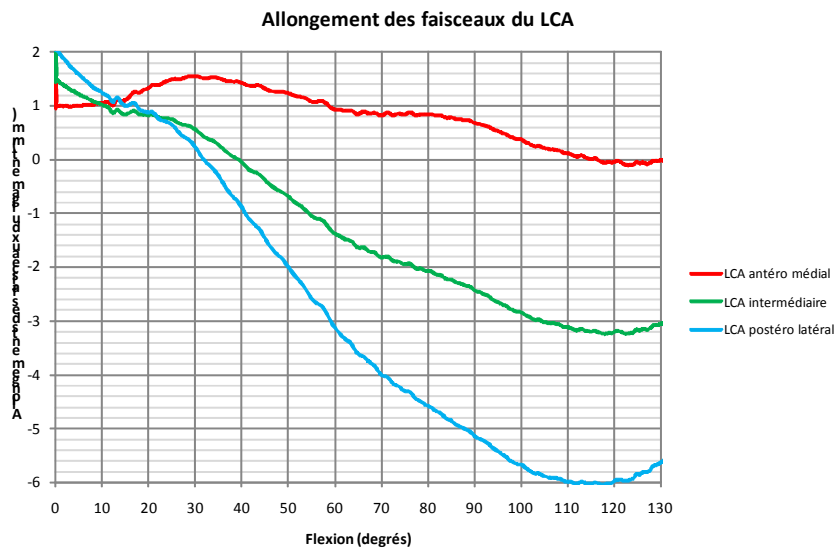
La variation de longueur est plus faible sur le modèle que dans l'étude fluoroscopique. La forme de la courbe est similaire.

Le tableau ci-dessous compare la longueur du faisceau postéro-latéral obtenue avec la modélisation par rapport à la longueur calculée par Jordan [28] après mesure fluoroscopique.

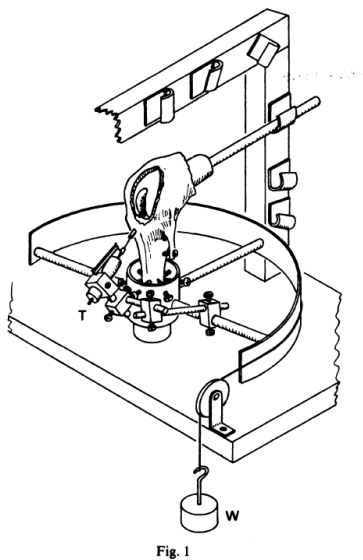
	0°	30°	60°	90°	120°	135°
Jordan [28]	30 - 33	28 - 31	26 - 30	23 - 27	22 - 25	22 - 25
Modèle au 01 01 2011	24	22	18.5	16.5	15.5	16

La variation de longueur est très similaire entre le modèle et l'étude fluoroscopique. La forme de la courbe est aussi similaire. Seule la longueur initiale est plus courte.

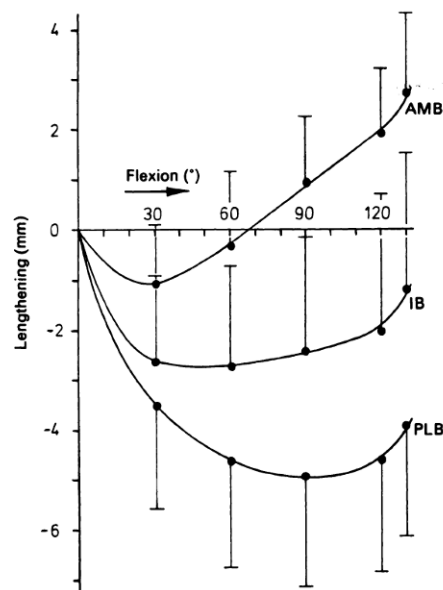
Le graphique ci-dessous représente les allongements des trois faisceaux du ligament croisé antérieur. Ces allongements sont calculés entre la longueur à vide initiale avant le lancement du modèle et la longueur à la position de flexion décrite en abscisse du graphique.



Amis [02] analyse les allongements des faisceaux du LCA dans plusieurs configurations de flexion. Son montage expérimental permet de mesurer les allongements du LCA à 0°, 60°, 90° et 120°.



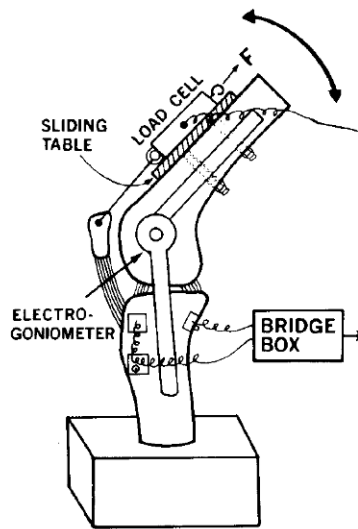
Rig for the measurement of fibre length changes. The tibial mounting rotates about a vertical axis, and rotation torques can be applied by the hanging weight (W). The transducer (T) moves with the tibia, while its moving armature is attached to the fine wire that passes from the fibre origin along the ACL and through the tibia.



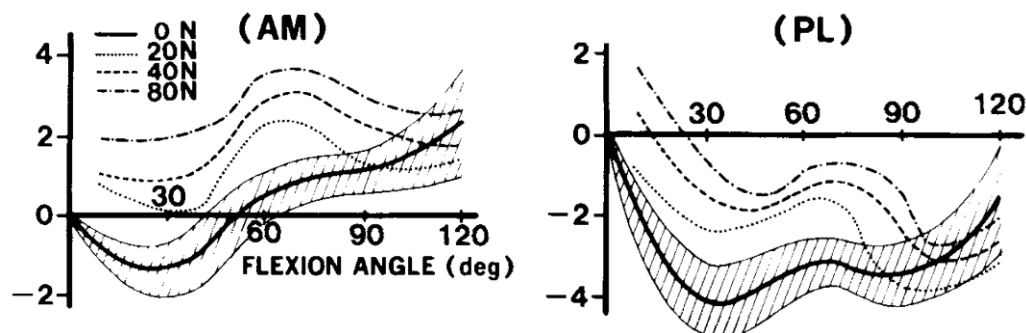
Mean length change patterns for the three ACL bundles during flexion in neutral rotation (SD; n = 9). AMB = anteromedial bundle, IB = intermediate bundle and PLB = posterolateral bundle.

La forme des courbes est similaire pour le faisceau intermédiaire et pour le faisceau postéro-latéral. Par contre, le faisceau antéro-médial du LCA reste tendu en flexion pour Amis [02] alors que ce faisceau est détendu en flexion au-delà de 100° dans notre modèle.

A l'aide d'une jauge de mesure des efforts, Kurosawa [36] a mesuré les allongements dans les faisceaux antéro-médial et postéro-latéral du LCA dans le montage ci-dessous :

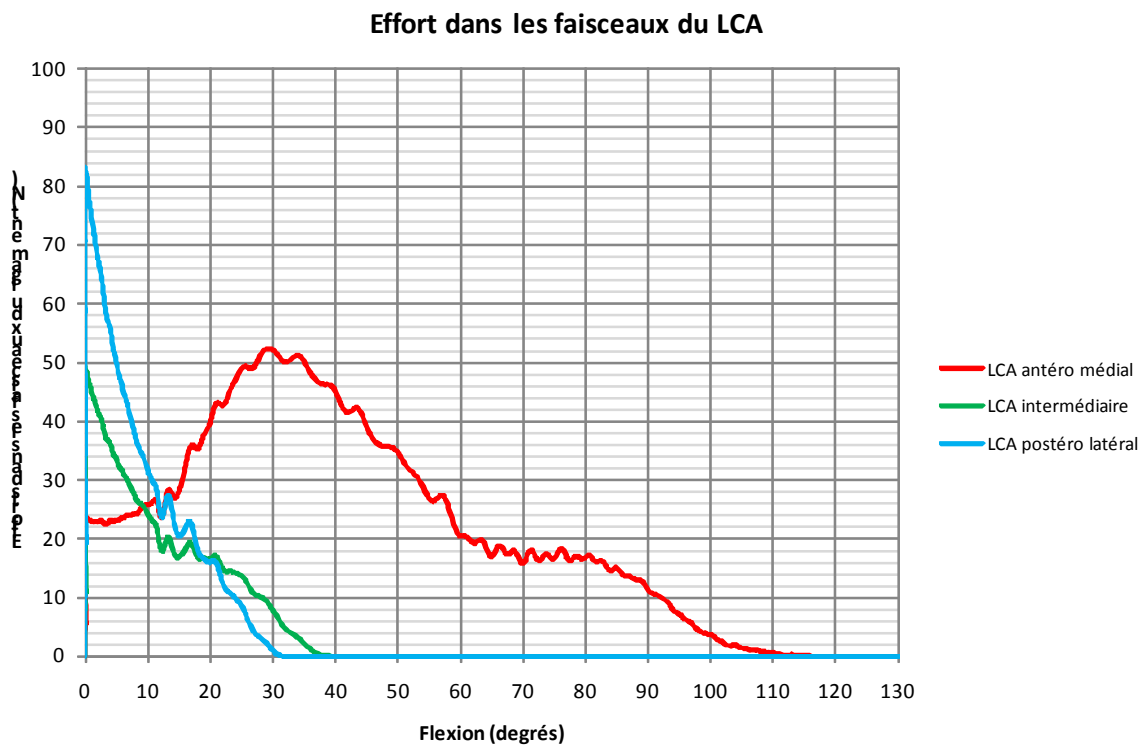


Les deux graphiques ci-dessous présentent les résultats obtenus avec une charge initiale de 0N (trait gras continu).



La forme de la courbe du faisceau postéro-latéral décrite par Kurosawa [36] est similaire à celle du modèle. Par contre, le faisceau antéro-médial du LCA reste tendu en flexion pour Kurosawa [36] alors que ce faisceau est détendu en flexion au-delà de 100° dans notre modèle.

Les efforts mesurés par le modèle dans les trois faisceaux du LCA sont représentés sur le graphique ci-dessous :



Bach [08] analyse aussi la répartition des efforts dans les faisceaux du LCA. Bach [08] ne distingue que deux faisceaux : le faisceau antéro-médial et le faisceau postéro-latéral. Le graphique ci-dessous décrit la répartition des efforts dans ces deux faisceaux. Les pourcentages indiqués en ordonnée sont les pourcentages du maximum mesurable de l'outil de mesure.

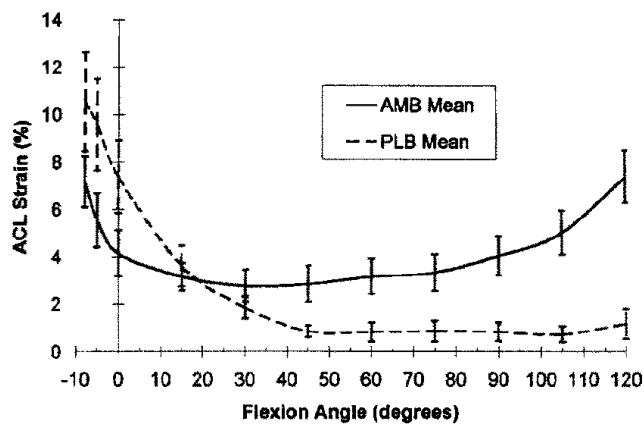
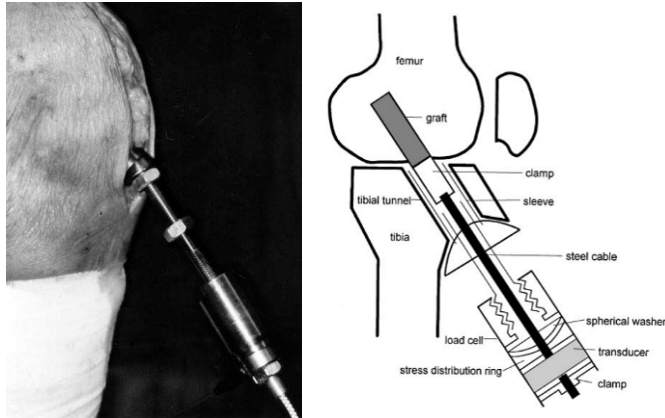
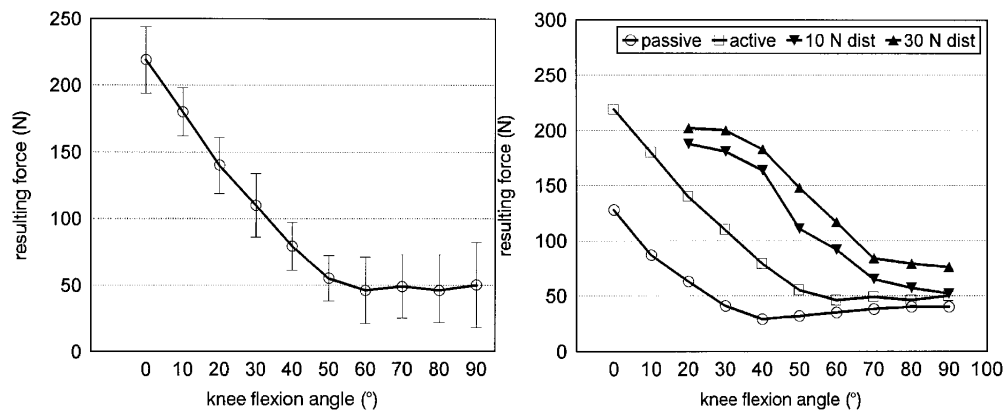


Fig. 2. Plots of average strains in both the AMB and PLB as a function of knee flexion. Error bars indicate ± 1 S.E. The number of specimens was ten.

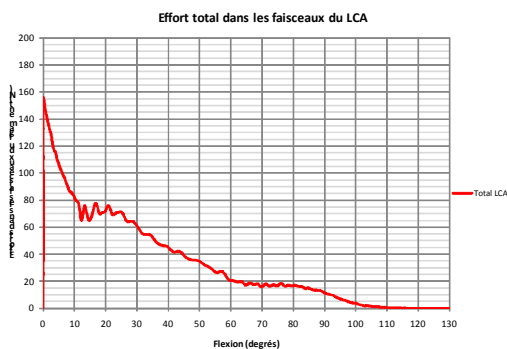
Rupp [72] mesure l'effort total dans le LCA lors d'un mouvement de flexion. Cette étude compare la flexion passive et la flexion active. Les deux vues ci-dessous présentent le montage d'essai réalisé par Rupp [72].



Les courbes ci-dessous représentent la somme des efforts transmis dans les trois faisceaux du LCA. Ces courbes ont été enregistrées en flexion passive et active.

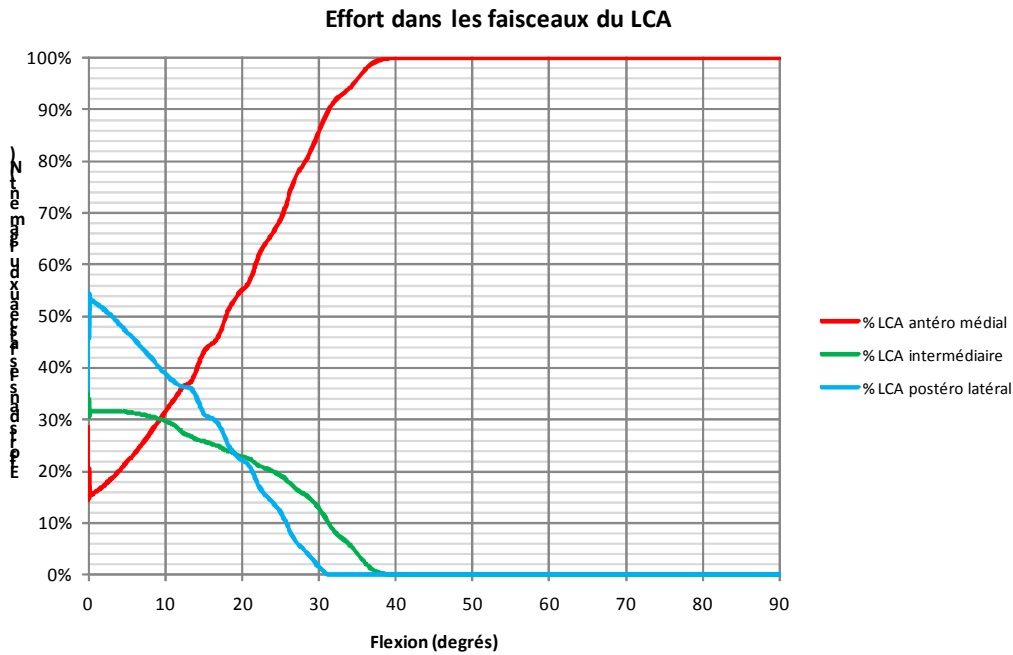


La courbe issue de la modélisation ci-dessous représente la somme des efforts transmis dans les trois faisceaux du LCA.



La courbe obtenue correspond à celle en flexion passive décrite par Rupp [72] à l'exception des 20 derniers degrés de flexion. Pour Rupp [72], l'effort devrait augmenter légèrement après 90°.

La courbe ci-dessous représente la répartition des efforts dans le LCA entre chacun des faisceaux.



Amis [02] analyse aussi la répartition des efforts dans les faisceaux du LCA. Le graphique ci-dessous montre que le faisceau postéro-latéral supporte la plus grande partie des efforts avant 30° et que le faisceau antéro-médial du LCA supporte la plus grande partie des efforts après 30°.

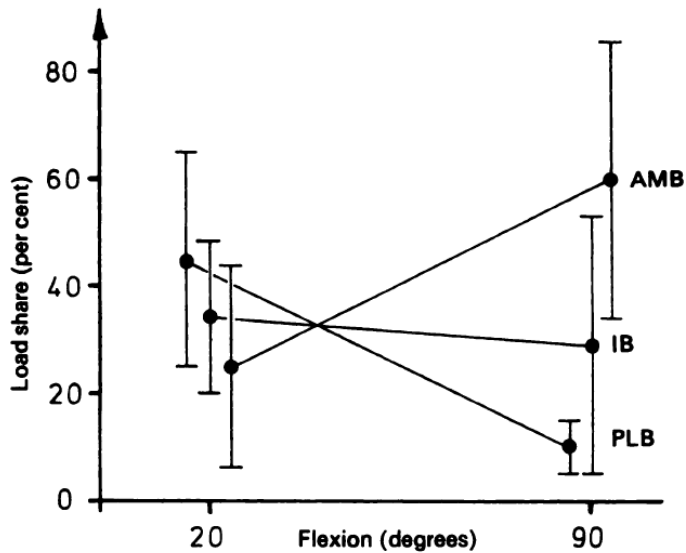
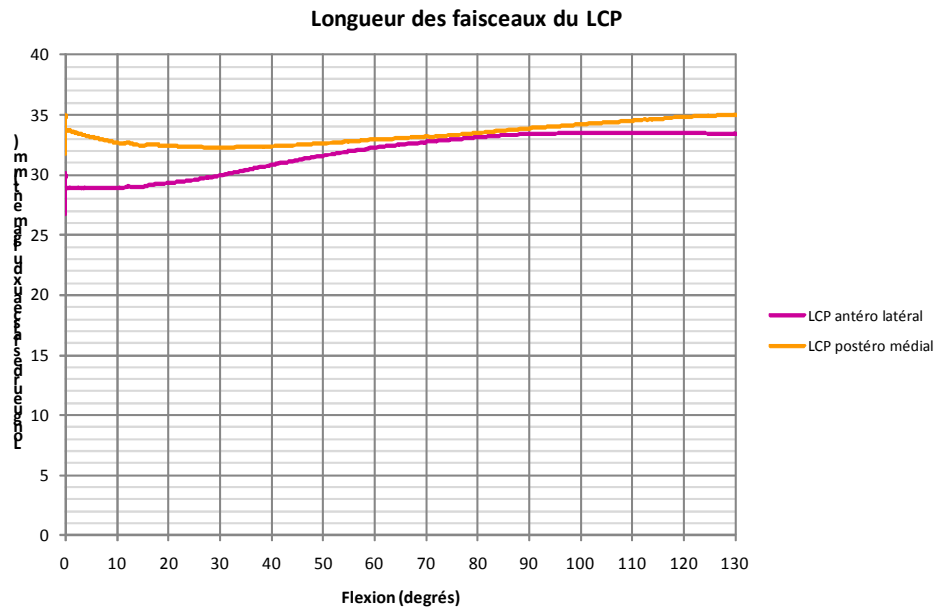


Fig. 8

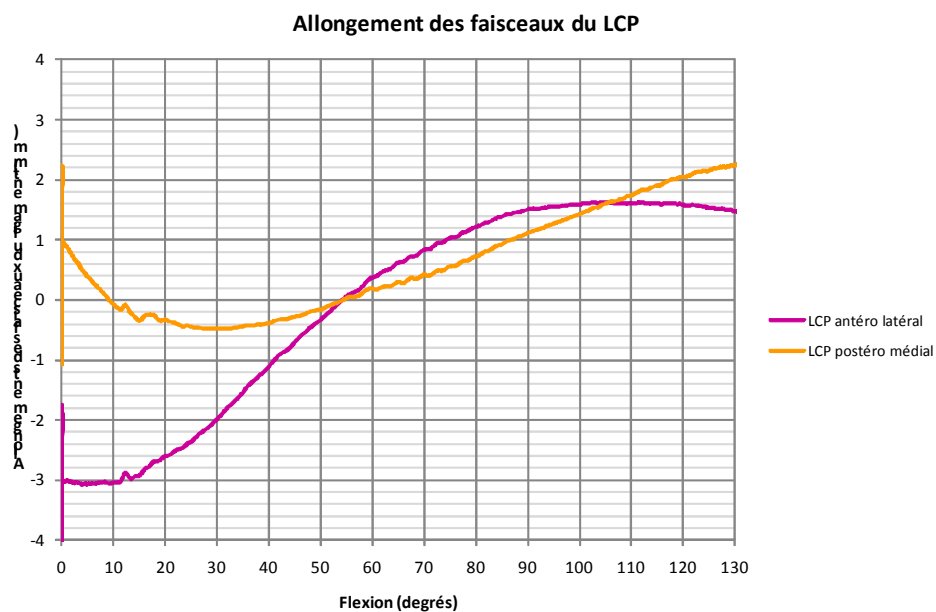
The mean contributions of the three fibre bundles at 20° and 90° flexion, showing reciprocal action between the posterolateral and anteromedial bundles (mean \pm 1 SD; n = 9).

Effets sur le LCP

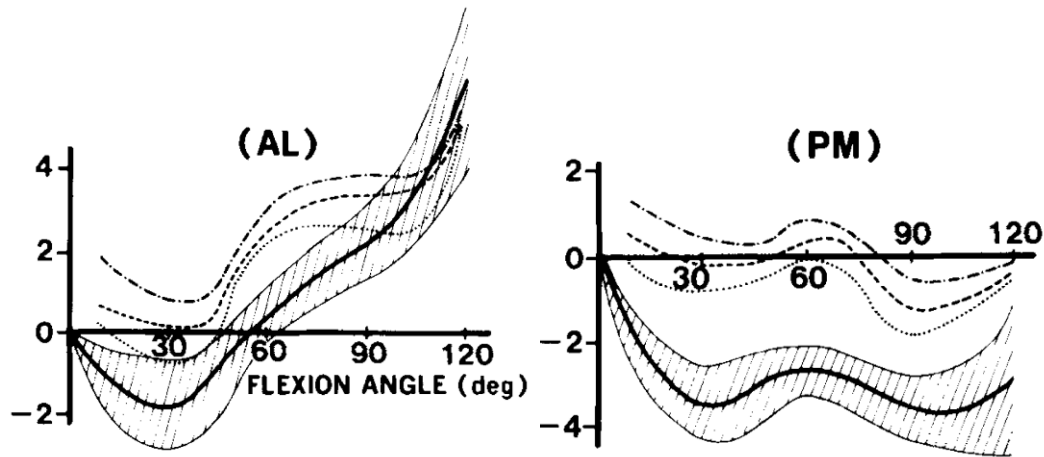
La courbe ci-dessous présente la longueur des deux faisceaux du LCP en fonction de l'angle de flexion du genou..



La courbe ci-dessous présente les allongements des deux faisceaux du LCP en fonction de l'angle de flexion du genou.

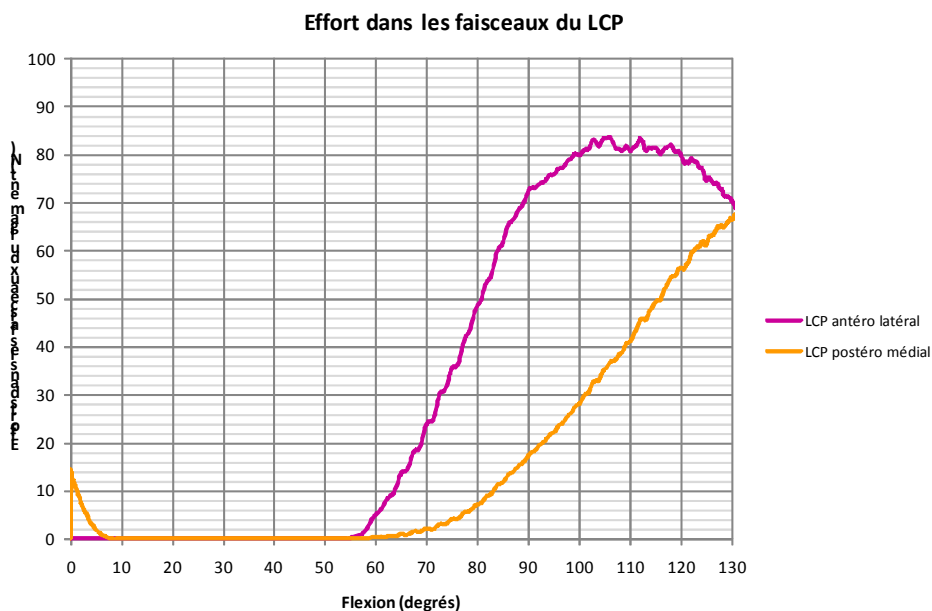


Dans la même étude que celle présentée pour le LCA, Kurosawa [36] a analysé la variation de longueur des faisceaux du LCP. Les deux courbes ci-dessous représentent les allongements des faisceaux antéro-latéral et postéro-médial.

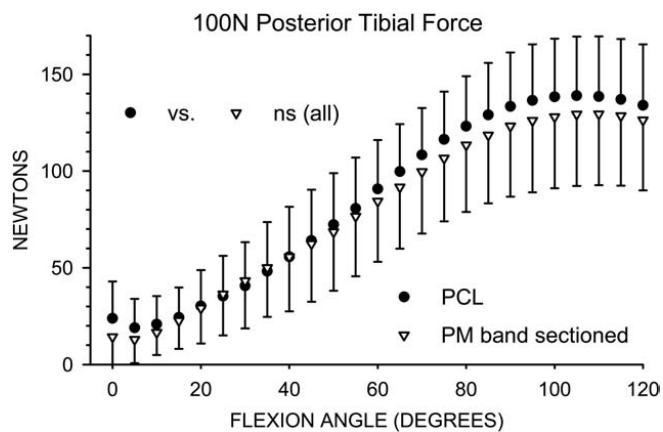
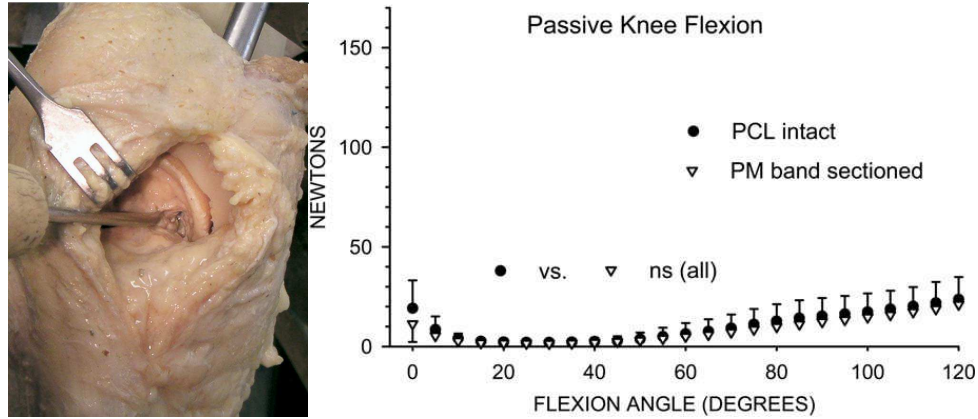


La courbe du faisceau antéro-latéral correspond à celle observée par Kurosawa [36]. La courbe du faisceau postéro-médial correspond jusqu'à 60° de flexion. Au-delà, le modèle observe une mise en tension progressive de ce faisceau et un allongement associé.

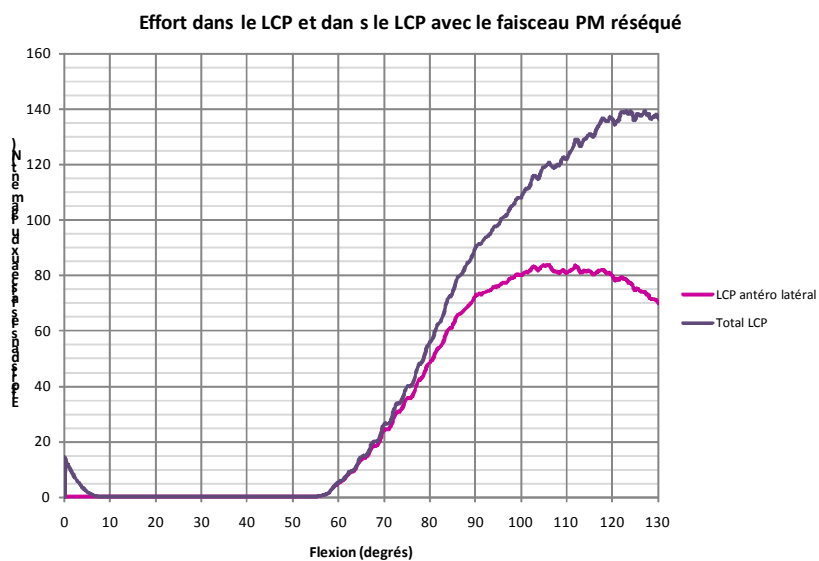
La courbe ci-dessous décrit les efforts générés dans les deux faisceaux du ligament croisé postérieur.



Markolf [53] a étudié le rôle du LCP. Pour cela il mesure les efforts résultants dans le LCP en fonction de l'angle de flexion. Markolf [53] effectue la résection individuelle des faisceaux du LCP afin de mesurer le rôle de chacun. Les graphiques ci-dessous présentent les efforts dans le LCP et dans le LCP avec son faisceau postéro-médial réséqué.



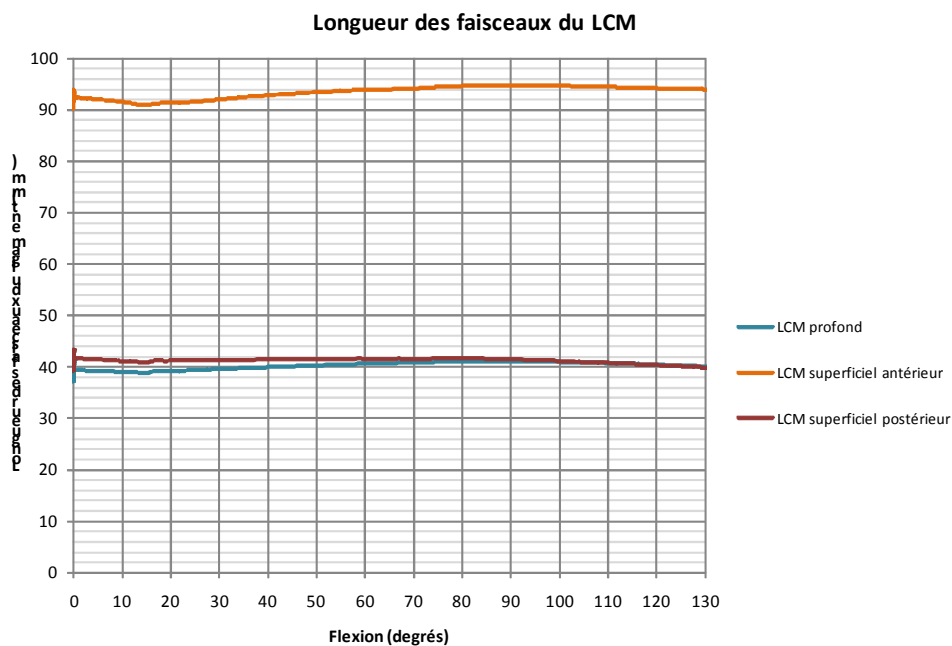
Les courbes représentées ci-dessous présentent les résultats du modèle avec et sans résection du faisceau postéro-médial.



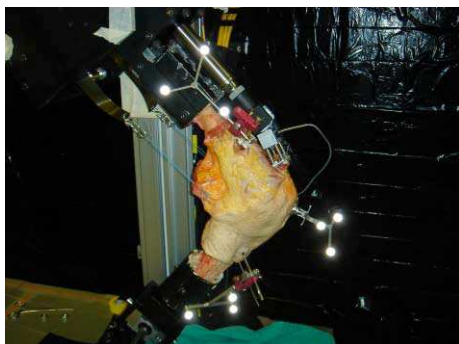
Les courbes d'effort dans le ligament croisé postérieur, en incluant les deux faisceaux ou en ne prenant en compte que le faisceau antéro-latéral correspondent aux courbes de Markolf [53] sous tiroir antérieur de 10daN. Les courbes sans tiroir antérieur ont la même forme, mais les valeurs maximales d'effort sont plus faibles.

Effets sur le LCM

Le graphique ci-dessous présente les longueurs des trois faisceaux du ligament collatéral médial.

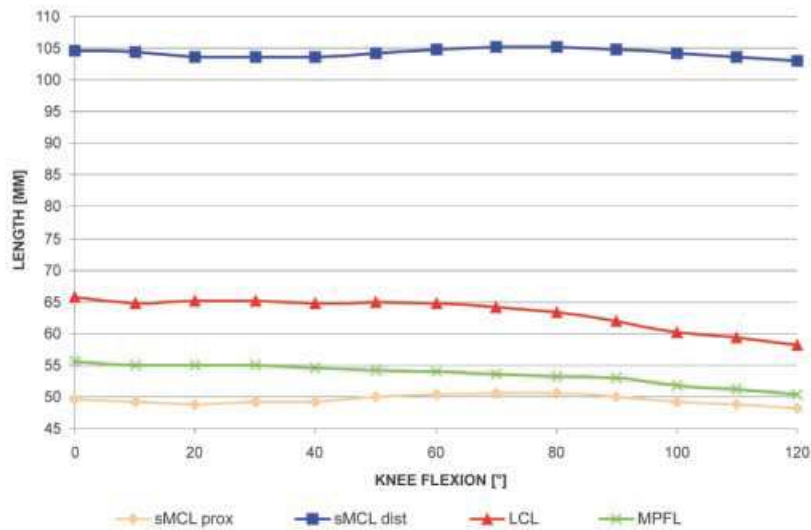


A partir de 12 sujets anatomiques, Victor [80], utilise un système optoélectronique et analyse la longueur de plusieurs faisceaux ligamentaires. La photo ci-dessous représente son montage d'essai :



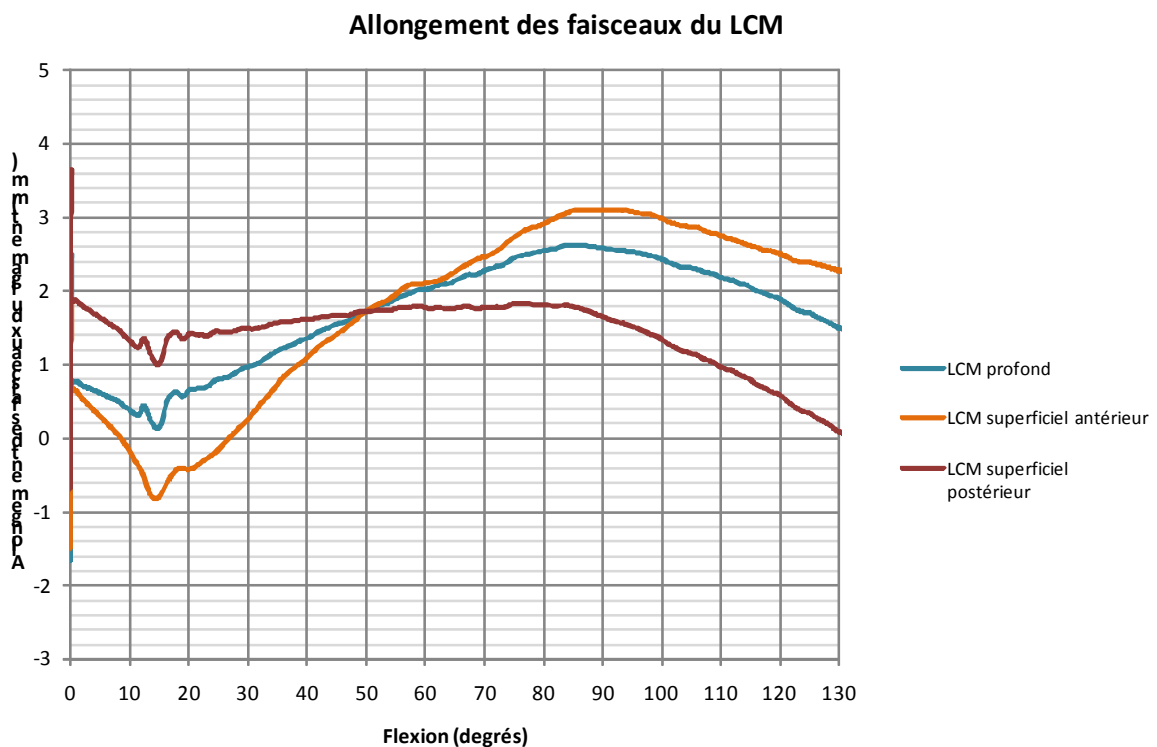
Les points d'insertions des ligaments sont navigués (enregistrement de la palpation par rapport au traceur) et suivis tout au long du mouvement grâce aux traceurs fixés dans le fémur et dans le tibia.

La courbe de longueur des différents faisceaux du ligament collatéral médial peut être tracée en calculant la distance entre les insertions proximales fémorales et les insertions distales tibiales :

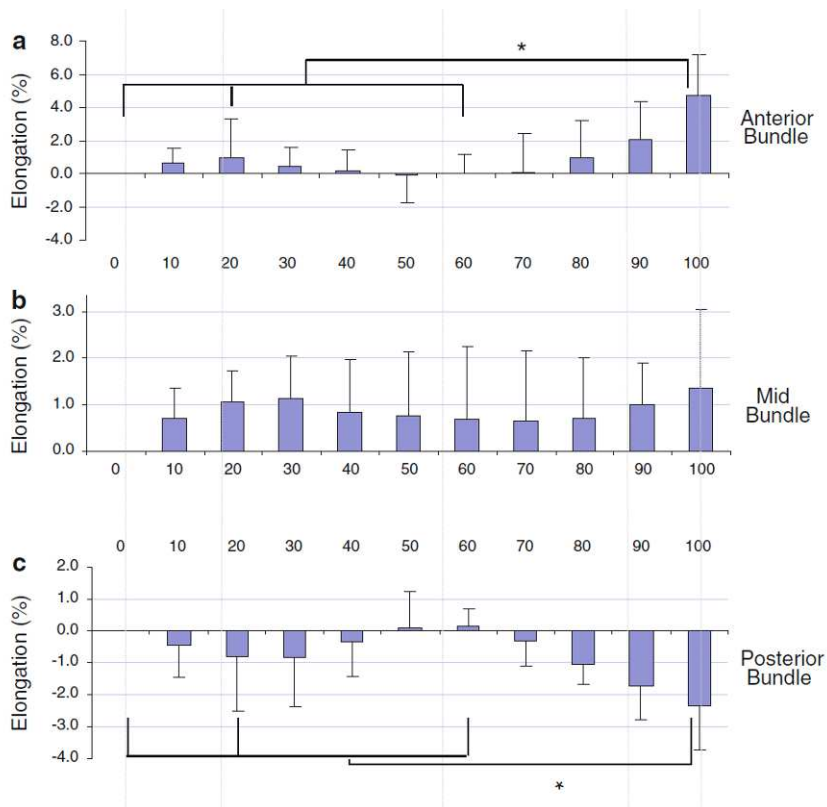


Il est difficile de discerner des différences entre les courbes de la modélisation et celles des essais de Victor [80].

Le graphique ci-dessous présente les allongements des trois faisceaux du ligament collatéral médial.

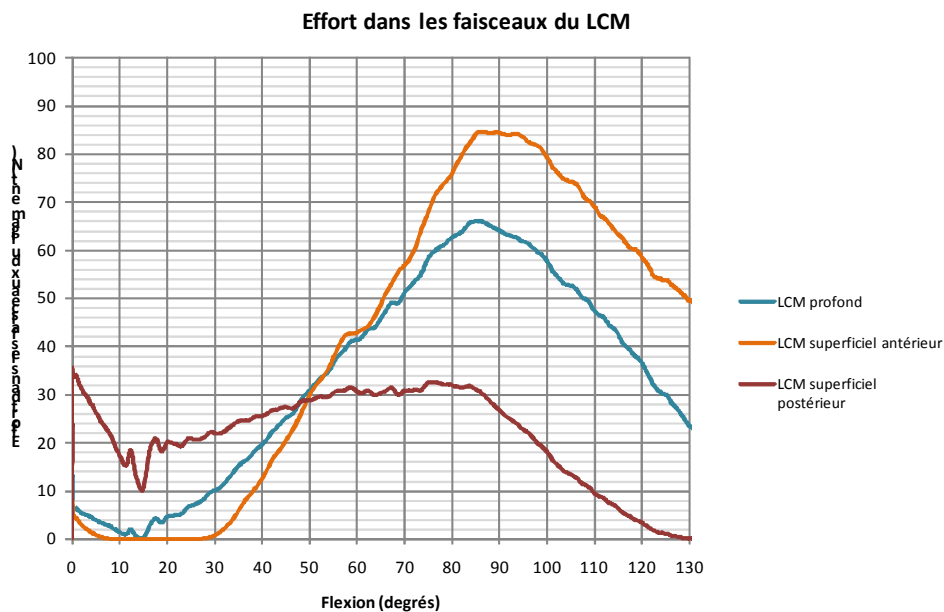


Liu [42] décrit les allongements des faisceaux du LCM au cours de la marche.

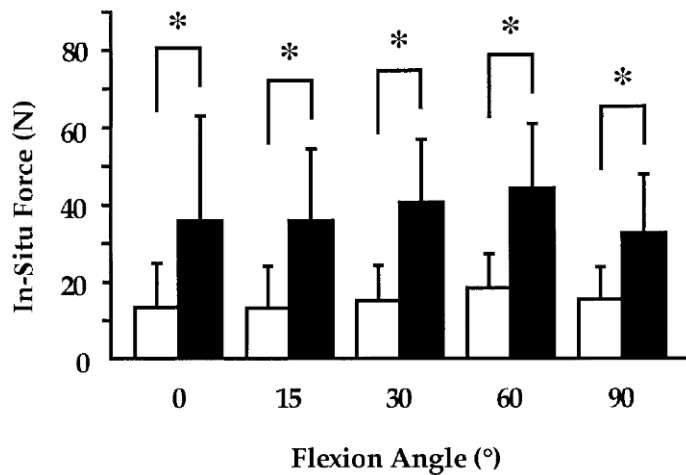


Les conditions aux limites de la marche sont différentes de celles de la flexion passive. Il n'est donc pas possible de comparer les courbes de résultat de Liu [42] avec les résultats issus de la modélisation.

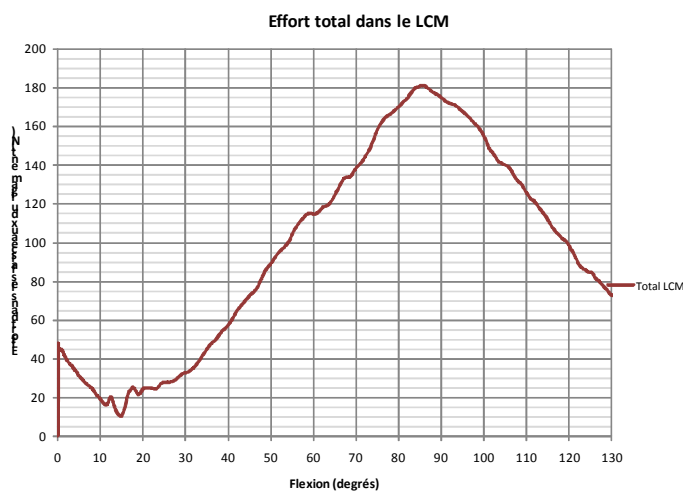
Le graphique ci-dessous présente les efforts transmis dans les trois faisceaux modélisés du LCM.



Kanamori [30] étudie l'effet de la rupture du LCA sur différentes structures. Il compare les efforts transmis dans le LCM avec et sans déficit du LCA. Le graphique ci-dessous présente les efforts transmis dans le LCM. Les barres noires correspondent à un mouvement de flexion avec un LCA intact et les barres blanches correspondent au même mouvement avec un LCA réséqué.



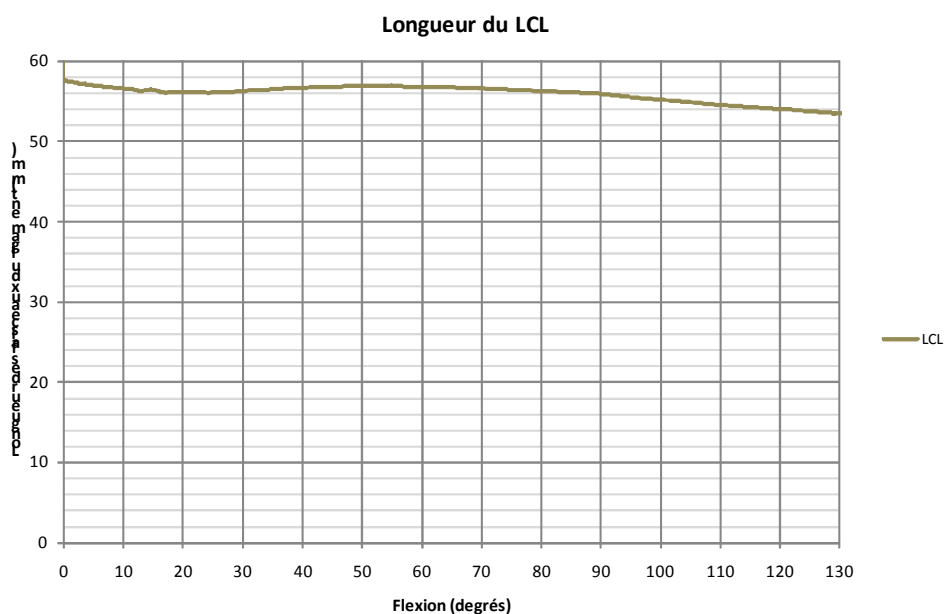
Le graphique ci-dessous présente l'effort total transmis dans le LCM issu de la modélisation.



La forme de la courbe correspond aux travaux de Kanamori [30] par contre, l'amplitude est bien plus importante dans la modélisation. Le ligament est chargé de manière similaire pendant les quarante premiers degrés de flexion. Ensuite les faisceaux du modèle supportent une charge bien plus importante que celle décrite par Kanamori [30]. Il est possible d'émettre une hypothèse sur la position des insertions fémorales du modèle. Ces insertions sont peut-être légèrement trop antérieures. Les translater en postérieur sur la face médiale du condyle médial aurait pour effet de diminuer les efforts en flexion sans trop les modifier en extension.

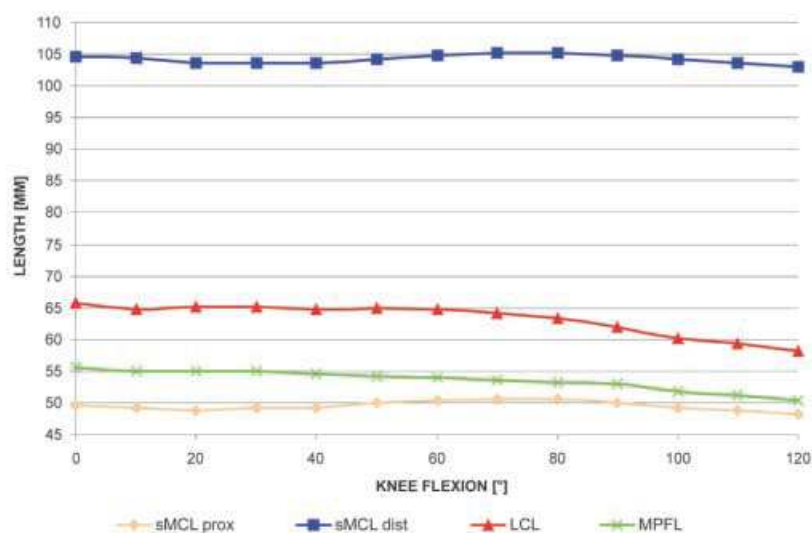
Effets sur le LCL

Le graphique ci-dessous représente l'évolution de la longueur du ligament collatéral latéral pendant le mouvement de flexion passive du genou.



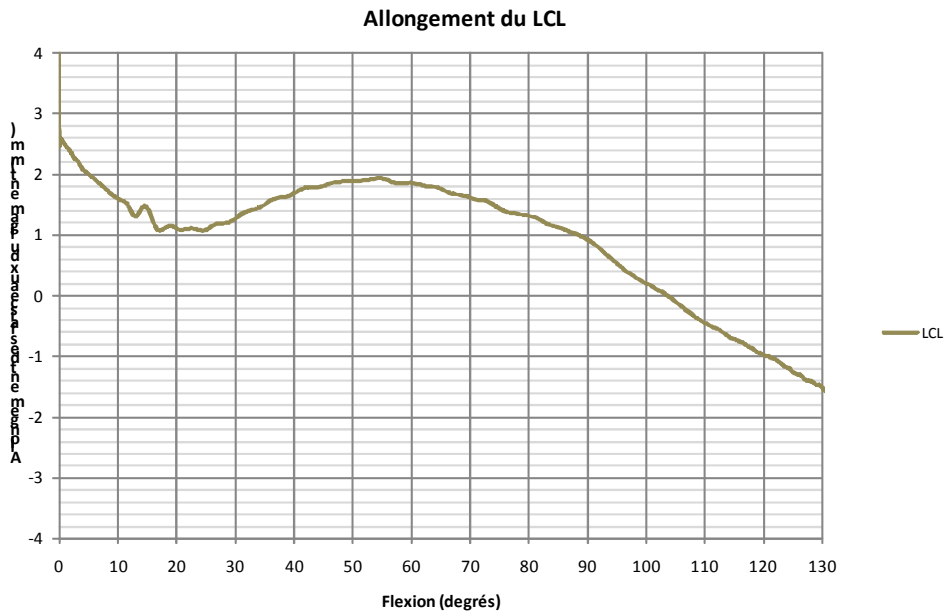
Les travaux de Victor [80], déjà utilisés pour la validation du ligament collatéral médial sont utilisés pour le ligament collatéral latéral.

La courbe de longueur du ligament collatéral latéral peut être tracée en calculant la distance entre l'insertion fémorale et l'insertion tibiale :



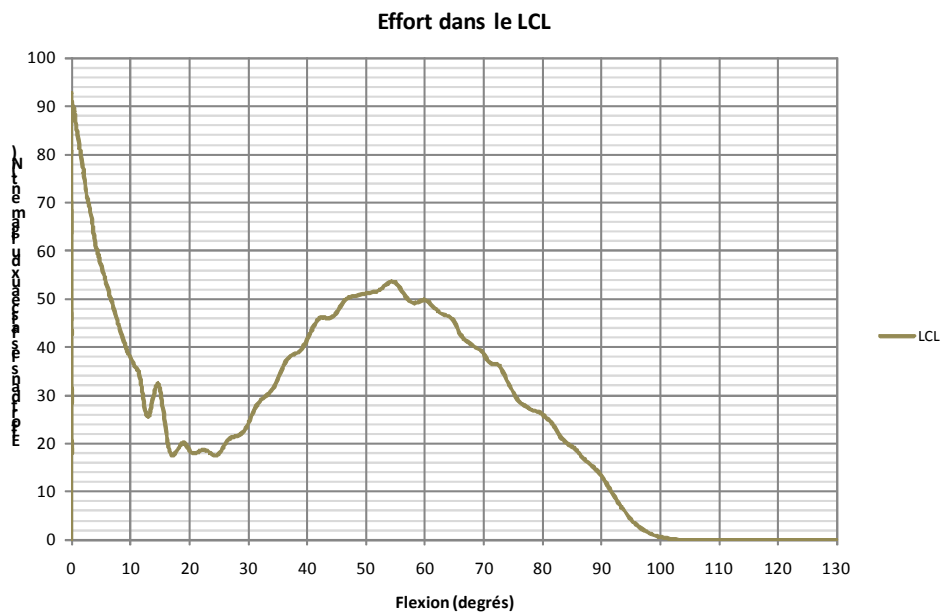
La courbe de longueur du LCL de Victor [80] présente une diminution de longueur progressive. La longueur initiale du LCL de la modélisation est inférieure à celle de Victor [80].

Le graphique ci-dessous représente l'allongement du ligament collatéral latéral au cours du mouvement de flexion du genou.



La diminution de longueur du LCL est de $66\text{mm} - 58\text{mm} = 8\text{mm}$ d'après le graphique de Victor [80]. La modélisation présente une diminution de longueur inférieure : $2.5\text{mm} + 1.5\text{mm} = 4\text{mm}$.

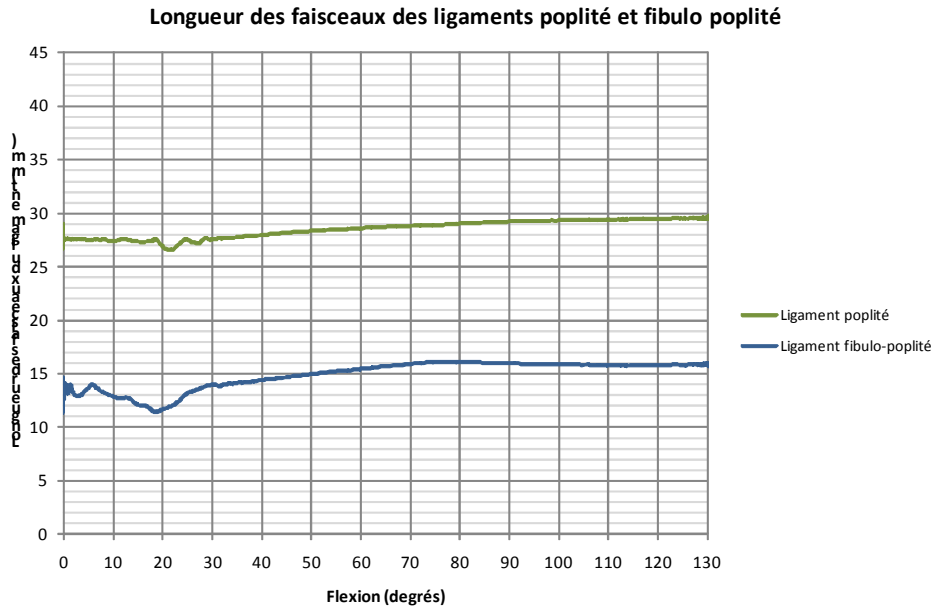
Le graphique ci-dessous représente l'effort transmis dans le ligament collatéral latéral au cours du mouvement de flexion du genou.



Aucune courbe issue de la bibliographie n'a été trouvée pour permettre une comparaison.

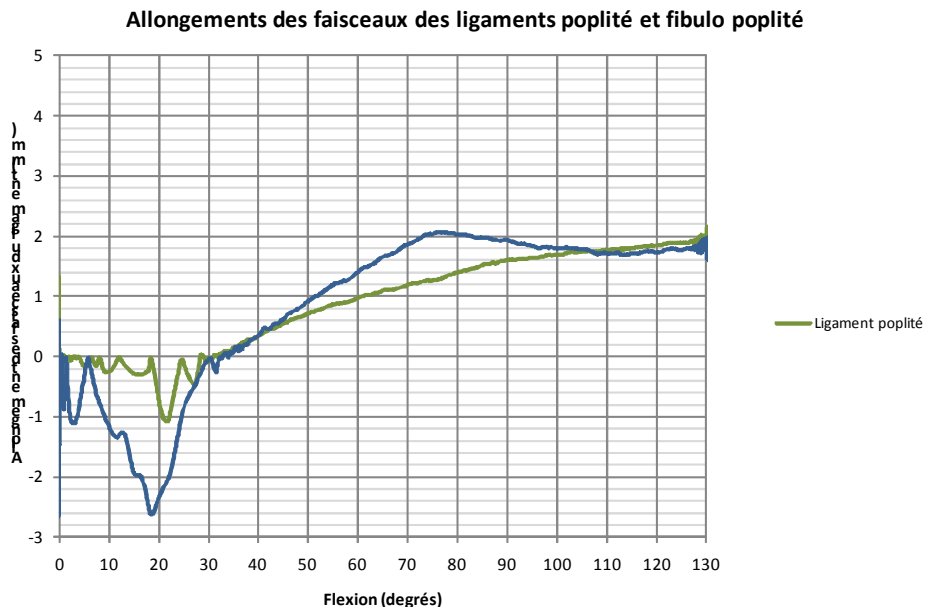
Effets sur la structure poplitée

Le graphique ci-dessous représente la longueur du tendon du muscle poplitée et du ligament fibulo-poplitée au cours du mouvement de flexion du genou.



Aucune courbe issue de la bibliographie n'a été trouvée pour permettre une comparaison.

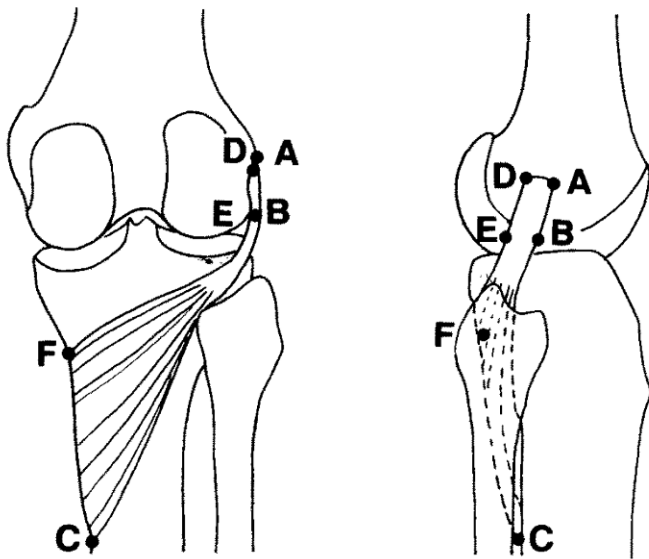
Le graphique ci-dessous représente la variation de longueur du tendon du muscle poplitée et du ligament fibulo-poplitée au cours du mouvement de flexion du genou.



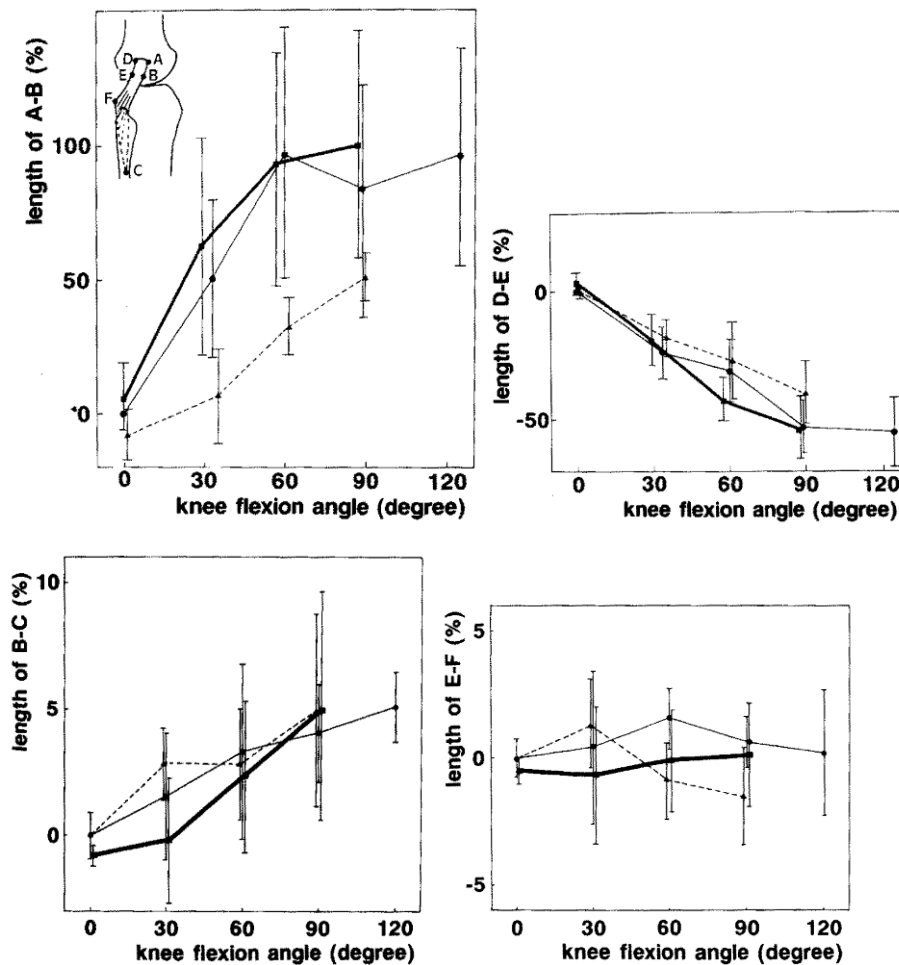
Aucune courbe issue de la bibliographie n'a été trouvée pour permettre une comparaison.

Watanabe [82] a travaillé sur les élongations du tendon du muscle poplitée, du muscle poplitée et du ligament fibulo-poplitée. Il a défini des points particuliers pour mesurer les élongations.

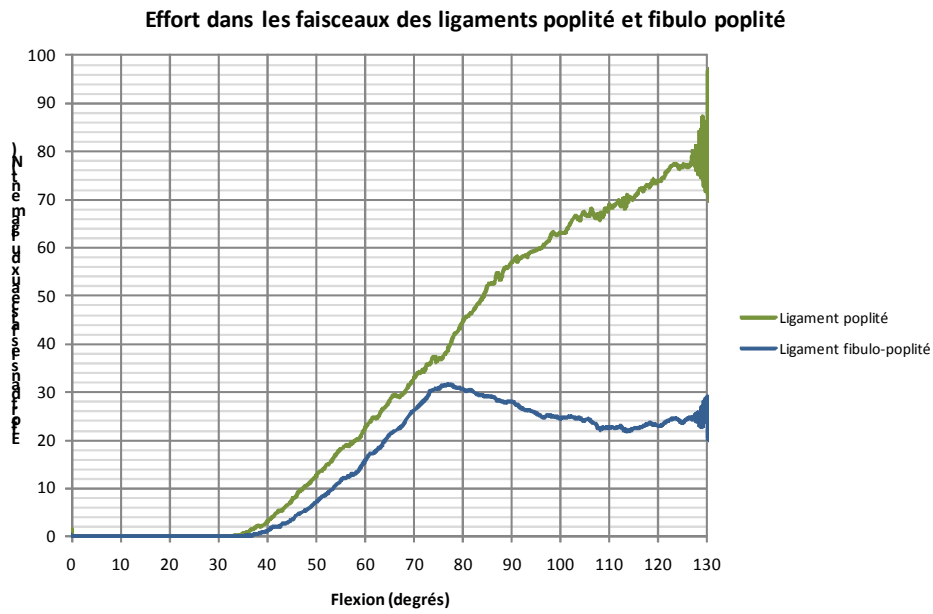
Le schéma ci-dessous décrit ces points :



Les courbes ci-dessous représentent les allongements de chacun des segments. Cependant, aucune ne peut être utilisée pour valider les résultats du modèle.



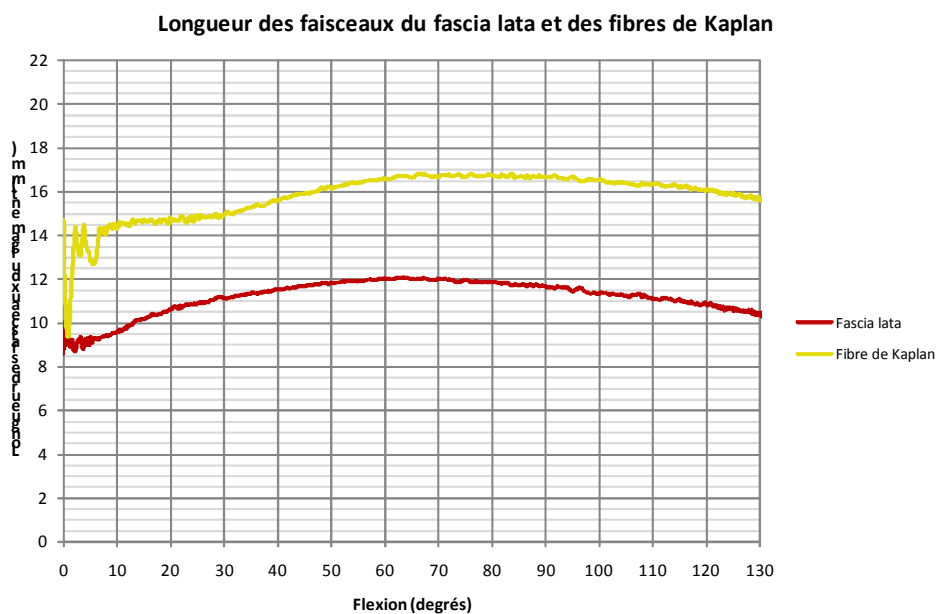
Le graphique ci-dessous représente l'effort transmis le tendon du muscle poplité et dans le ligament fibulo-poplité au cours du mouvement de flexion du genou.



Aucune courbe issue de la bibliographie n'a été trouvée pour permettre une comparaison.

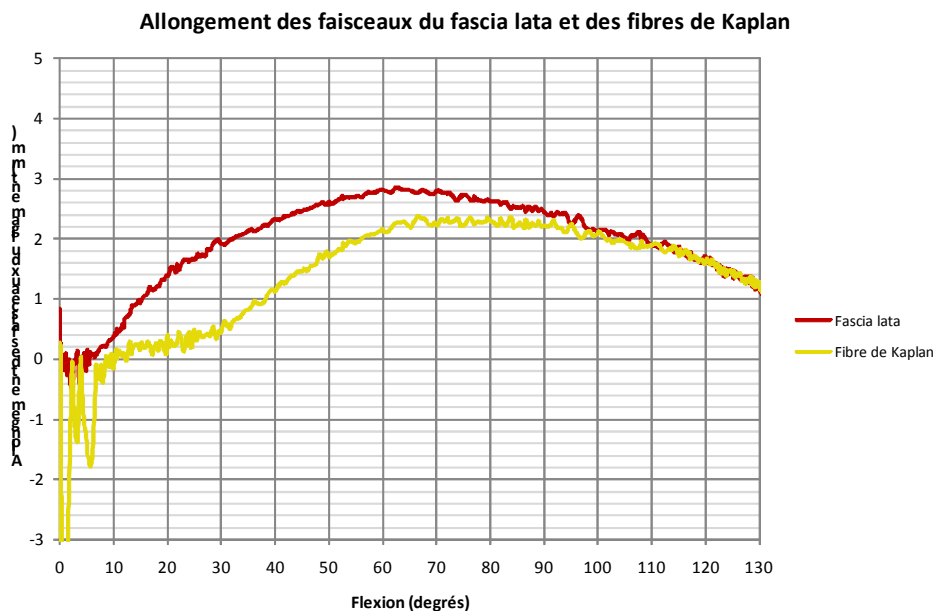
Effets sur les structures tendineuses du fascia-lata

Le graphique ci-dessous représente la longueur du tendon du muscle fascia-lata et des fibres de Kaplan au cours du mouvement de flexion du genou.



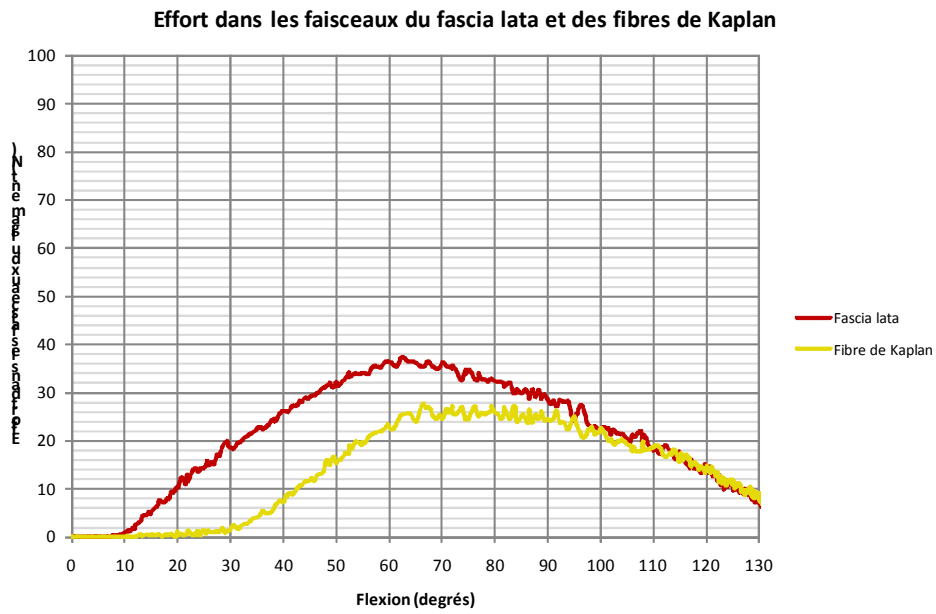
Aucune courbe issue de la bibliographie n'a été trouvée pour permettre une comparaison.

Le graphique ci-dessous représente la variation de la longueur du tendon du muscle fascia-lata et des fibres de Kaplan au cours du mouvement de flexion du genou.



Aucune courbe issue de la bibliographie n'a été trouvée pour permettre une comparaison.

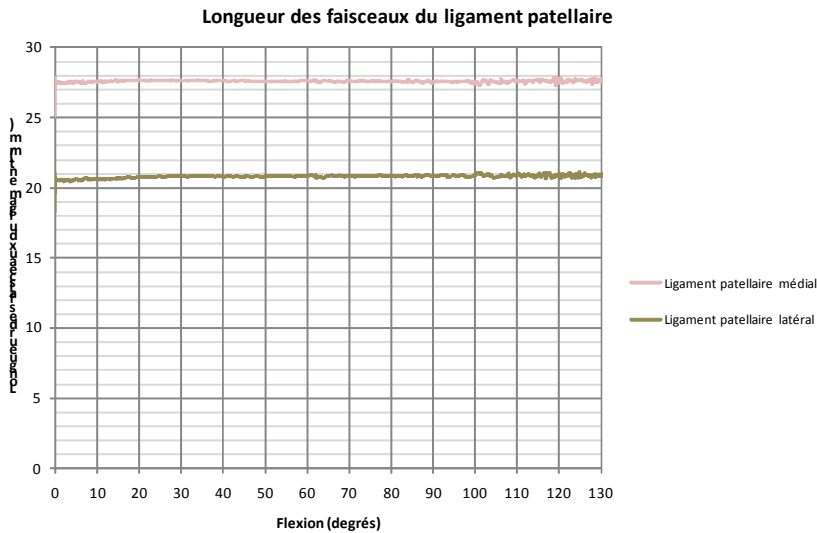
Le graphique ci-dessous représente l'effort transmis dans le tendon du muscle fascia-lata et des fibres de Kaplan au cours du mouvement de flexion du genou.



Aucune courbe issue de la bibliographie n'a été trouvée pour permettre une comparaison.

Effets sur le ligament patellaire

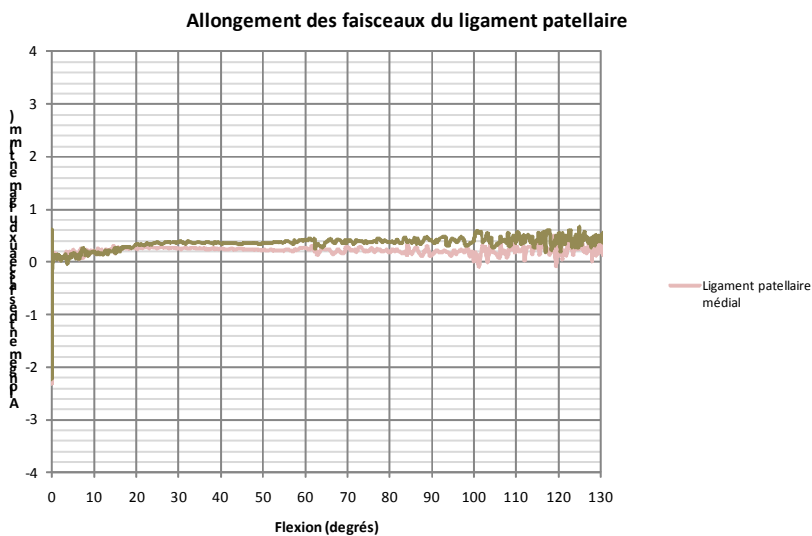
Le graphique ci-dessous représente la longueur du ligament patellaire au cours du mouvement de flexion du genou.



Aucune courbe issue de la bibliographie n'a été trouvée pour permettre une comparaison.

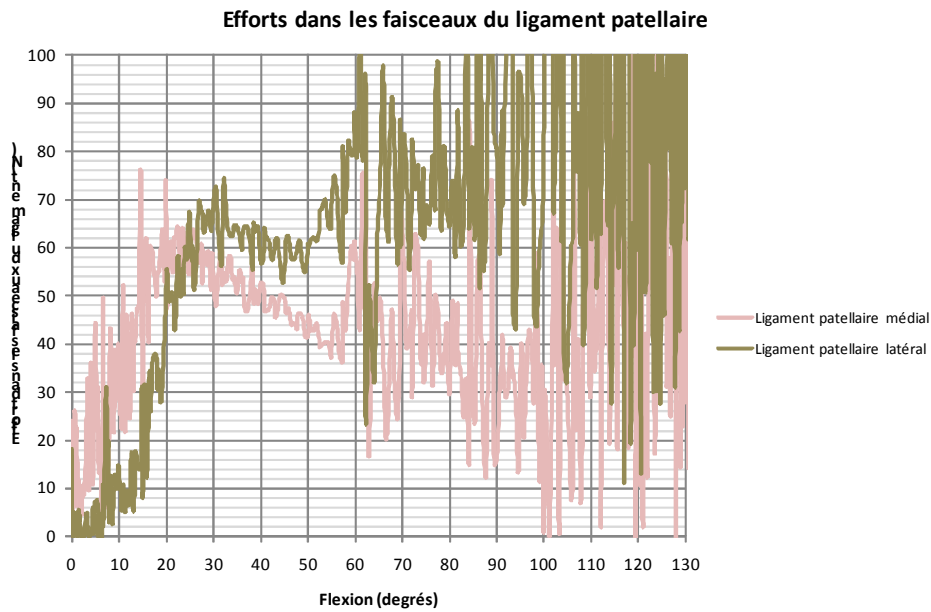
Le ligament patellaire est en série avec le quadriceps dans la chaîne mécanique de l'appareil extenseur. L'appareil extenseur a une constante de raideur faible ($3 \times 8 \text{ N/mm}$). Il est donc logique que l'allongement du ligament patellaire dont la structure est très rigide ($2 \times 2202 \text{ N/mm}$) soit très faible.

Le graphique ci-dessous représente la variation de la longueur du ligament patellaire au cours du mouvement de flexion du genou.



Aucune courbe issue de la bibliographie n'a été trouvée pour permettre une comparaison.

Le graphique ci-dessous représente l'effort transmis dans le ligament patellaire au cours du mouvement de flexion du genou.

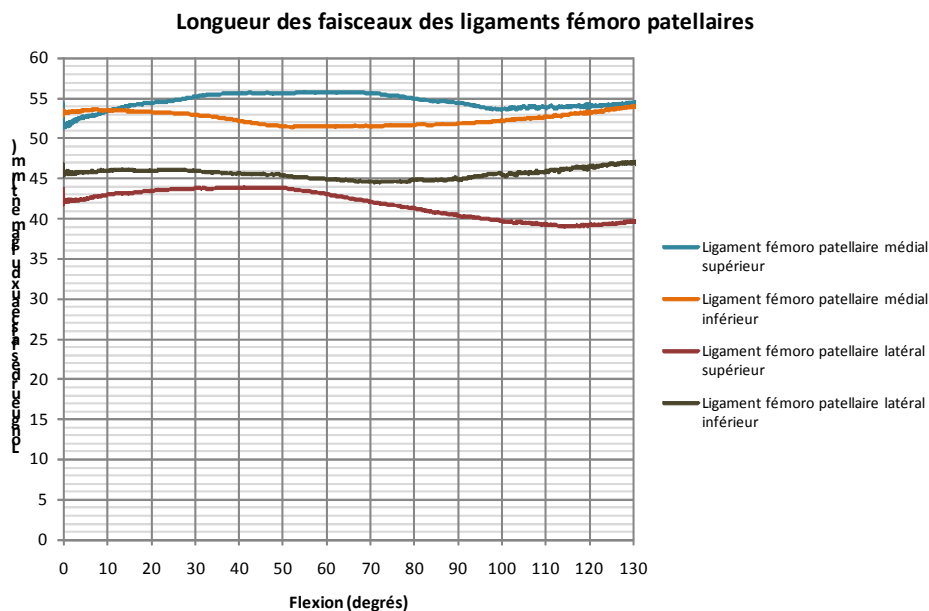


Aucune courbe issue de la bibliographie n'a été trouvée pour permettre une comparaison.

Le modèle a été très difficile à stabiliser compte tenu de l'aspect très raide du ligament patellaire. La constante de raideur du ligament patellaire est de loin la plus importante de toutes les structures du modèle. La structure la plus proche en terme de rigidité est le faisceau antéro-latéral du LCP (120 N/mm) qui reste 18 fois moins rigide.

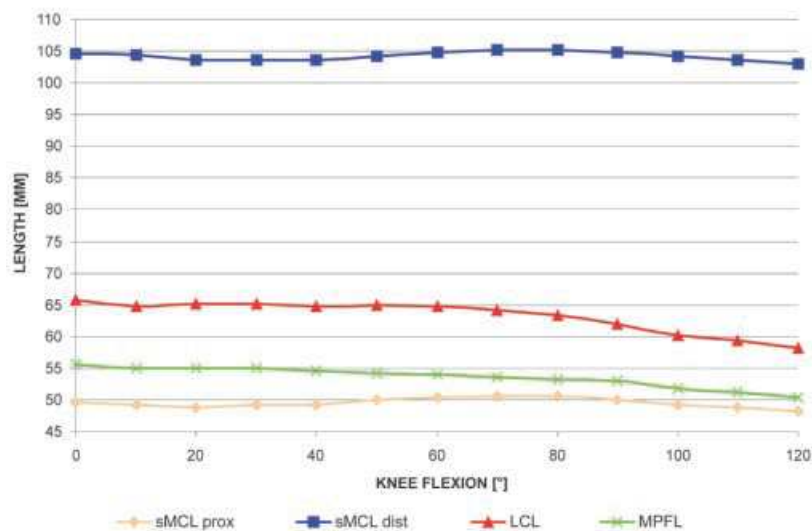
Effets sur les ligaments fémoro-patellaires

Le graphique ci-dessous représente la longueur des ligaments fémoro-patellaires au cours du mouvement de flexion du genou.



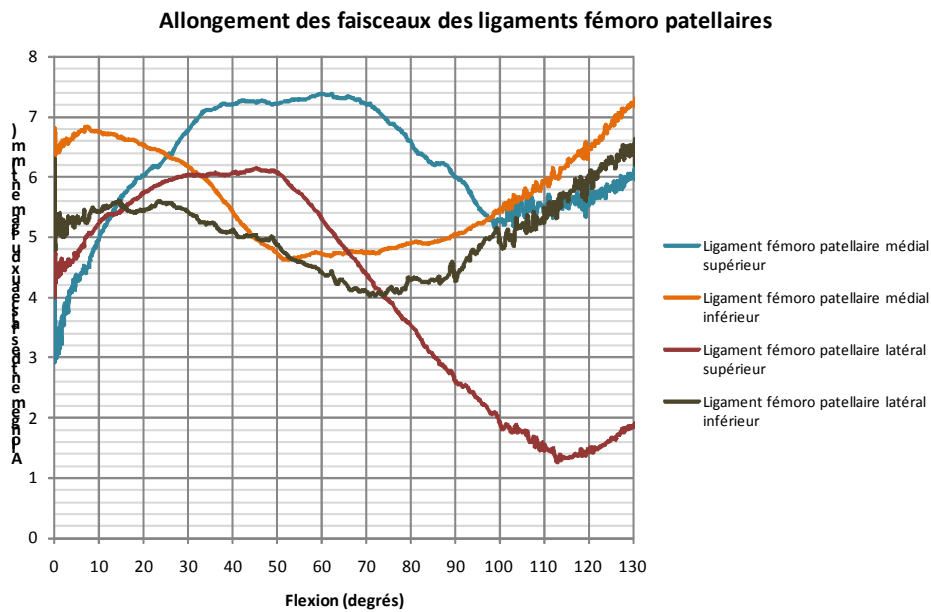
Les travaux de Victor [80], déjà utilisés pour la validation du ligament collatéral médial sont utilisés pour le ligament fémoro-patellaire médial.

La courbe de longueur du ligament fémoro-patellaire médial est représentée ci-dessous :



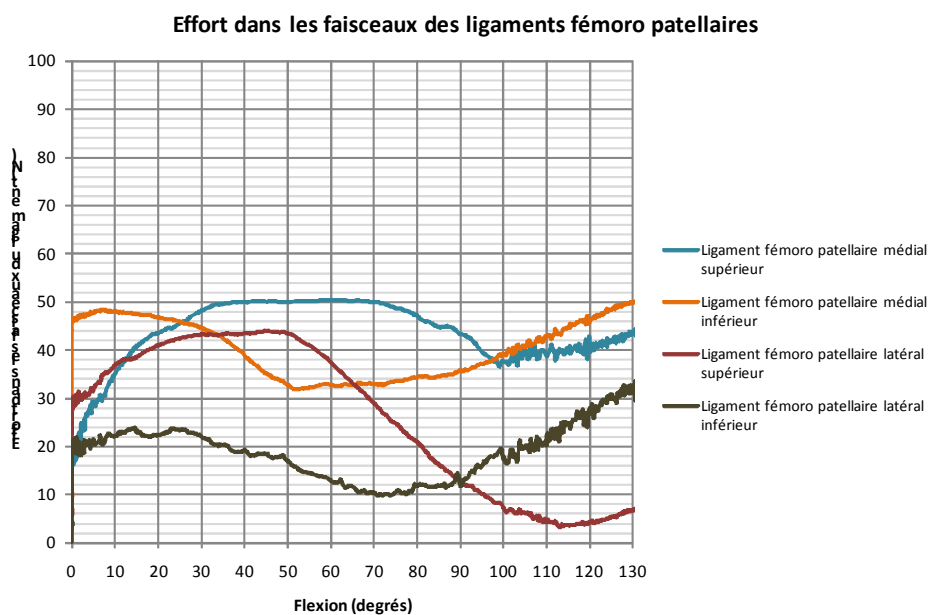
La courbe de longueur du ligament fémoro-patellaire médial de Victor [80] présente une diminution de longueur progressive. La longueur du ligament fémoro-patellaire médial est difficilement comparable à celle de Victor [80].

Le graphique ci-dessous représente la variation de longueur des ligaments fémoro-patellaires au cours du mouvement de flexion du genou.



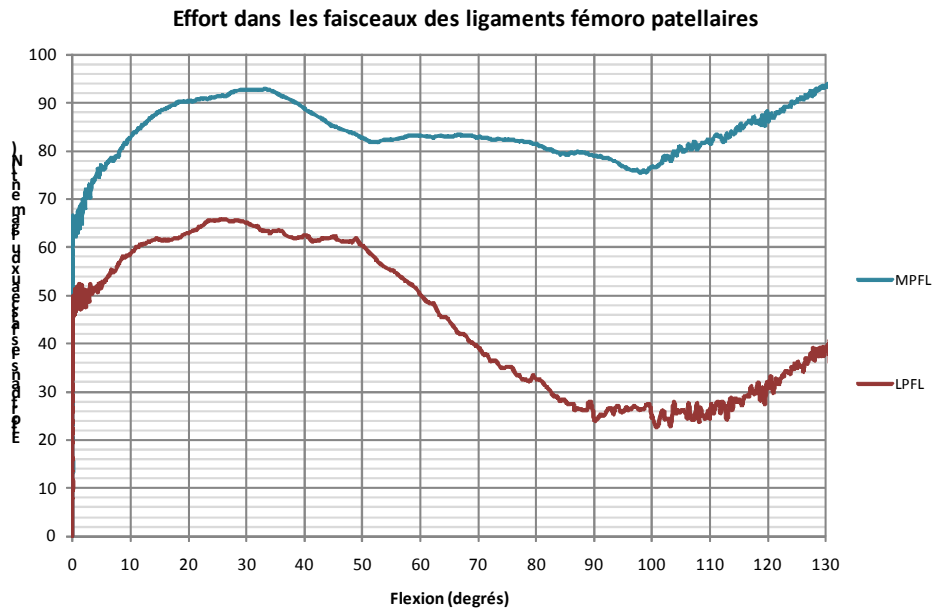
Aucune courbe issue de la bibliographie n'a été trouvée pour permettre une comparaison. En effet, la distinction entre les faisceaux supérieurs et inférieurs des ligaments fémoro-patellaires est très théorique.

Le graphique ci-dessous représente l'effort transmis dans les ligaments fémoro-patellaires au cours du mouvement de flexion du genou.



Aucune courbe issue de la bibliographie n'a été trouvée pour permettre une comparaison.

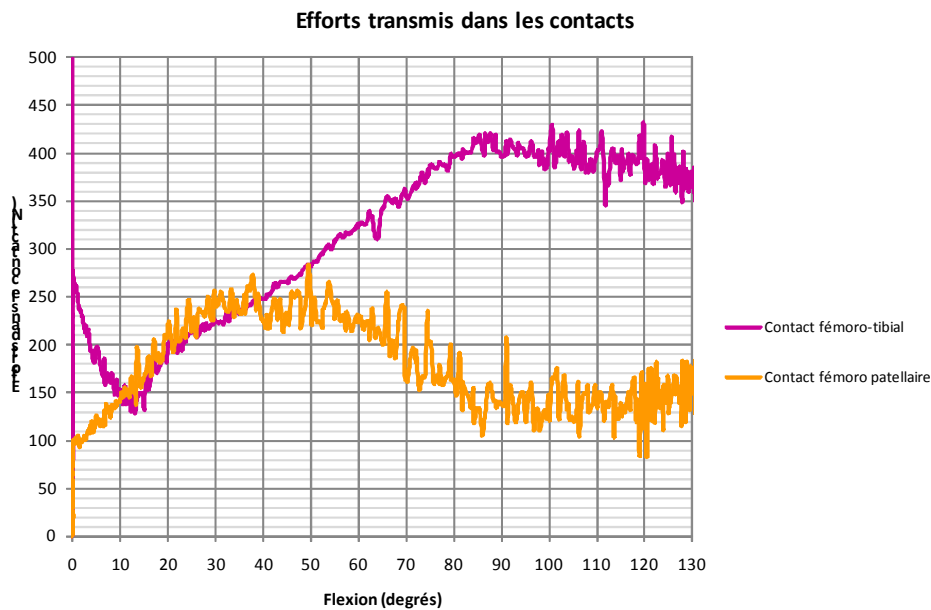
La courbe ci-dessous regroupe les deux faisceaux de chaque structure ligamentaire et présente l'effort transmis dans la structure fémoro-patellaire médiale et l'effort transmis dans la structure fémoro-patellaire latérale.



Aucune courbe issue de la bibliographie n'a été trouvée pour permettre une comparaison.

Effets sur les efforts de contact fémoro-tibiaux et fémoro-patellaires

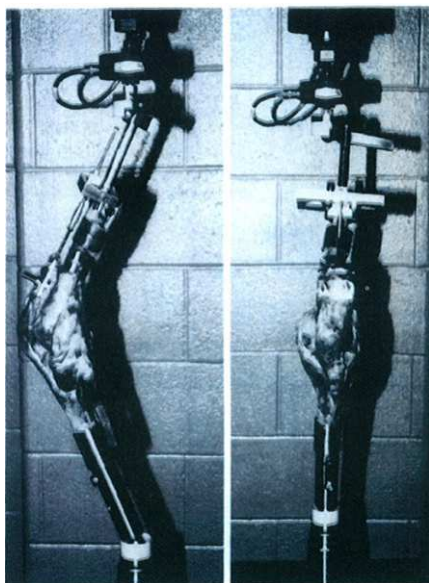
Le graphique ci-dessous trace les efforts fémoro-patellaires et fémoro-tibiaux pendant le mouvement de flexion du genou.



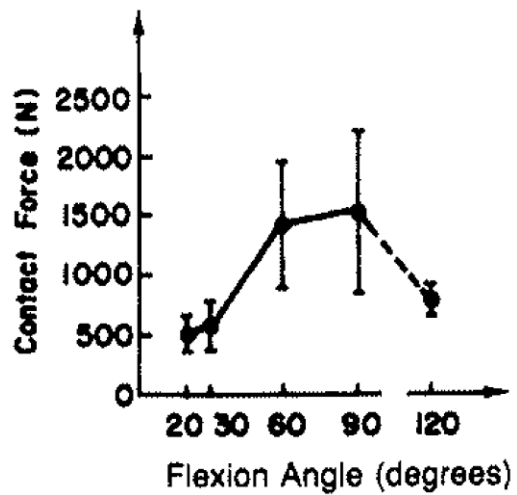
Aucune courbe issue de la bibliographie n'a été trouvée pour permettre une comparaison.

Les travaux de Huberti [25], essaient de quantifier les surfaces de contact fémoro-patellaires et les efforts transmis.

La photo ci-dessous décrit le montage de Huberti [25] :



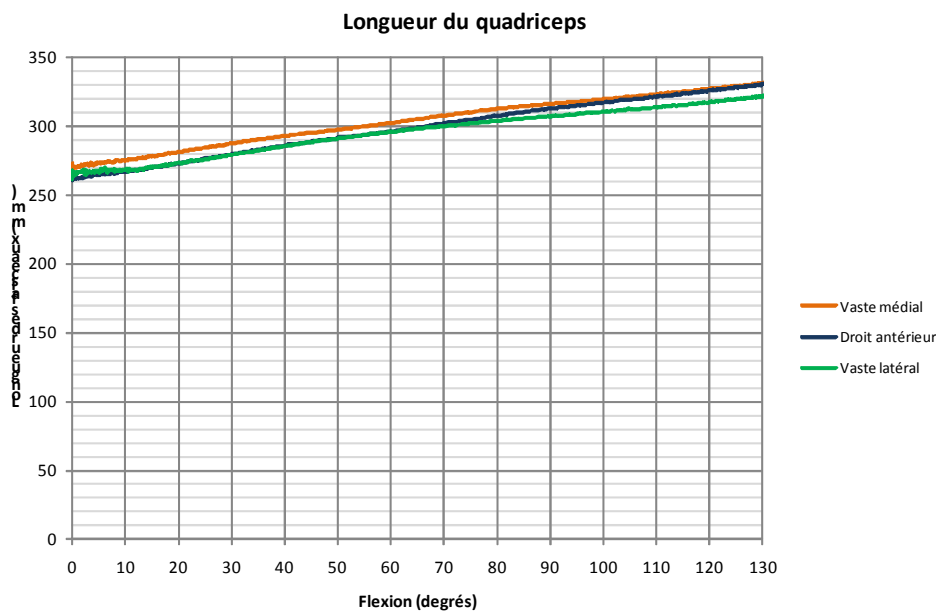
Huberti [25] obtient la courbe d'effort fémoro-patellaire suivante :



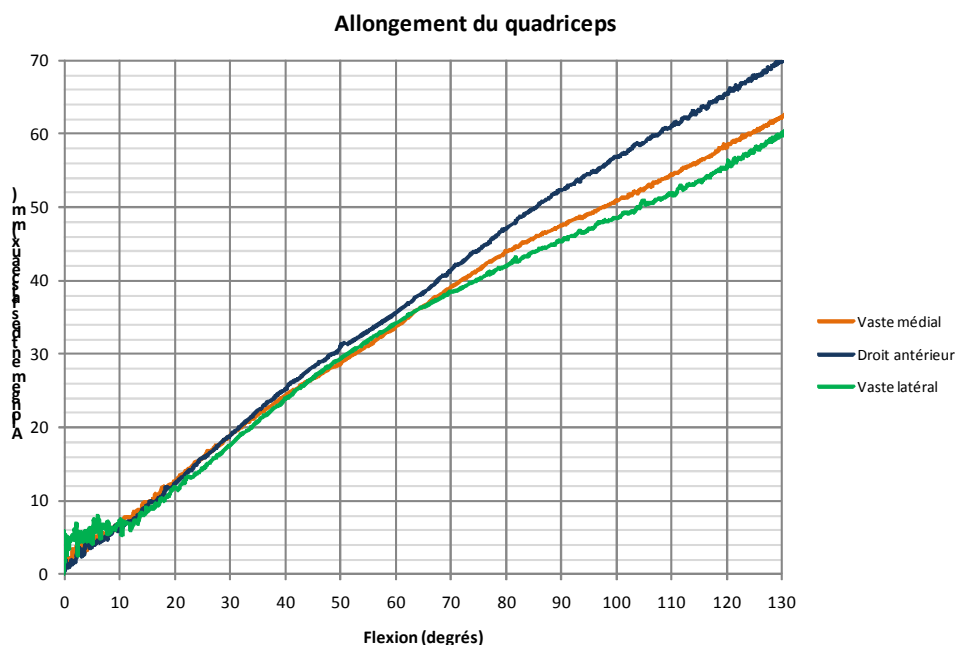
Les valeurs représentées sont bien plus importantes que celles que la modélisation a calculées. Les conditions aux limites du montage de Huberti [25] semblent plus sévères que celles de la modélisation. La flexion est passive, mais le tibia semble s'incliner.

Effets sur les efforts dans le muscle quadriceps

Le graphique ci-dessous trace la longueur du vaste médial, du droit antérieur et du vaste latéral pendant le mouvement de flexion du genou.



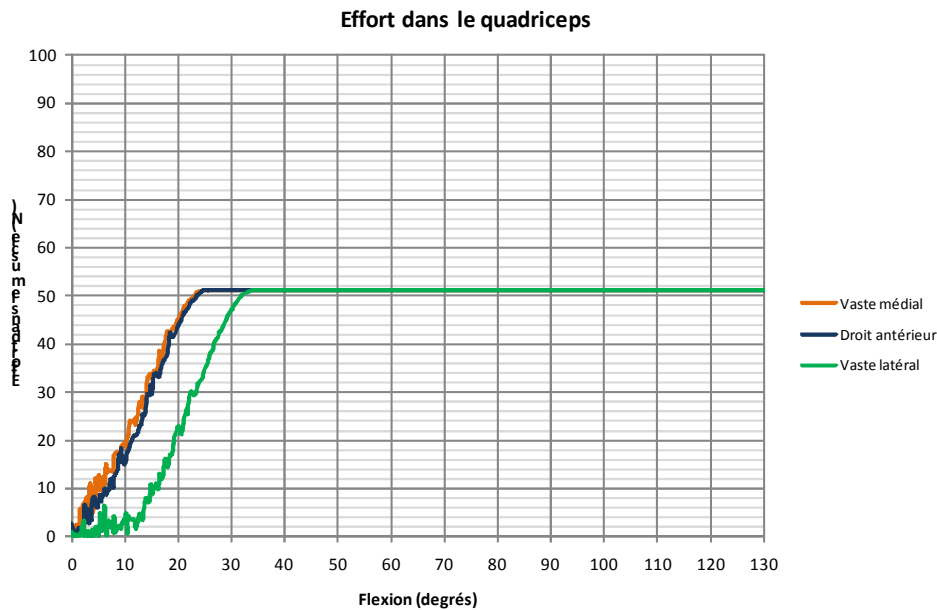
Le graphique ci-dessous trace la variation de longueur du vaste médial, du droit antérieur et du vaste latéral pendant le mouvement de flexion du genou.



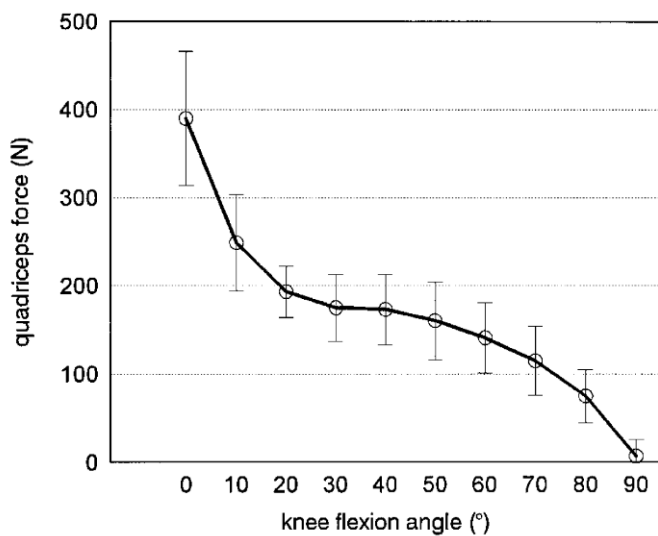
Si le graphique peut paraître semblable aux autres, il faut noter l'amplitude de la variation de longueur. Cette amplitude est bien plus importante que les autres structures (plus de 60mm).

Aucune courbe issue de la bibliographie n'a été trouvée pour permettre une comparaison.

Le graphique ci-dessous trace l'effort transmis dans le vaste médial, le droit antérieur et le vaste latéral pendant le mouvement de flexion du genou.



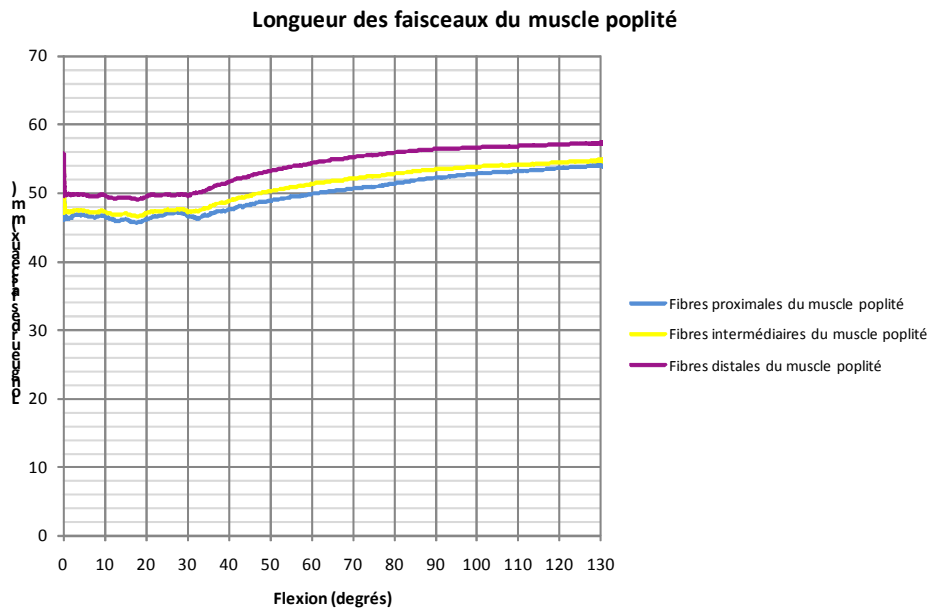
Rupp [71] a mesuré l'effort exercé dans le quadriceps lors d'un mouvement de flexion retenu par le quadriceps. L'effort est de 400N en extension et descend jusqu'à 0N à 90°.



L'effort mesuré dans la simulation est principalement limité par la loi de comportement. En effet, pour un allongement supérieur à 16mm, l'effort est limité à 51N par faisceau soit 153N pour l'ensemble du quadriceps. Cette valeur correspond approximativement au palier des travaux de Rupp [72] observé entre 30° et 50° de flexion.

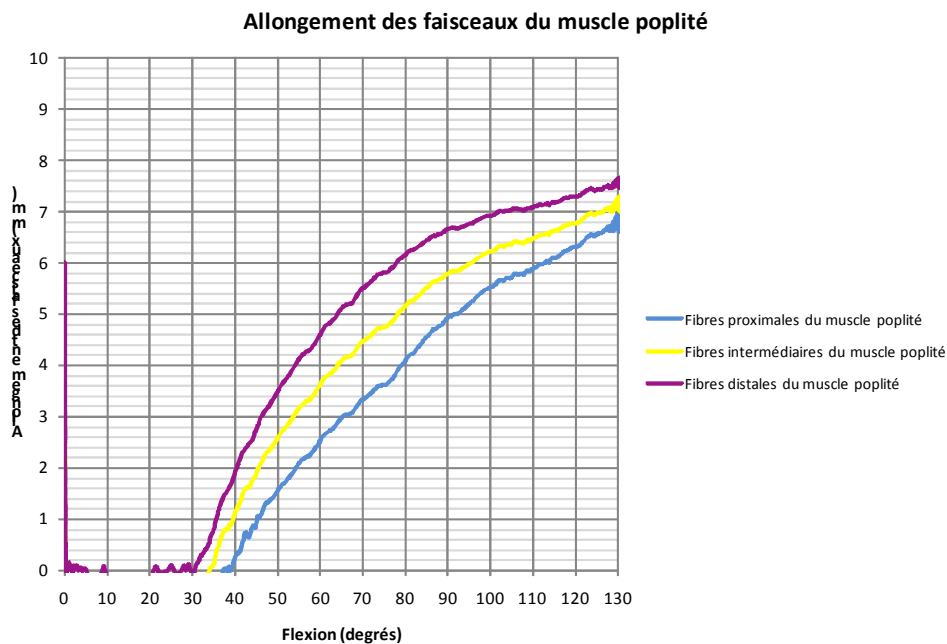
Effets sur les efforts dans le muscle poplité

Le graphique ci-dessous trace la longueur des trois faisceaux du muscle poplité pendant le mouvement de flexion du genou.



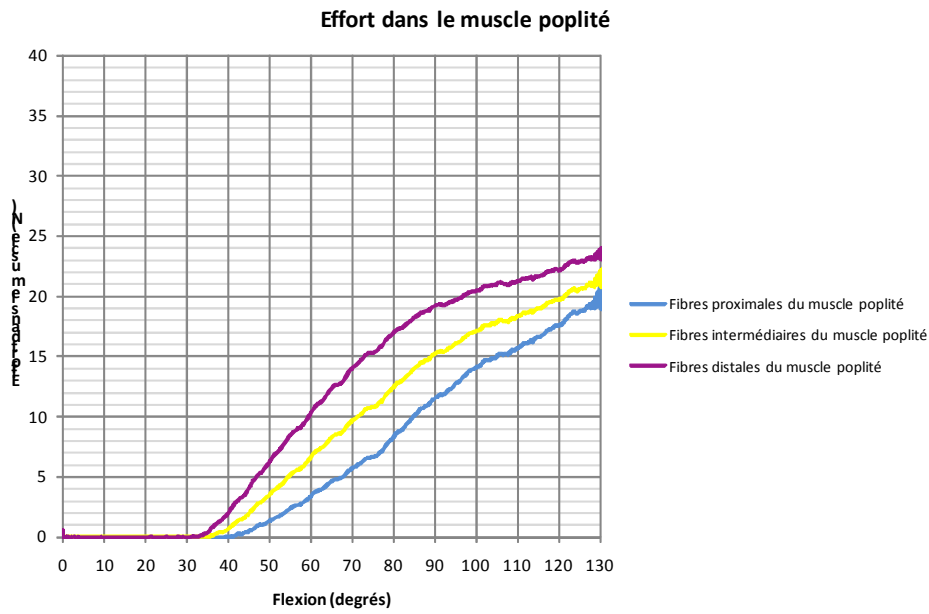
Le graphique ci-dessous trace la variation de longueur des trois faisceaux du muscle poplité pendant le mouvement de flexion du genou.

Aucune courbe issue de la bibliographie n'a été trouvée pour permettre une comparaison.



Aucune courbe issue de la bibliographie n'a été trouvée pour permettre une comparaison.

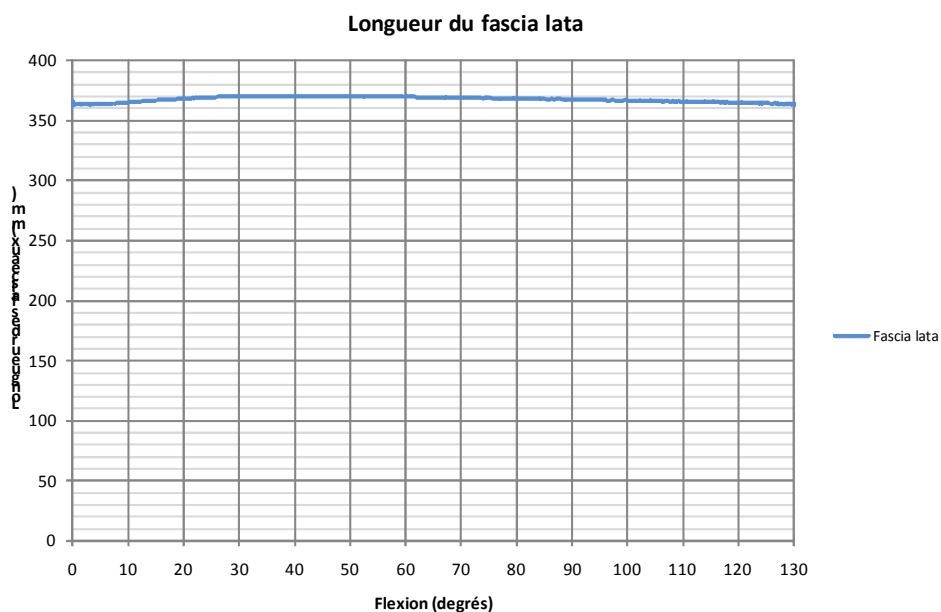
Le graphique ci-dessous trace l'effort transmis dans les trois faisceaux du muscle poplité pendant le mouvement de flexion du genou.



Aucune courbe issue de la bibliographie n'a été trouvée pour permettre une comparaison.

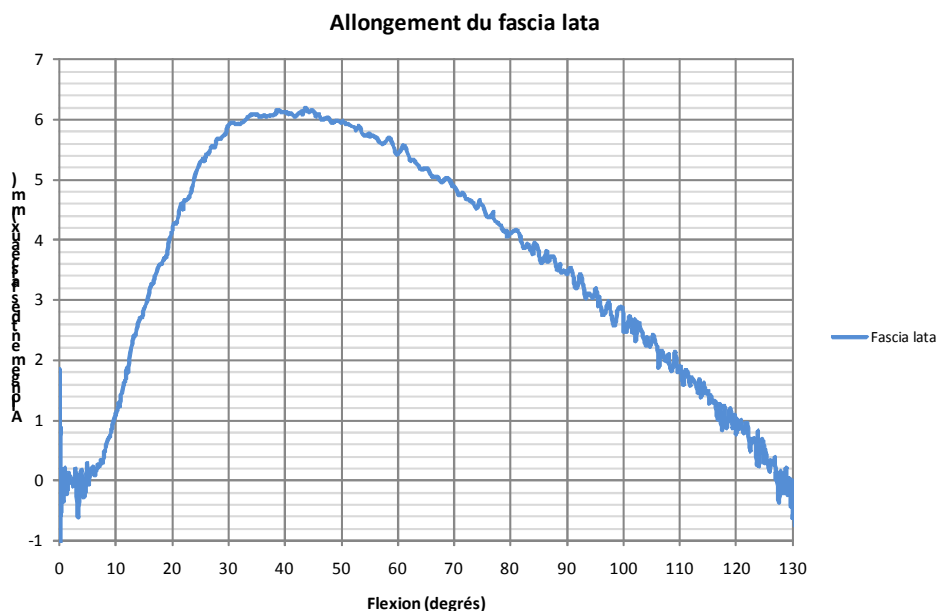
Effets sur les efforts dans le muscle Fascia-lata

Le graphique ci-dessous trace la longueur du muscle Fascia-lata pendant le mouvement de flexion du genou.



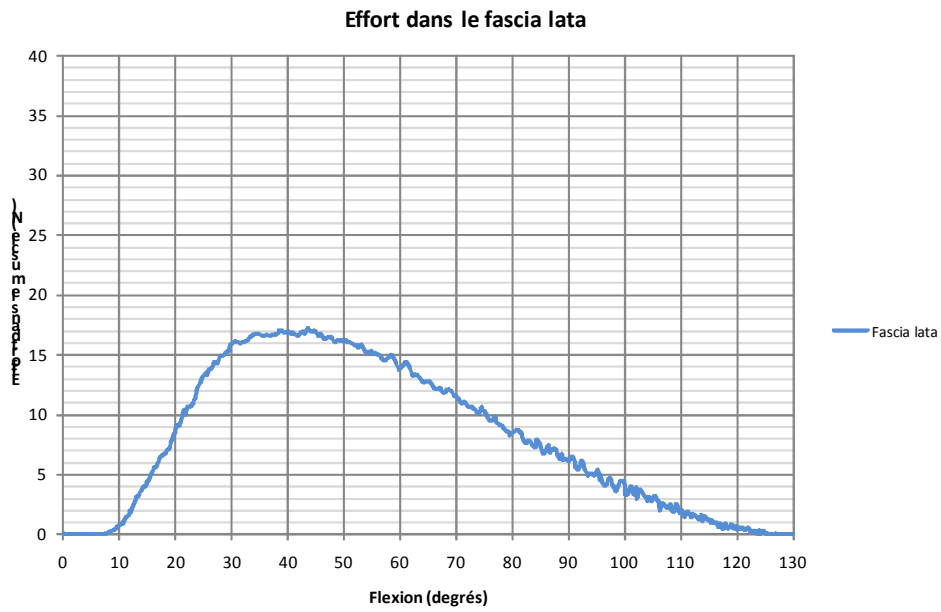
Le graphique ci-dessous trace la variation de longueur du muscle Fascia-lata pendant le mouvement de flexion du genou.

Aucune courbe issue de la bibliographie n'a été trouvée pour permettre une comparaison.



Aucune courbe issue de la bibliographie n'a été trouvée pour permettre une comparaison.

Le graphique ci-dessous trace l'effort transmis dans le muscle Fascia-lata pendant le mouvement de flexion du genou.



Aucune courbe issue de la bibliographie n'a été trouvée pour permettre une comparaison.

Quatrième partie :
Influence des paramètres

Méthodologie utilisée

L'objectif est d'observer l'influence de différents paramètres sur la cinématique du genou et sur les efforts transmis dans les ligaments et dans les contacts. Le modèle 01-01-2011 est utilisé comme modèle de référence. Les tensions des ligaments ont été modifiées par rapport aux tensions initiales du modèle 01-01-2011. Pour chaque ligament et chaque tendon, des variations de longueurs initiales sont réalisées. Les ligaments et tendons ont été tendus et détendus. La convention de signe suivante a été utilisée. Une augmentation de la tension initiale a été notée de manière positive. Une diminution de la tension initiale a été notée de manière négative.

Tous les ligaments et tendons du modèle ont été raccourcis (augmentation de la tension initiale) et détendus (diminution de la tension initiale).

L'influence des ligaments et tendons a été évaluée dans la globalité et par faisceau.

Lorsque l'influence d'un ligament ou d'un tendon est évaluée dans la globalité, tous les faisceaux du ligament ont été allongés ou détendus de la même valeur millimétrique : 1mm et 2mm.

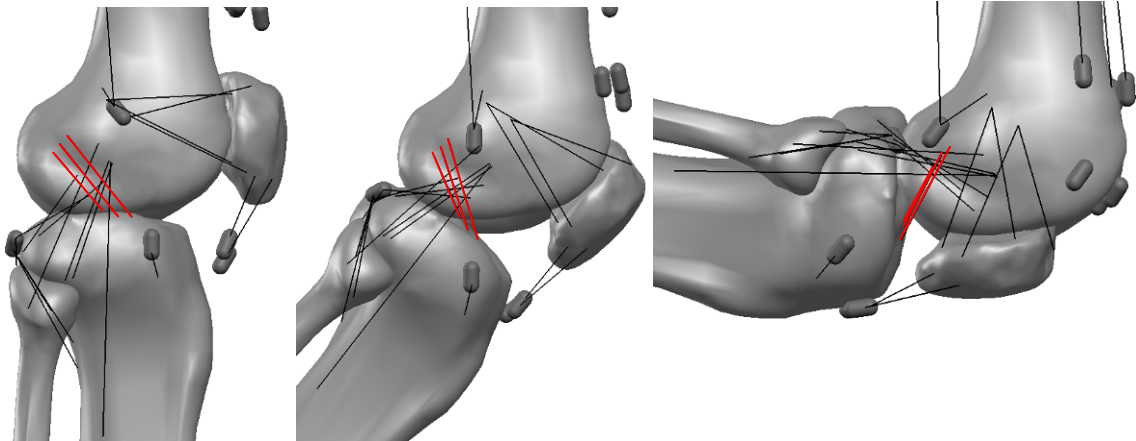
Lorsque l'influence d'un seul faisceau a été évaluée, seul le faisceau considéré a été allongé ou détendu de 2mm et 4mm.

Influence du LCA

Le rôle du LCA est analysé tout d'abord dans sa globalité puis détaillé faisceau par faisceau.

Influence du LCA (dans sa globalité : trois faisceaux ensemble)

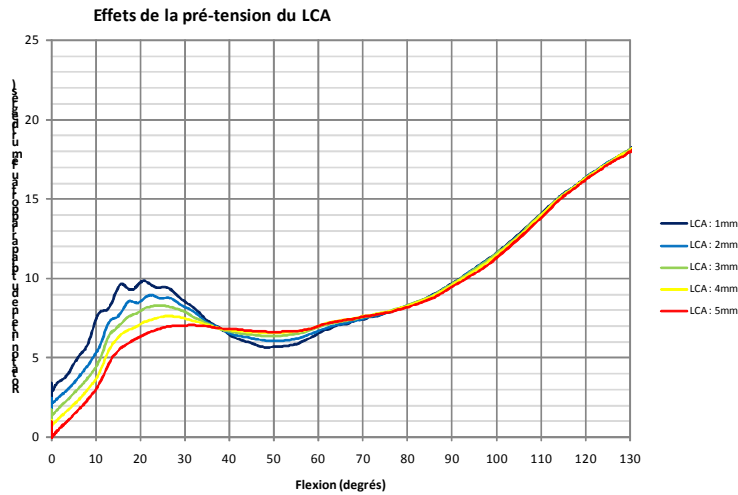
Les faisceaux du LCA relient les insertions proximales situées sur la face médiale du condyle latéral et les insertions distales situées en avant du massif des épines tibiales. La direction globale des trois faisceaux s'oppose à une avancée relative du tibia par rapport au fémur.



L'influence du LCA sur la cinématique du genou a été observée à l'aide de cinq modèles. Le modèle 01-01-2011 sert de référence. Les résultats de ce modèle ont été décrits précédemment. Le tableau ci-dessous décrit les variations réalisées à partir de ce modèle :

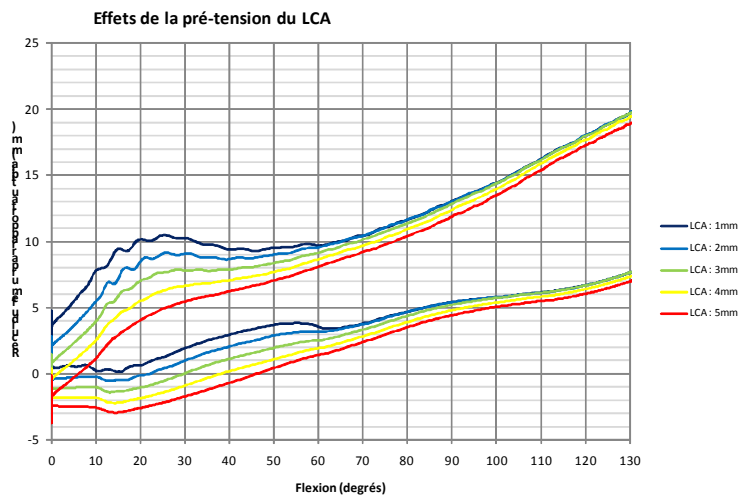
	Faisceau antéro-médial	Faisceau intermédiaire	Faisceau postéro-latéral
Modèle 11-03-2011	0.5 mm	1 mm	1 mm
Modèle 12-03-2011	1.5 mm	2 mm	2 mm
Modèle 01-01-2011	2.5 mm	3 mm	3 mm
Modèle 13-03-2011	3.5 mm	4 mm	4 mm
Modèle 14-03-2011	4.5 mm	5 mm	5 mm

La tension du LCA a globalement un effet important d'avancée du fémur par rapport au tibia et un effet modéré de rotation externe du tibia par rapport au fémur.



Une variation de la tension du LCA de 4mm a pour effet un écart maximum de rotation du tibia par rapport au fémur de 4.5°. Ce maximum est atteint entre 15° et 20° de flexion.

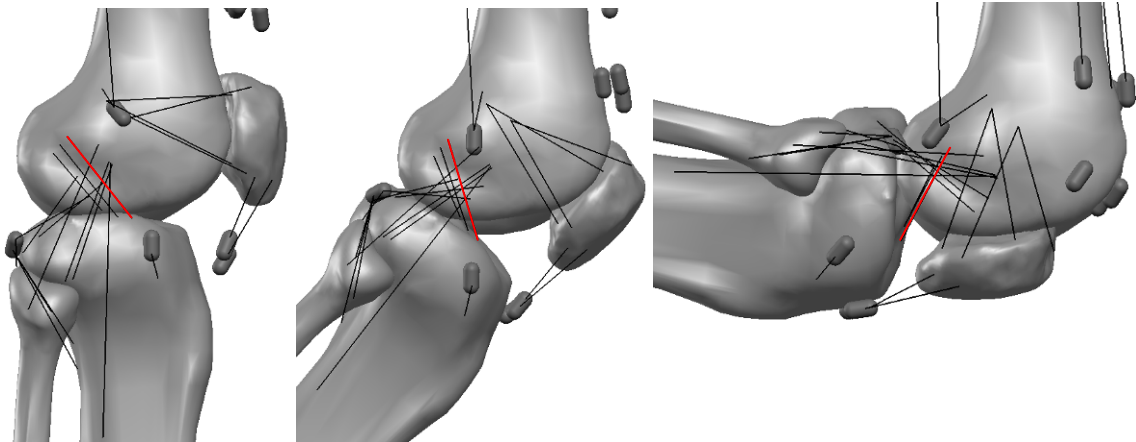
Sur la plage de flexion de 0° à 38°, la tension du LCA diminue la rotation interne du tibia par rapport au fémur. Sur la plage de 38° à 75°, la tension du LCA augmente faiblement la rotation interne du tibia par rapport au fémur.



La variation de la tension du LCA de 4mm a aussi pour effet un écart maximum de recul du fémur par rapport au tibia de 4,8mm. Cet écart est quasiment constant pendant les 40 premiers degrés de flexion. Au-delà de 40°, l'effet du LCA diminue jusqu'à 1°.

Influence du faisceau antéro-médial du LCA

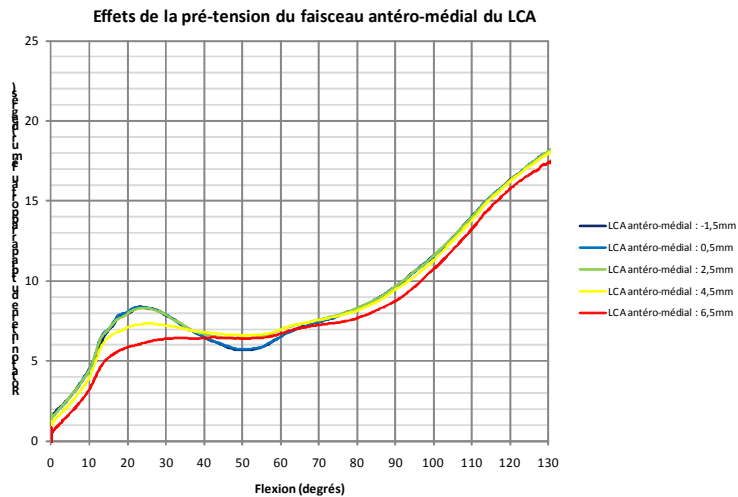
Le faisceau antéro-médial du LCA relie l'insertion proximale la plus antérieure et la plus médiale sur la face médiale du condyle latéral et l'insertion distale la plus antérieure et la plus médiale située en avant du massif des épines tibiales.



L'influence du faisceau antéro-médial du LCA sur la cinématique du genou a été observée à l'aide de cinq modèles. Le modèle 01-01-2011 sert de référence. Les résultats de ce modèle ont été décrits précédemment. Le tableau ci-dessous décrit les variations réalisées à partir de ce modèle :

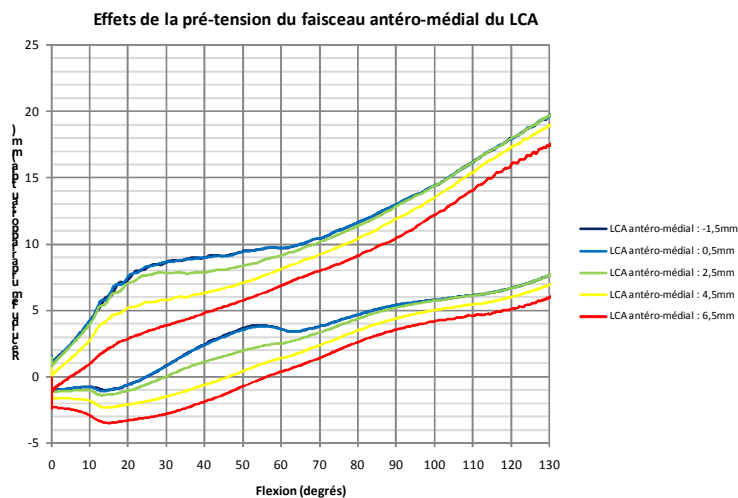
	Faisceau antéro-médial	Faisceau intermédiaire	Faisceau postéro-latéral
Modèle 02-01-2011	-1.5 mm	3 mm	3 mm
Modèle 03-01-2011	0.5 mm	3 mm	3 mm
Modèle 01-01-2011	2.5 mm	3 mm	3 mm
Modèle 04-01-2011	4.5 mm	3 mm	3 mm
Modèle 05-01-2011	6.5 mm	3 mm	3 mm

La tension du faisceau antéro-médial du LCA a globalement un effet important d'avancée du fémur par rapport au tibia et un effet modéré de rotation externe du tibia par rapport au fémur.



Une variation de la tension du faisceau antéro-médial du LCA de 8mm a pour effet un écart maximum de rotation du tibia par rapport au fémur de 2,4°. Ce maximum est atteint entre 20° et 25° de flexion.

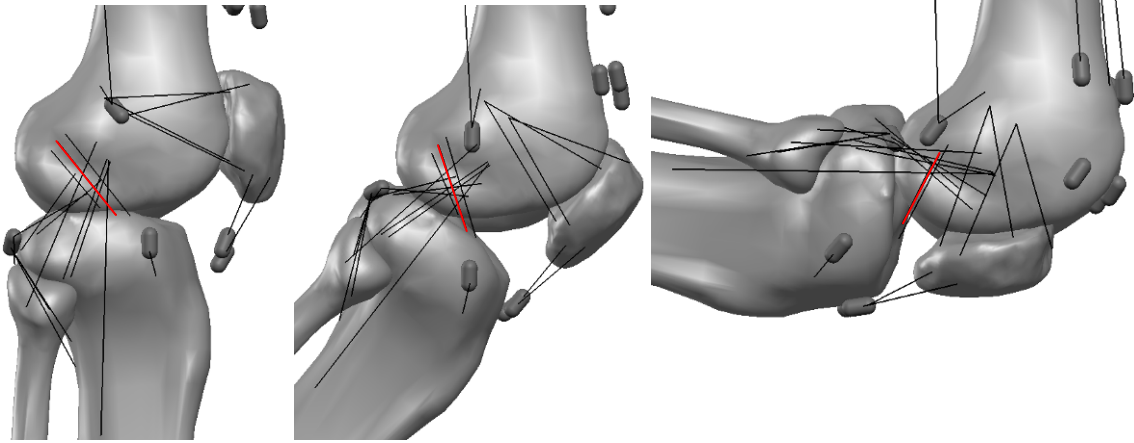
Sur la plage de flexion de 0° à 40°, la tension du faisceau antéro-médial du LCA diminue la rotation interne du tibia par rapport au fémur.



La variation de la tension du faisceau antéro-médial du LCA de 8mm a aussi pour effet une avancée du fémur par rapport au tibia. L'écart maximum est de 4,4mm. Cet écart est quasiment constant pendant les 70 premiers degrés de flexion. Au-delà de 70°, l'effet du faisceau antéro-médial diminue de moitié.

Influence du faisceau intermédiaire du LCA

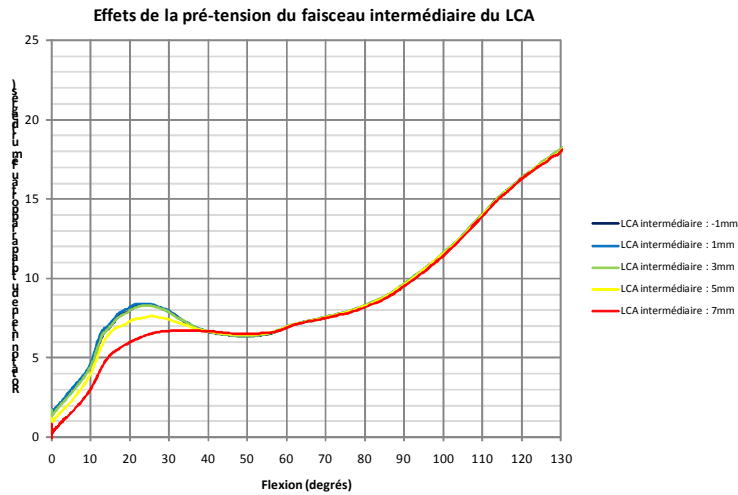
Le faisceau intermédiaire du LCA relie l'insertion proximale médiane sur la face médiale du condyle latéral et l'insertion distale médiane située en avant du massif des épines tibiales.



L'influence du faisceau intermédiaire du LCA sur la cinématique du genou a été observée à l'aide de cinq modèles. Le modèle 01-01-2011 sert de référence. Les résultats de ce modèle ont été décrits précédemment. Le tableau ci-dessous décrit les variations réalisées à partir de ce modèle :

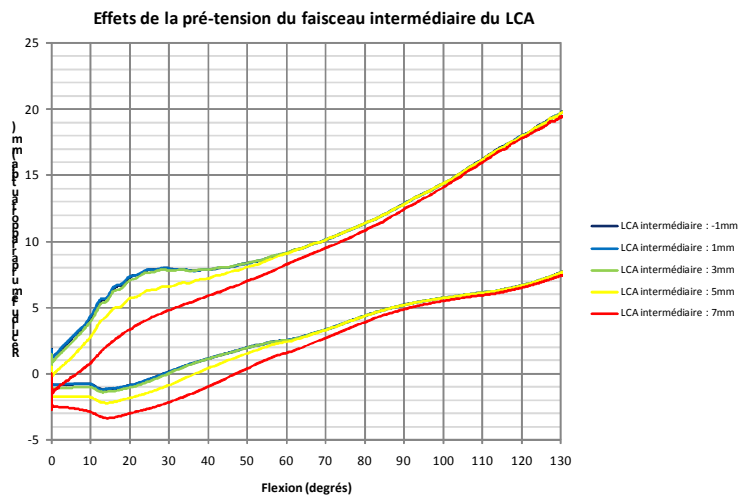
	Faisceau antéro-médial	Faisceau intermédiaire	Faisceau postéro-latéral
Modèle 06-01-2011	2.5 mm	-1 mm	3 mm
Modèle 07-01-2011	2.5 mm	1 mm	3 mm
Modèle 01-01-2011	2.5 mm	3 mm	3 mm
Modèle 08-01-2011	2.5 mm	5 mm	3 mm
Modèle 09-01-2011	2.5 mm	7 mm	3 mm

La tension du faisceau intermédiaire du LCA a globalement un effet modéré d'avancée du fémur par rapport au tibia et un faible effet de rotation externe du tibia par rapport au fémur.



Une variation de la tension du faisceau intermédiaire du LCA de 8mm a pour effet un écart maximum de rotation du tibia par rapport au fémur de 2,2°. Ce maximum est atteint entre 20° et 25° de flexion.

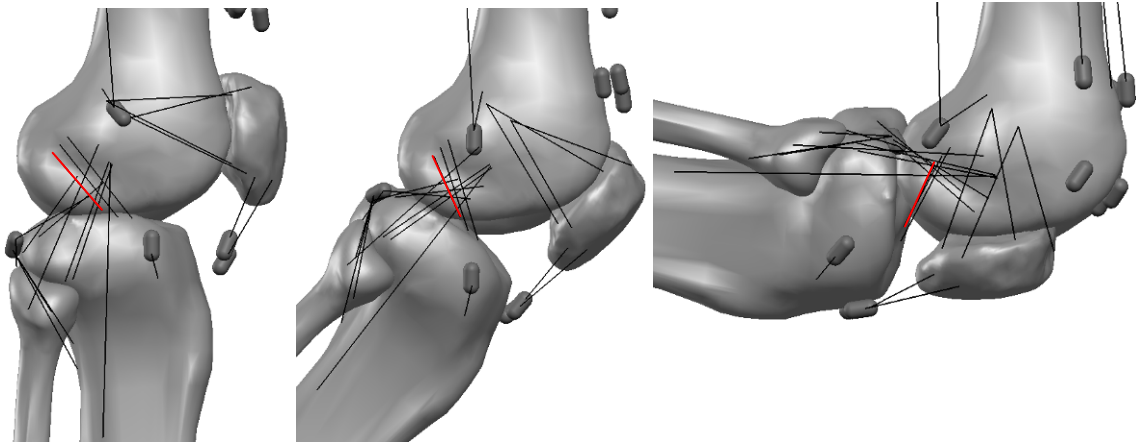
Sur la plage de flexion de 0° à 40°, la tension du faisceau intermédiaire du LCA diminue légèrement la rotation interne du tibia par rapport au fémur.



La variation de la tension du faisceau intermédiaire du LCA de 8mm a aussi pour effet une avancée du fémur par rapport au tibia. L'écart maximum est de 3.1mm. Cet écart est maximum vers 20° de flexion et diminue jusqu'à la flexion maximale du genou.

Influence du faisceau postéro-latéral du LCA

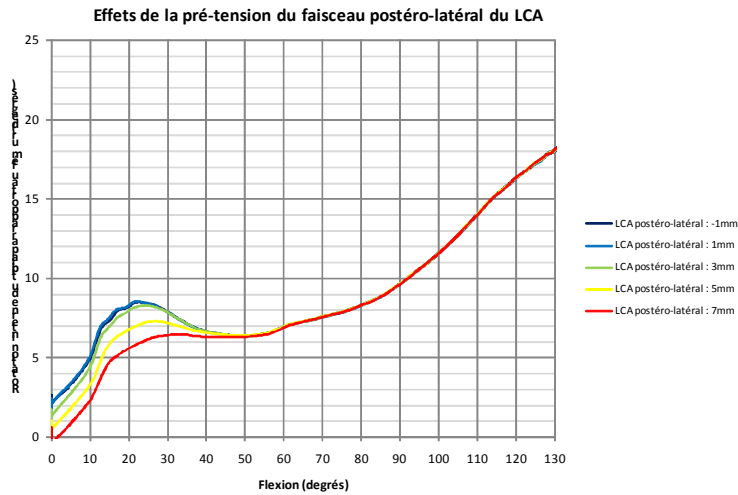
Le faisceau postéro-latéral du LCA relie l'insertion proximale la plus postérieure et la plus latérale sur la face médiale du condyle latéral et l'insertion distale la plus postérieure et la plus latérale située en avant du massif des épines tibiales.



L'influence du faisceau postéro-médial du LCA sur la cinématique du genou a été observée à l'aide de cinq modèles. Le modèle 01-01-2011 sert de référence. Les résultats de ce modèle ont été décrits précédemment. Le tableau ci-dessous décrit les variations réalisées à partir de ce modèle :

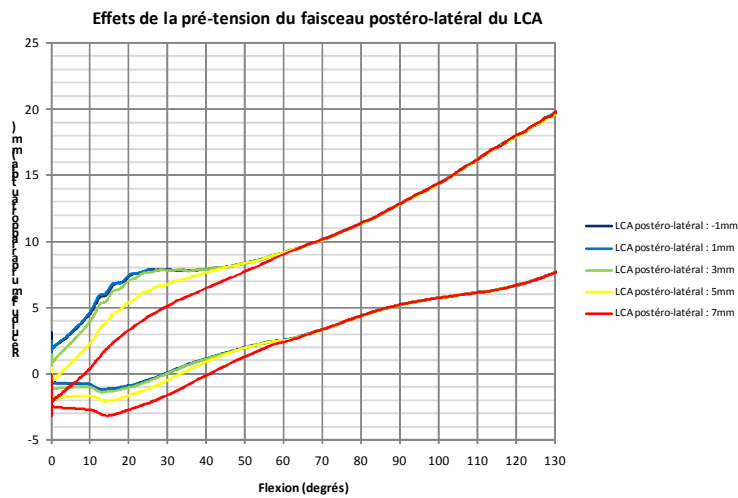
	Faisceau antéro-médial	Faisceau intermédiaire	Faisceau postéro-latéral
Modèle 10-01-2011	2.5 mm	3 mm	-1 mm
Modèle 11-01-2011	2.5 mm	3 mm	1 mm
Modèle 01-01-2011	2.5 mm	3 mm	3 mm
Modèle 12-01-2011	2.5 mm	3 mm	5 mm
Modèle 13-01-2011	2.5 mm	3 mm	7 mm

La tension du faisceau postéro-latéral du LCA a globalement un effet modéré d'avancée du fémur par rapport au tibia et un effet modéré de rotation externe du tibia par rapport au fémur.



Une variation de la tension du faisceau postéro-latéral du LCA de 8mm a pour effet un écart maximum de rotation du tibia par rapport au fémur de 4.3°. Ce maximum est atteint entre 20° et 25° de flexion.

Sur la plage de flexion de 0° à 50°, la tension du faisceau postéro-latéral du LCA diminue la rotation interne du tibia par rapport au fémur.



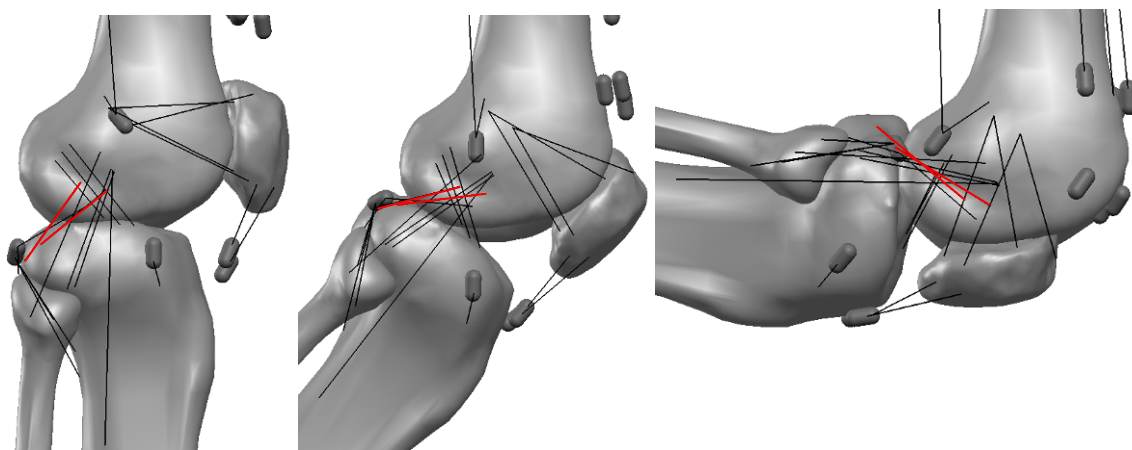
La variation de la tension du faisceau postéro-latéral du LCA de 8mm a aussi pour effet une avancée du fémur par rapport au tibia. L'écart maximum est de 3.4mm. Cet écart est maximum vers 15° de flexion et diminue jusqu'à 68° de flexion. Au-delà de 68° de flexion, l'écart est nul.

Influence du LCP

Le rôle du LCP est analysé tout d'abord dans sa globalité puis détaillé faisceau par faisceau.

Influence du LCP (deux faisceaux ensemble)

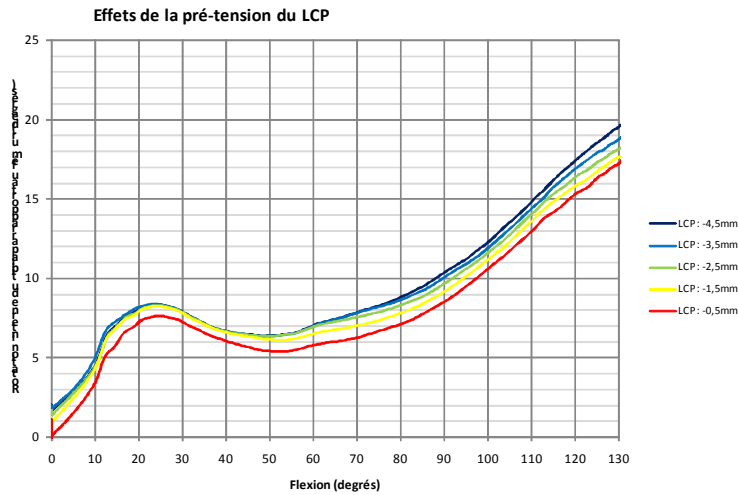
Les faisceaux du LCP relient les insertions proximales situées sur la face latérale du condyle médial et les insertions distales situées sur la surface rétro-spinale au milieu du plateau tibial. La direction globale des deux faisceaux s'oppose à un recul relatif du tibia par rapport au fémur.



L'influence du LCP sur la cinématique du genou a été observée à l'aide de cinq modèles. Le modèle 01-01-2011 sert de référence. Les résultats de ce modèle ont été décrits précédemment. Le tableau ci-dessous décrit les variations réalisées à partir de ce modèle :

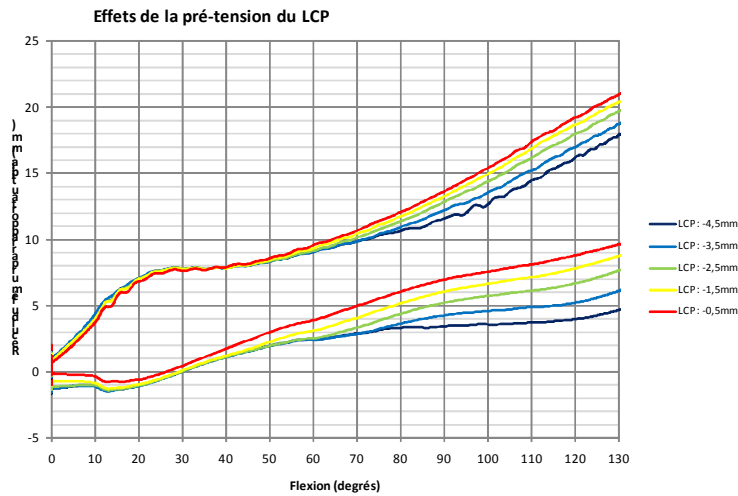
	Faisceau antéro-latéral	Faisceau postéro-médial
Modèle 15-03-2011	-6.5 mm	-3 mm
Modèle 16-03-2011	-5.5 mm	-2 mm
Modèle 01-01-2011	-4.5 mm	-1 mm
Modèle 17-03-2011	-3.5 mm	0 mm
Modèle 18-03-2011	-2.5 mm	1 mm

La tension du LCP a globalement un effet important de rotation externe du tibia par rapport au fémur et un effet important de recul du fémur par rapport au tibia.



Une variation de la tension du LCP de 4mm a pour effet un écart maximum de rotation du tibia par rapport au fémur de 2.4°. Ce maximum est quasiment constant tout au long du mouvement de flexion du genou.

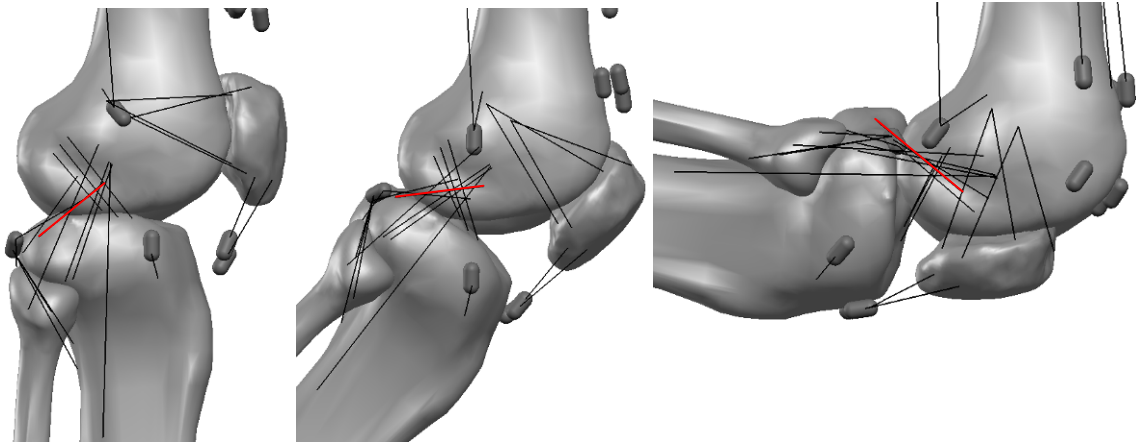
Sur toute la plage de flexion, la tension du LCP diminue la rotation interne du tibia par rapport au fémur.



La variation de la tension du LCP de 4mm a aussi pour effet un recul du fémur par rapport au tibia. L'écart maximum est de 4,0mm. Cet écart est inférieur à 1° pendant les 40 premiers degrés de flexion. Au-delà de 40°, l'effet du LCP augmente jusqu'à son maximum.

Influence du faisceau antéro-latéral du LCP

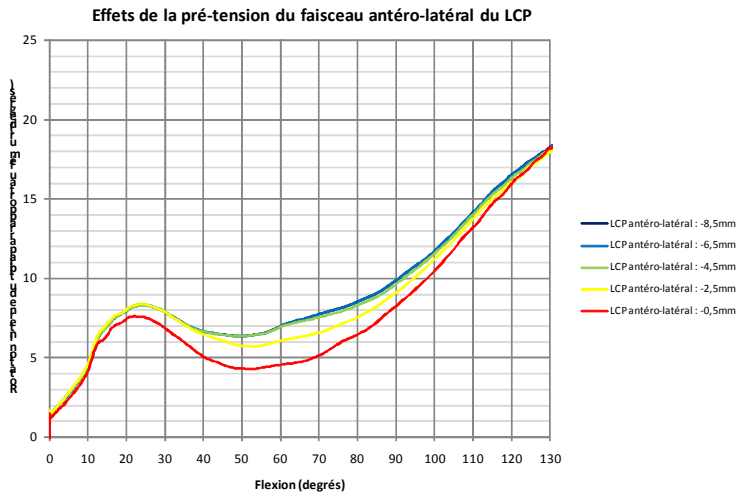
Le faisceau antéro-latéral du LCP relie l'insertion proximale la plus antérieure et la plus latérale située sur la face latérale du condyle médial et l'insertion distale la plus antérieure et la plus latérale située sur la surface rétro-spinale au milieu du plateau tibial.



L'influence du faisceau antéro-latéral du LCP sur la cinématique du genou a été observée à l'aide de cinq modèles. Le modèle 01-01-2011 sert de référence. Les résultats de ce modèle ont été décrits précédemment. Le tableau ci-dessous décrit les variations réalisées à partir de ce modèle :

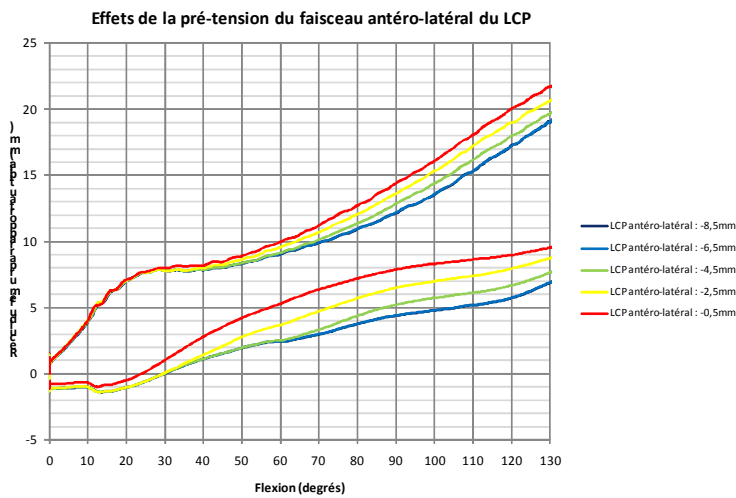
	Faisceau antéro-latéral	Faisceau postéro-médial
Modèle 14-01-2011	-8.5 mm	-1 mm
Modèle 15-01-2011	-6.5 mm	-1 mm
Modèle 01-01-2011	-4.5 mm	-1 mm
Modèle 16-01-2011	-2.5 mm	-1 mm
Modèle 17-01-2011	-0.5 mm	-1 mm

La tension du faisceau antéro-latéral du LCP a globalement un effet modéré de rotation externe du tibia par rapport au fémur et un effet modéré de recul du fémur par rapport au tibia.



Une variation de la tension du faisceau antéro-latéral du LCP de 8mm a pour effet un écart maximum de rotation du tibia par rapport au fémur de 2.7°. Ce maximum est atteint entre 50° et 60° de flexion.

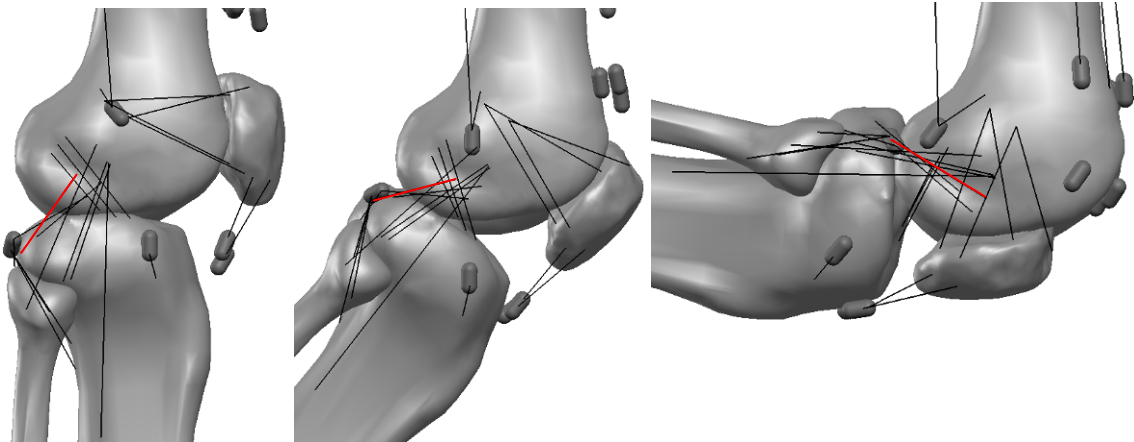
Sur toute la plage de flexion, la tension du faisceau antéro-latéral du LCP diminue la rotation interne du tibia par rapport au fémur.



La variation de la tension du faisceau antéro-latéral du LCP de 8mm a aussi pour effet un recul du fémur par rapport au tibia. L'écart maximum est de 3.1mm. Cet écart est maximum entre 90° et 100° de flexion.

Influence du faisceau postéro-médial du LCP

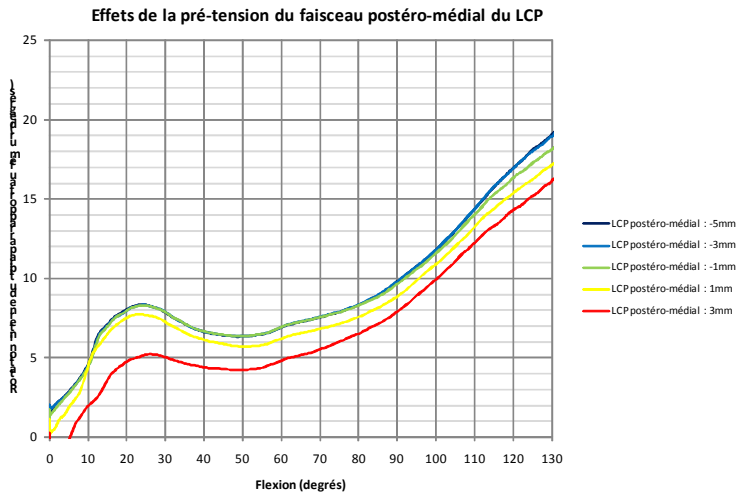
Le faisceau postéro-médial du LCP relie l'insertion proximale la plus postérieure et la plus médiale située sur la face latérale du condyle médial et l'insertion distale la plus postérieure et la plus médiale située sur la surface rétro-spinale au milieu du plateau tibial.



L'influence du faisceau postéro-médial du LCP sur la cinématique du genou a été observée à l'aide de cinq modèles. Le modèle 01-01-2011 sert de référence. Les résultats de ce modèle ont été décrits précédemment. Le tableau ci-dessous décrit les variations réalisées à partir de ce modèle :

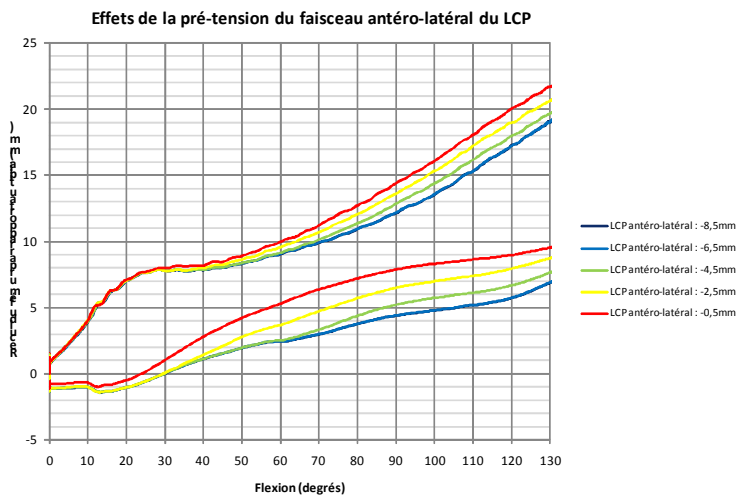
	Faisceau antéro-latéral	Faisceau postéro-médial
Modèle 18-01-2011	-4.5 mm	-5 mm
Modèle 19-01-2011	-4.5 mm	-3 mm
Modèle 01-01-2011	-4.5 mm	-1 mm
Modèle 20-01-2011	-4.5 mm	1 mm
Modèle 21-01-2011	-4.5 mm	3 mm

La tension du faisceau postéro-médial du LCP a globalement un effet important de rotation externe du tibia par rapport au fémur et un effet modéré de recul du fémur par rapport au tibia.



Une variation de la tension du faisceau postéro-médial du LCP de 8mm a pour effet un écart maximum de rotation du tibia par rapport au fémur de 5.2°. Ce maximum est atteint entre 20° et 30° de flexion.

Sur toute la plage de flexion, la tension du faisceau postéro-médial du LCP diminue la rotation interne du tibia par rapport au fémur.



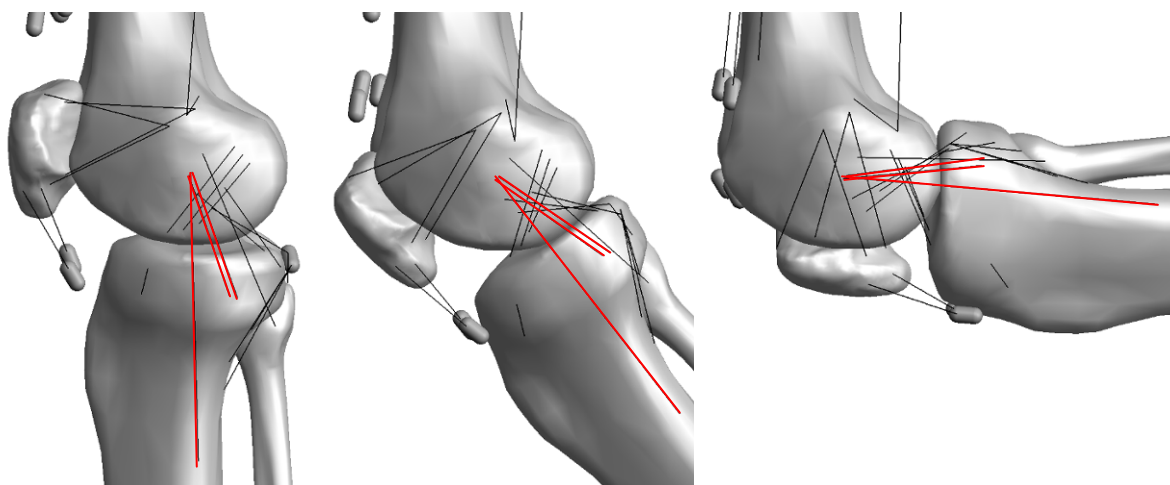
La variation de la tension du faisceau postéro-médial du LCP de 8mm a aussi pour effet un recul du fémur par rapport au tibia. L'écart maximum est de 3.1mm. Cet écart est croissant jusqu'à 130° de flexion.

Influence du LCM

Le rôle du LCM est analysé tout d'abord dans sa globalité puis détaillé faisceau par faisceau.

Influence du LCM (trois faisceaux ensemble)

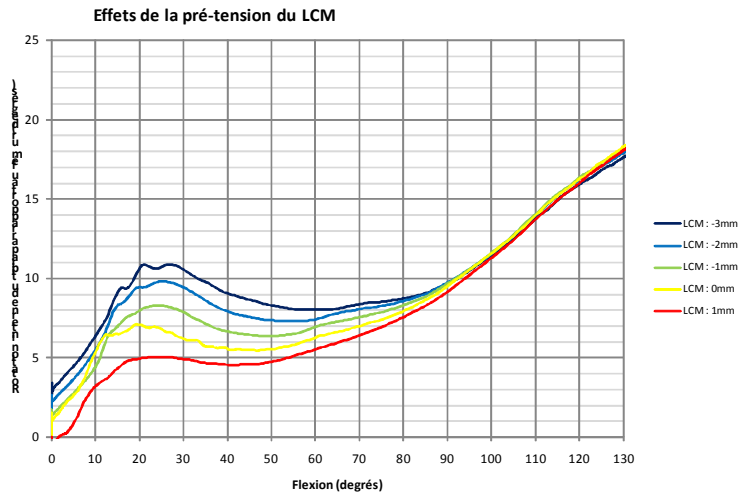
Les faisceaux du LCM relient les insertions proximales situées proches de l'épicondyle médial et les insertions distales situées à deux niveaux sur le tibia. Les insertions tibiales des faisceaux superficiels du LCM sont proximales (environ 2cm sous l'interligne articulaire), alors que l'insertion tibiale du faisceau profond du LCM est plus distale (environ 7cm sous l'interligne).



L'influence du LCM sur la cinématique du genou a été observée à l'aide de cinq modèles. Le modèle 01-01-2011 sert de référence. Les résultats de ce modèle ont été décrits précédemment. Le tableau ci-dessous décrit les variations réalisées à partir de ce modèle :

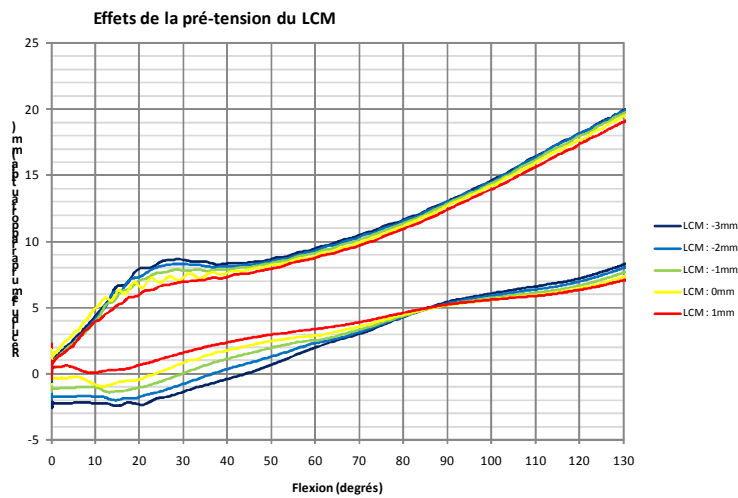
	Faisceau profond	Faisceau superficiel antérieur	Faisceau superficiel postérieur
Modèle 19-03-2011	-3 mm	-3.5 mm	-2 mm
Modèle 20-03-2011	-2 mm	-2.5 mm	-1 mm
Modèle 01-01-2011	-1 mm	-1.5 mm	0 mm
Modèle 21-03-2011	0 mm	-0.5 mm	1 mm
Modèle 22-03-2011	1 mm	0.5 mm	2 mm

La tension du LCM a globalement un effet important de rotation externe du tibia par rapport au fémur et un effet modéré de recul du fémur par rapport au tibia.



Une variation de la tension du LCM de 4mm a pour effet un écart maximum de rotation du tibia par rapport au fémur de 5.2°. Ce maximum est atteint entre 20° et 30° de flexion et diminue après 30° de flexion pour devenir nul à partir de 110° de flexion du genou.

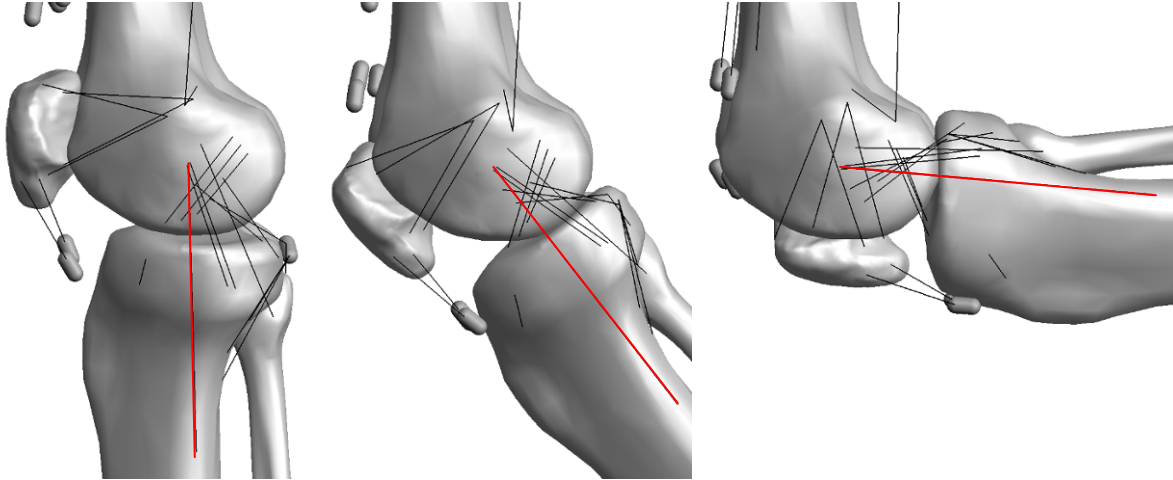
Sur la plage de flexion de 0° à 110°, la tension du LCM diminue la rotation interne du tibia par rapport au fémur.



La variation de la tension du LCM de 4mm augmente le recul du fémur par rapport au tibia sur la plage de flexion de 0° à 69° et diminue faiblement le recul du fémur par rapport au tibia sur la plage de flexion de 69° à 130°. L'avancée relative maximum est de 1.5mm et le recul relatif maximum est de 1.1mm.

Influence du faisceau profond du LCM

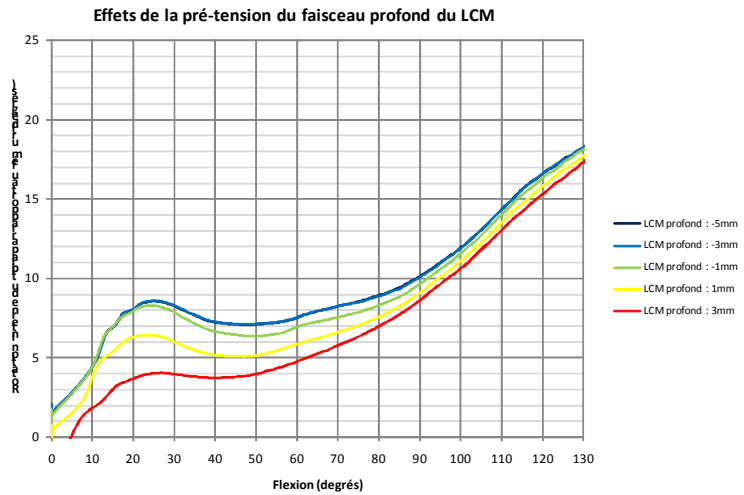
Le faisceau profond du LCM relie l'insertion proximale située proche de l'épicondyle médial et l'insertion distale située sur le tibia environ 7cm sous l'interligne articulaire.



L'influence du faisceau profond du LCM sur la cinématique du genou a été observée à l'aide de cinq modèles. Le modèle 01-01-2011 sert de référence. Les résultats de ce modèle ont été décrits précédemment. Le tableau ci-dessous décrit les variations réalisées à partir de ce modèle :

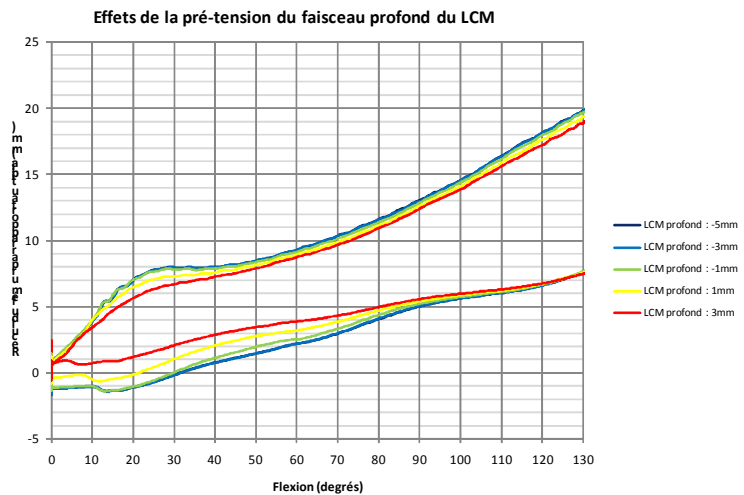
	Faisceau profond	Faisceau superficiel antérieur	Faisceau superficiel postérieur
Modèle 22-01-2011	-5 mm	-1.5 mm	0 mm
Modèle 23-01-2011	-3 mm	-1.5 mm	0 mm
Modèle 01-01-2011	-1 mm	-1.5 mm	0 mm
Modèle 24-01-2011	1 mm	-1.5 mm	0 mm
Modèle 25-01-2011	3 mm	-1.5 mm	0 mm

La tension du faisceau profond du LCM a globalement un effet important de rotation externe du tibia par rapport au fémur et un faible effet de recul du fémur par rapport au tibia.



Une variation de la tension du faisceau profond du LCM de 8mm a pour effet un écart maximum de rotation du tibia par rapport au fémur de 4,5°. Ce maximum est atteint entre 20° et 30° de flexion et diminue après 30° de flexion.

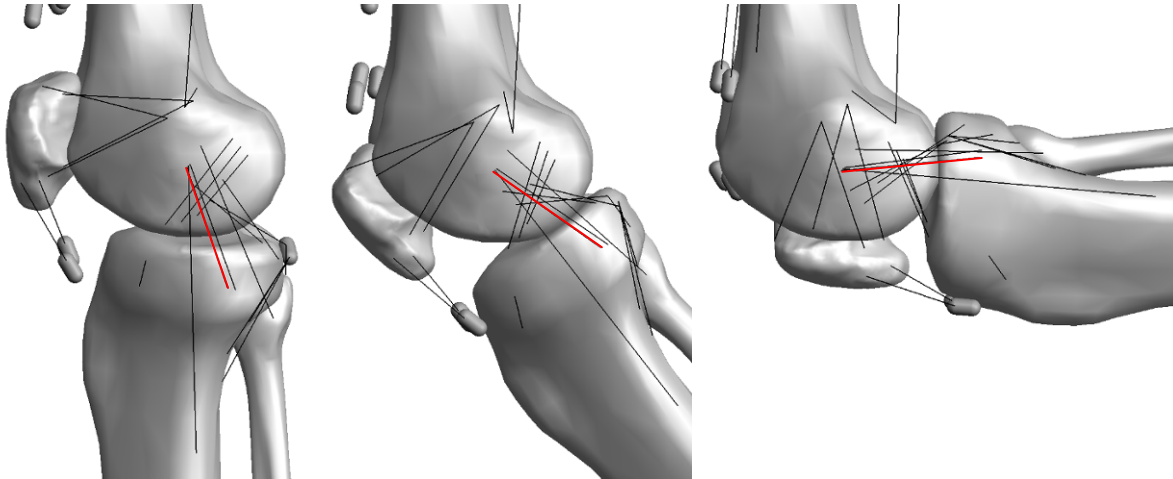
Sur toute la plage de flexion, la tension du faisceau profond du LCM diminue la rotation interne du tibia par rapport au fémur.



La variation de la tension du faisceau profond du LCM de 8mm augmente faiblement le recul du fémur par rapport au tibia sur la plage de flexion de 0° à 84°. Le recul relatif maximum est de 1.0mm.

Influence du faisceau superficiel antérieur du LCM

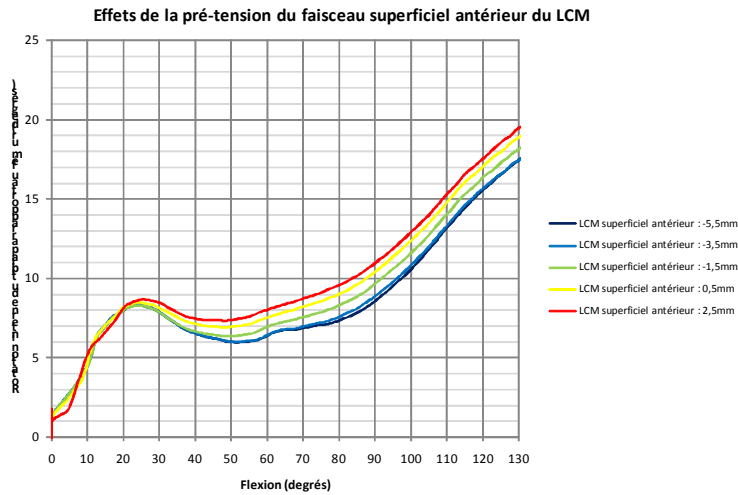
Le faisceau superficiel antérieur du LCM relie l'insertion proximale située proche de l'épicondyle médial et l'insertion distale située sur le tibia environ 2cm sous l'interligne articulaire.



L'influence du faisceau superficiel antérieur du LCM sur la cinématique du genou a été observée à l'aide de cinq modèles. Le modèle 01-01-2011 sert de référence. Les résultats de ce modèle ont été décrits précédemment. Le tableau ci-dessous décrit les variations réalisées à partir de ce modèle :

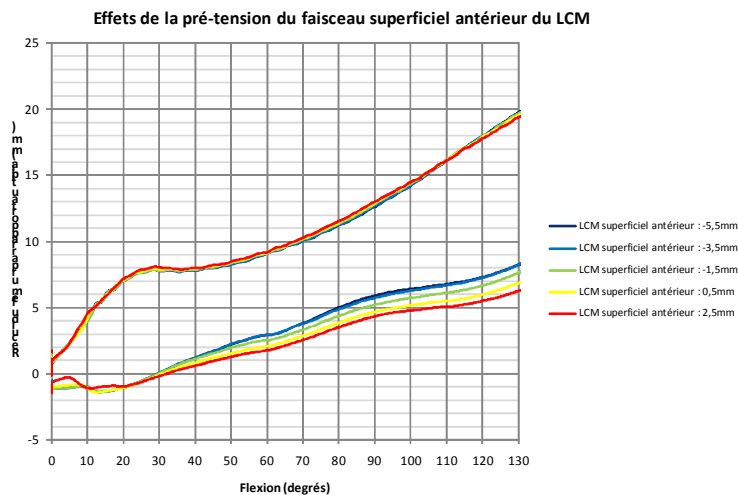
	Faisceau profond	Faisceau superficiel antérieur	Faisceau superficiel postérieur
Modèle 26-01-2011	-1 mm	-5.5 mm	0 mm
Modèle 27-01-2011	-1 mm	-3.5 mm	0 mm
Modèle 01-01-2011	-1 mm	-1.5 mm	0 mm
Modèle 28-01-2011	-1 mm	0.5 mm	0 mm
Modèle 29-01-2011	-1 mm	1.5 mm	0 mm

La tension du faisceau superficiel antérieur du LCM a globalement un effet modéré de rotation interne du tibia par rapport au fémur et un faible effet d'avancée du fémur par rapport au tibia.



Une variation de la tension du faisceau superficiel antérieur du LCM de 8mm a pour effet un écart maximum de rotation du tibia par rapport au fémur de $2,4^\circ$. Ce maximum est atteint vers 92° de flexion.

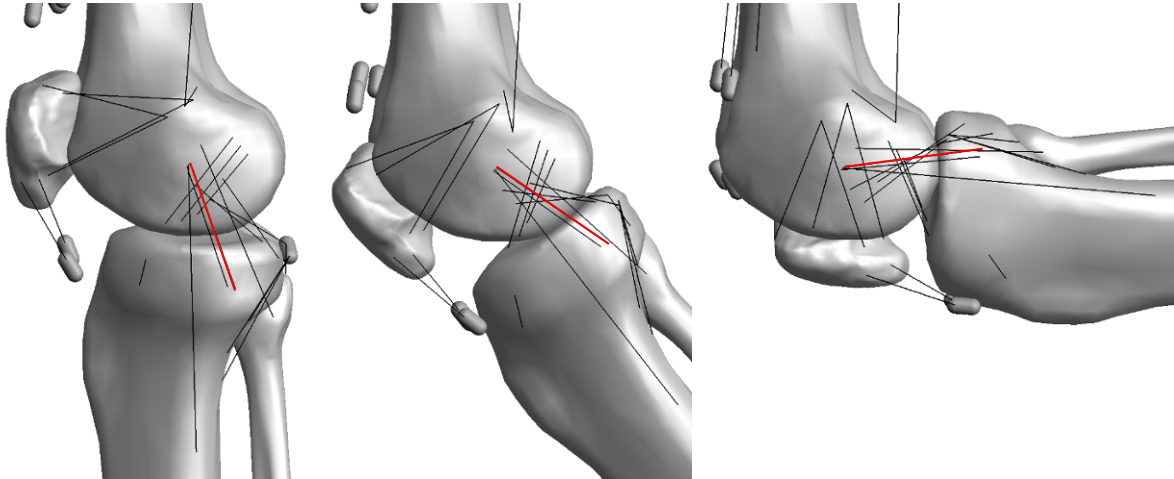
Sur toute la plage de flexion, la tension du faisceau superficiel antérieur du LCM diminue la rotation interne du tibia par rapport au fémur.



La variation de la tension du faisceau superficiel antérieur du LCM de 8mm diminue faiblement le recul du fémur par rapport au tibia sur la plage de flexion de 30° à 130° . Le recul relatif maximum est de 1.2mm.

Influence du faisceau superficiel postérieur du LCM

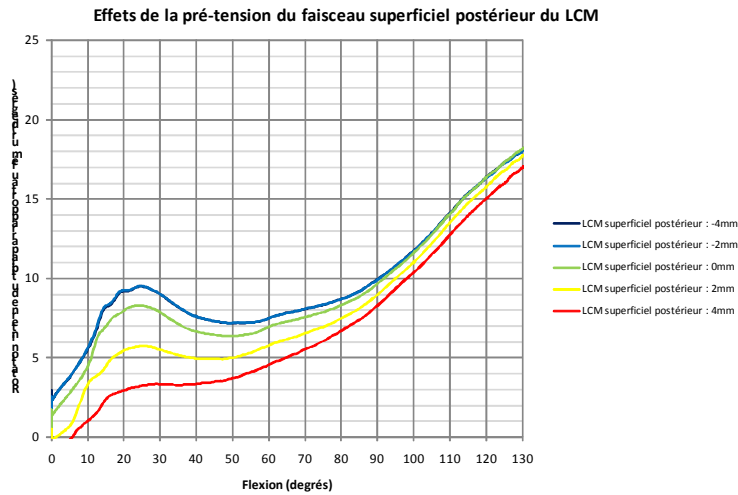
Le faisceau superficiel postérieur du LCM relie l'insertion proximale située proche de l'épicondyle médial et l'insertion distale située sur le tibia environ 2cm sous l'interligne articulaire.



L'influence du faisceau superficiel postérieur du LCM sur la cinématique du genou a été observée à l'aide de cinq modèles. Le modèle 01-01-2011 sert de référence. Les résultats de ce modèle ont été décrits précédemment. Le tableau ci-dessous décrit les variations réalisées à partir de ce modèle :

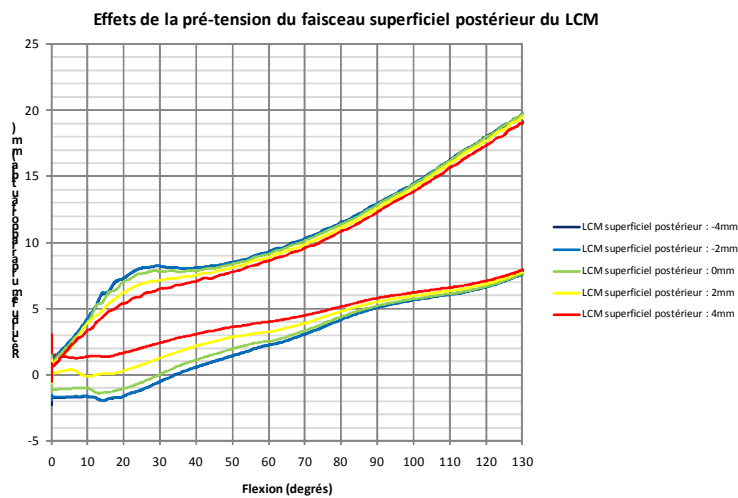
	Faisceau profond	Faisceau superficiel antérieur	Faisceau superficiel postérieur
Modèle 30-01-2011	-1 mm	-1.5 mm	-4 mm
Modèle 31-01-2011	-1 mm	-1.5 mm	-2 mm
Modèle 01-01-2011	-1 mm	-1.5 mm	0 mm
Modèle 01-02-2011	-1 mm	-1.5 mm	2 mm
Modèle 02-02-2011	-1 mm	-1.5 mm	4 mm

La tension du faisceau superficiel postérieur du LCM a globalement un effet important de rotation externe du tibia par rapport au fémur et un faible effet de recul du fémur par rapport au tibia.



Une variation de la tension du faisceau superficiel postérieur du LCM de 8mm a pour effet un écart maximum de rotation du tibia par rapport au fémur de 6,3°. Ce maximum est atteint vers entre 20° et 30° de flexion.

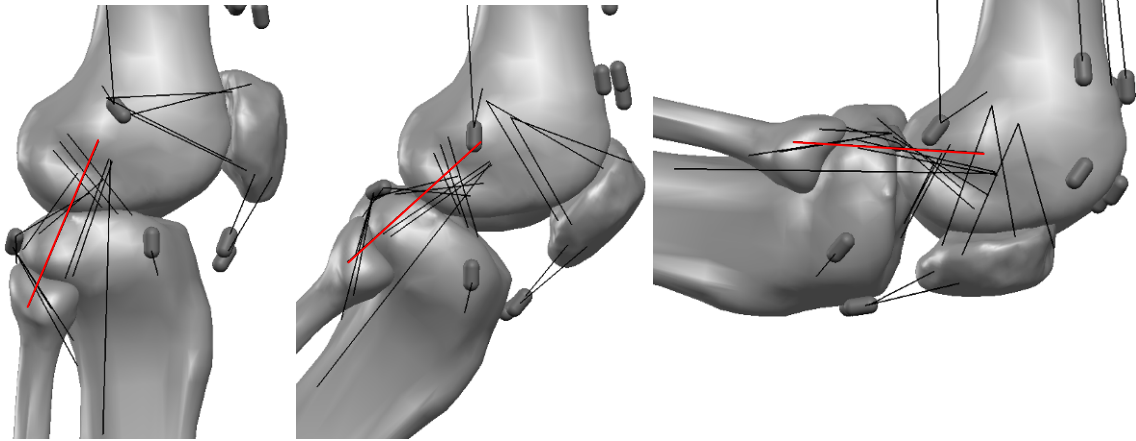
Sur toute la plage de flexion, la tension du faisceau superficiel antérieur du LCM diminue la rotation interne du tibia par rapport au fémur.



La variation de la tension du faisceau superficiel postérieur du LCM de 8mm augmente faiblement le recul du fémur par rapport au tibia sur la plage de flexion de 0° à 96°. Le recul relatif maximum est de 1.6mm.

Influence du LCL

Le LCL relie l'insertion proximale située en arrière de l'épicondyle latéral et l'insertion distale située sur la tête de la fibula.



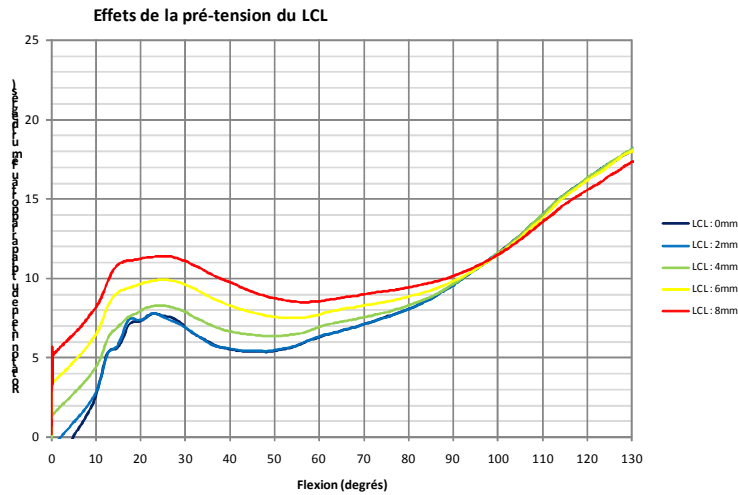
L'influence du LCL sur la cinématique du genou a été observée à l'aide de cinq modèles. Le modèle 01-01-2011 sert de référence. Les résultats de ce modèle ont été décrits précédemment. Le tableau ci-dessous décrit les variations réalisées à partir de ce modèle :

	Faisceau principal
Modèle 03-02-2011	-3 mm
Modèle 04-02-2011	-2 mm
Modèle 01-01-2011	-1 mm
Modèle 05-02-2011	0 mm
Modèle 06-02-2011	1 mm

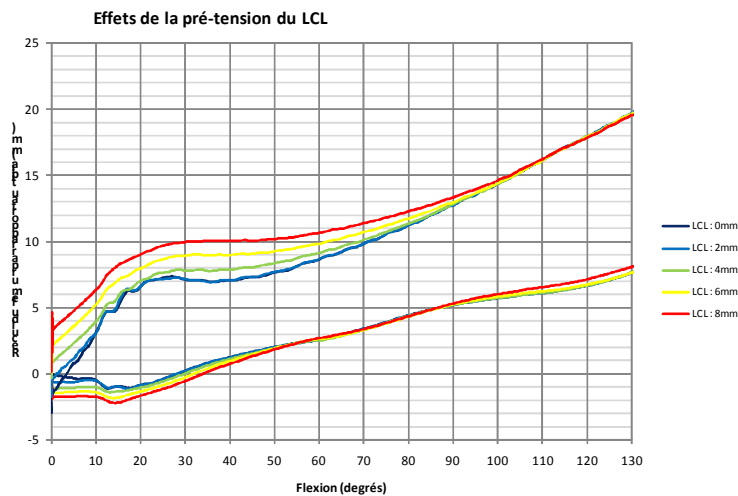
La tension du LCL a globalement un effet important de rotation interne du tibia par rapport au fémur et un effet modéré de recul du fémur par rapport au tibia.

Une variation de la tension du faisceau superficiel postérieur du LCM de 8mm a pour effet un écart maximum de rotation du tibia par rapport au fémur de $6,3^\circ$. Ce maximum est atteint vers 92° de flexion.

Sur toute la plage de flexion, la tension du faisceau superficiel antérieur du LCM diminue la rotation interne du tibia par rapport au fémur.



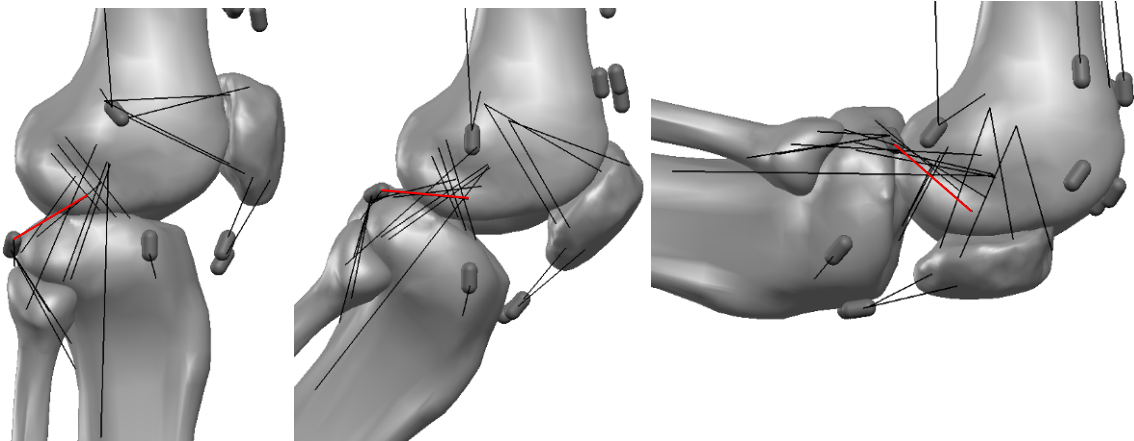
Une variation de la tension du LCL de 4mm a pour effet un écart maximum de rotation du tibia par rapport au fémur de $9,4^\circ$. Ce maximum est atteint dès les premiers degrés de flexion. Sur la plage de flexion de 0° à 99° , la tension du faisceau superficiel antérieur du LCM augmente la rotation interne du tibia par rapport au fémur. Après 99° de flexion, la tension du faisceau superficiel antérieur du LCM diminue faiblement la rotation interne du tibia par rapport au fémur.



La variation de la tension du LCL de 4mm augmente le recul du fémur par rapport au tibia sur toute la plage de flexion. Le recul relatif maximum est de 2mm. Ce maximum est atteint dès les premiers degrés de flexion.

Influence du tendon du muscle poplité

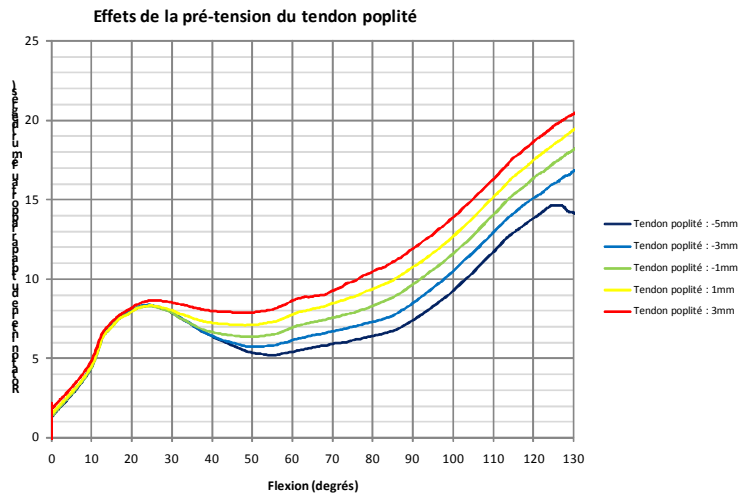
Le tendon du muscle poplité relie l'insertion proximale située plus distale et en avant de l'épicondyle latéral, proche du cartilage et l'insertion distale qui se connecte aux trois faisceaux qui modélisent le muscle poplité.



L'influence du tendon du muscle poplité sur la cinématique du genou a été observée à l'aide de cinq modèles. Le modèle 01-01-2011 sert de référence. Les résultats de ce modèle ont été décrits précédemment. Le tableau ci-dessous décrit les variations réalisées à partir de ce modèle :

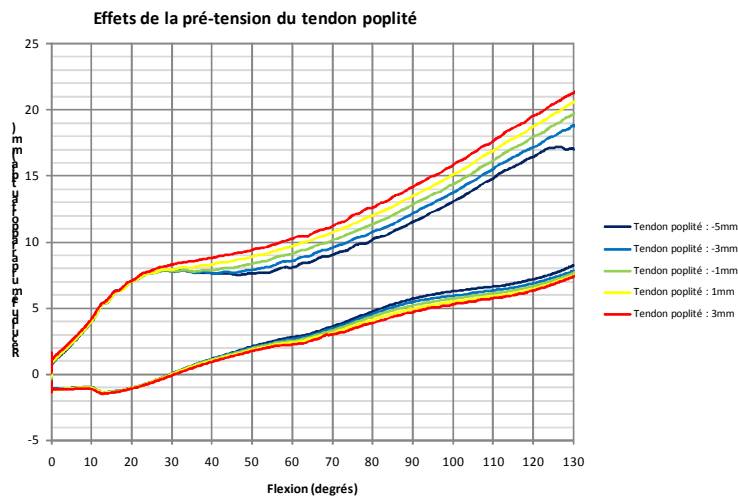
	Faisceau principal
Modèle 07-02-2011	-5 mm
Modèle 08-02-2011	-3 mm
Modèle 01-01-2011	-1 mm
Modèle 09-02-2011	1 mm
Modèle 10-02-2011	3 mm

La tension du tendon poplité a globalement un effet important de rotation interne du tibia par rapport au fémur et un faible effet de recul du fémur par rapport au tibia.



Une variation de la tension du tendon poplité de 8mm a pour effet un écart maximum de rotation du tibia par rapport au fémur de $6,5^\circ$. Ce maximum est atteint pour des grandes amplitudes de flexion.

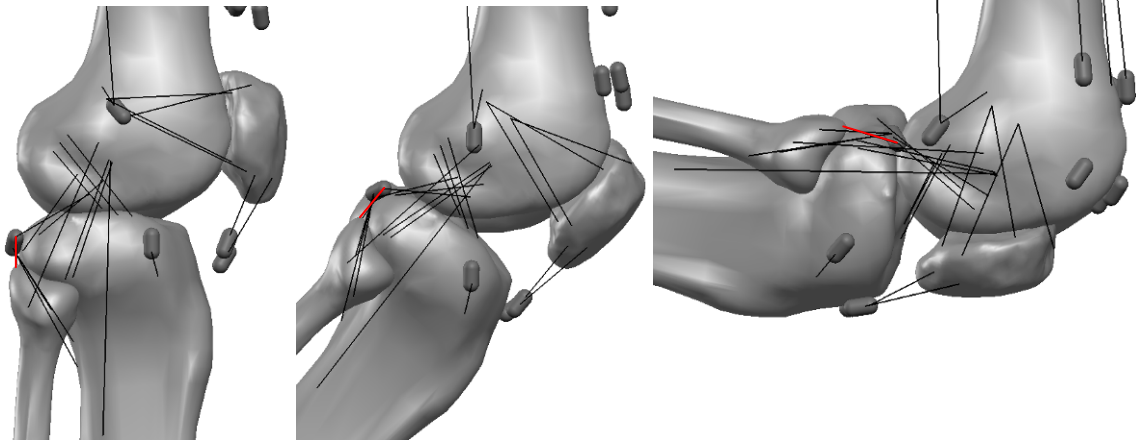
Sur toute la plage de flexion, la tension du tendon poplité augmente la rotation interne du tibia par rapport au fémur.



La variation de la tension du tendon poplité de 8mm augmente faiblement le recul du fémur par rapport au tibia sur la plage de flexion de 25° à 130° . Le recul relatif maximum est de 1,8mm. Ce maximum est atteint pour des grandes amplitudes de flexion.

Influence du ligament fibulo-poplité

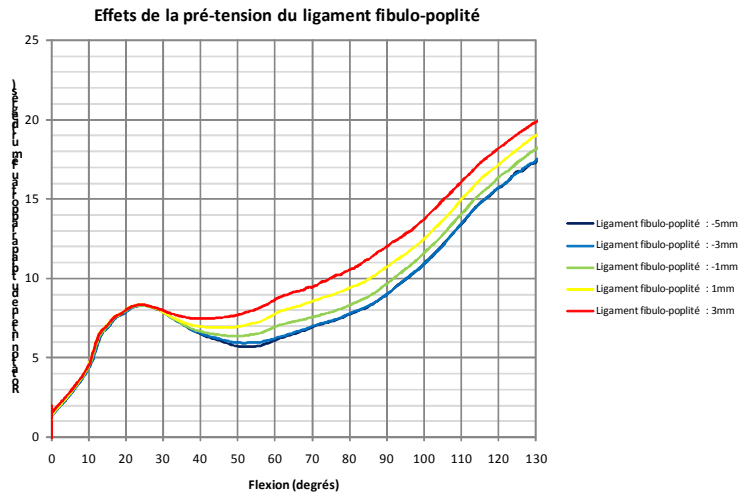
Le ligament fibulo-poplité relie l'insertion proximale située sur l'extrémité distale du tendon du muscle poplité et l'insertion distale sur la tête de la fibula.



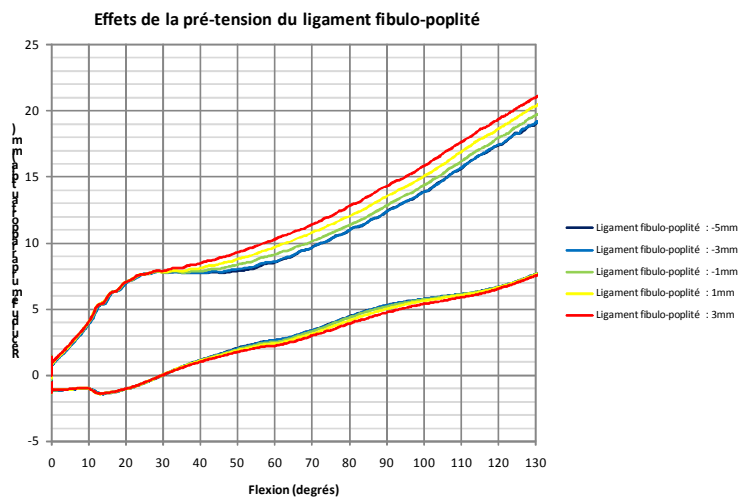
L'influence du ligament fibulo-poplité sur la cinématique du genou a été observée à l'aide de cinq modèles. Le modèle 01-01-2011 sert de référence. Les résultats de ce modèle ont été décrits précédemment. Le tableau ci-dessous décrit les variations réalisées à partir de ce modèle :

	Faisceau principal
Modèle 11-02-2011	-5 mm
Modèle 12-02-2011	-3 mm
Modèle 01-01-2011	-1 mm
Modèle 13-02-2011	1 mm
Modèle 14-02-2011	3 mm

La tension du ligament fibulo-poplité a globalement un effet modéré de rotation interne du tibia par rapport au fémur et un faible effet de recul du fémur par rapport au tibia.



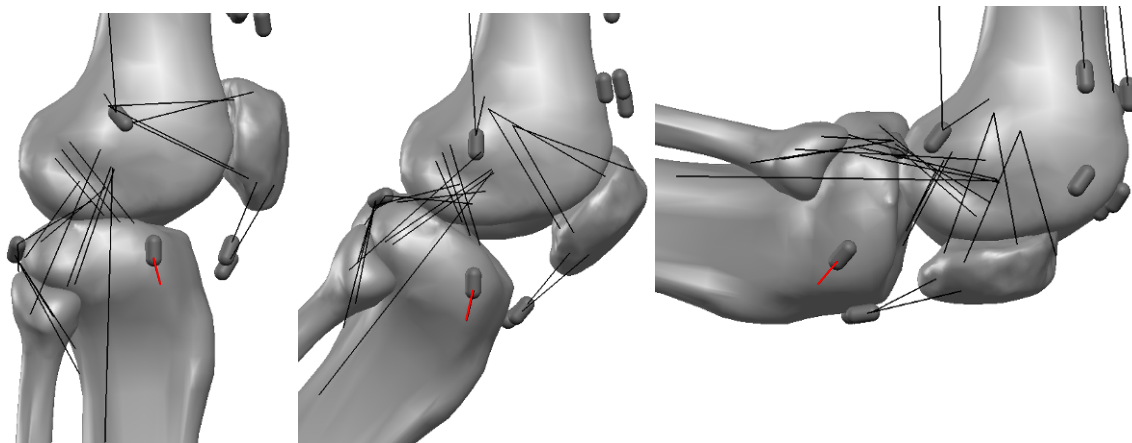
Une variation de la tension du ligament fibulo-poplité de 8mm a pour effet un écart maximum de rotation du tibia par rapport au fémur de 3,1°. Ce maximum est atteint à 88° de flexion. Sur la plage de flexion de 27° à 130°, la tension du ligament fibulo-poplité augmente la rotation interne du tibia par rapport au fémur.



La variation de la tension du ligament fibulo-poplité de 8mm augmente faiblement le recul du fémur par rapport au tibia sur la plage de flexion de 25° à 130°. Le recul relatif maximum est de 1,8mm. Ce maximum est atteint pour des grandes amplitudes de flexion.

Influence du tendon du Fascia-lata

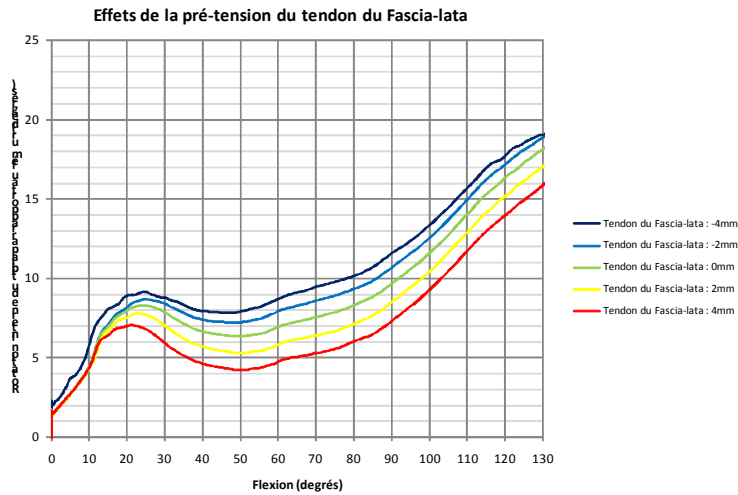
Le tendon du fascia lata relie l'insertion proximale située sur l'extrémité distale du muscle du Fascia-lata et l'insertion distale située sur le tubercule de Gerdy.



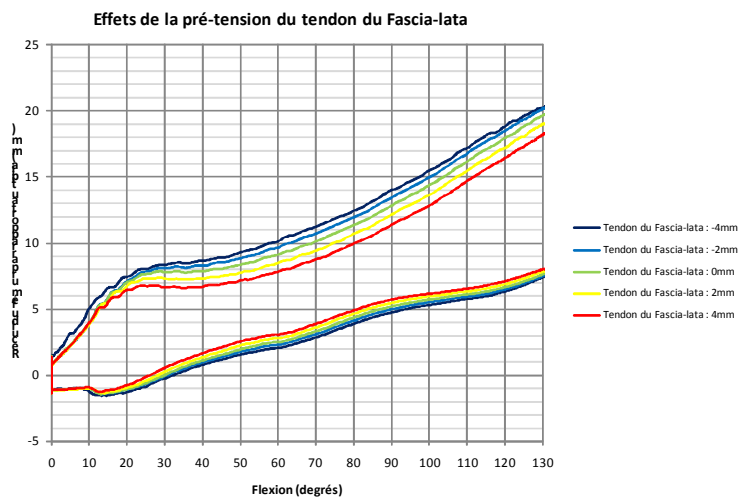
L'influence du tendon du Fascia-lata sur la cinématique du genou a été observée à l'aide de cinq modèles. Le modèle 01-01-2011 sert de référence. Les résultats de ce modèle ont été décrits précédemment. Le tableau ci-dessous décrit les variations réalisées à partir de ce modèle :

	Faisceau principal
Modèle 15-02-2011	-4 mm
Modèle 16-02-2011	-2 mm
Modèle 01-01-2011	-1 mm
Modèle 17-02-2011	2 mm
Modèle 18-02-2011	4 mm

La tension du tendon du Fascia-lata a globalement un effet important de rotation externe du tibia par rapport au fémur et un faible effet d'avancée du fémur par rapport au tibia.



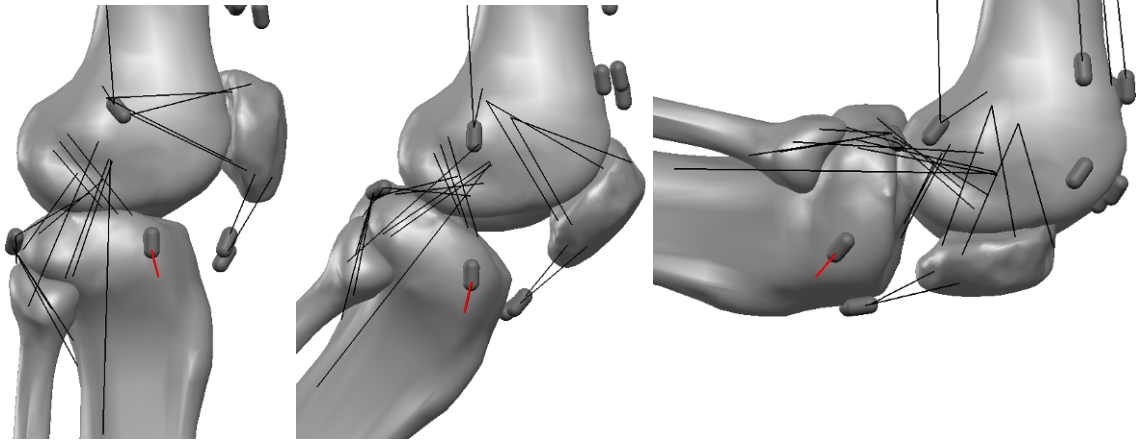
Une variation de la tension du tendon du Fascia-lata de 8mm a pour effet un écart maximum de rotation du tibia par rapport au fémur de 4,3°. Ce maximum est atteint à 89° de flexion. Sur toute la plage de flexion, la tension du tendon du Fascia-lata augmente fortement la rotation interne du tibia par rapport au fémur.



La variation de la tension du tendon du Fascia-lata de 8mm diminue faiblement le recul du fémur par rapport au tibia sur toute la plage de flexion. L'avancée relative maximum est de 0,9mm. Ce maximum est atteint à 122° de flexion.

Influence des fibres de Kaplan

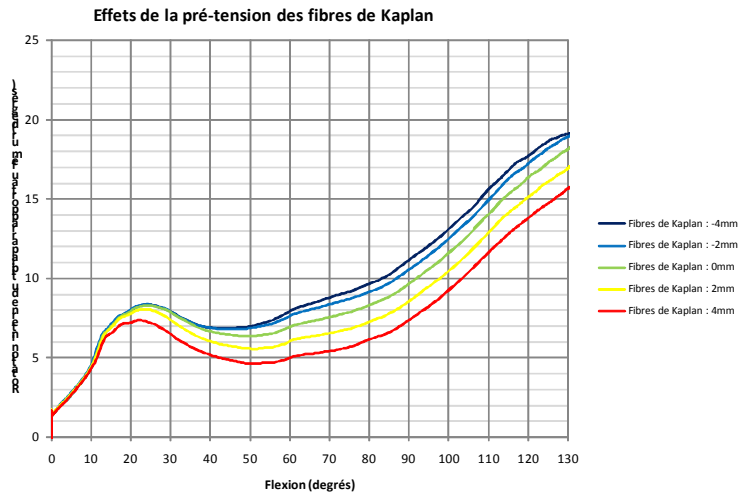
Les fibres de Kaplan relient l'insertion proximale située plus haut et plus proximale que l'épicondyle latéral et l'insertion distale du muscle du Fascia-lata.



L'influence des fibres de Kaplan sur la cinématique du genou a été observée à l'aide de cinq modèles. Le modèle 01-01-2011 sert de référence. Les résultats de ce modèle ont été décrits précédemment. Le tableau ci-dessous décrit les variations réalisées à partir de ce modèle :

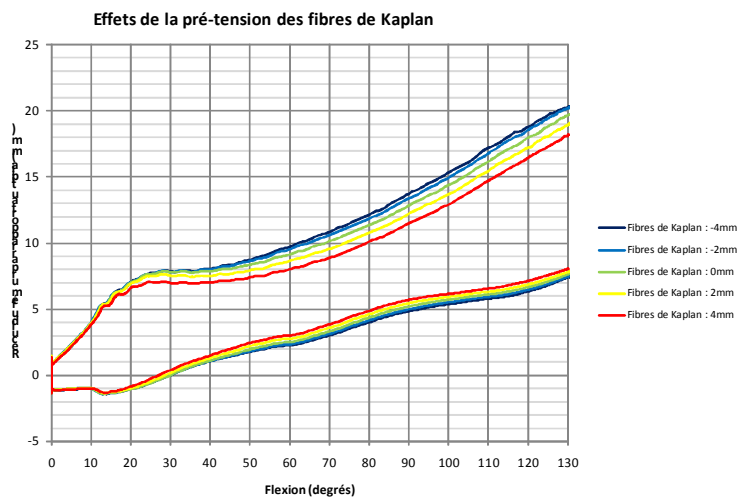
	Faisceau principal
Modèle 15-02-2011	-4 mm
Modèle 16-02-2011	-2 mm
Modèle 01-01-2011	-1 mm
Modèle 17-02-2011	2 mm
Modèle 18-02-2011	4 mm

La tension des fibres de Kaplan a globalement un effet important de rotation externe du tibia par rapport au fémur et un faible effet d'avancée du fémur par rapport au tibia.



Une variation de la tension des fibres de Kaplan 8mm a pour effet un écart maximum de rotation du tibia par rapport au fémur de 4,1°. Ce maximum est atteint à 117° de flexion.

Sur la plage de flexion de 10° à 130°, la tension des fibres de Kaplan augmente fortement la rotation interne du tibia par rapport au fémur.



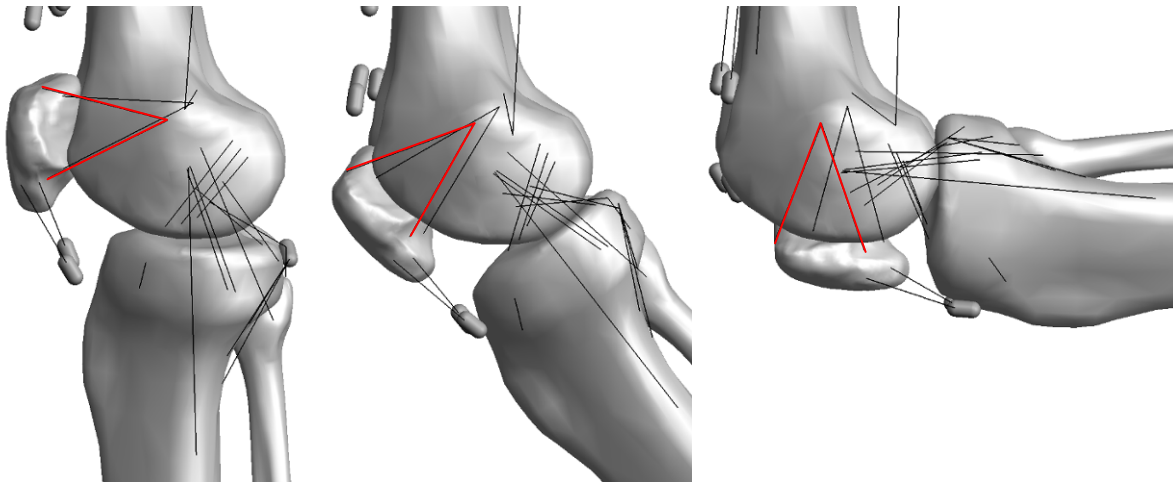
La variation de la tension des fibres de Kaplan de 8mm diminue faiblement le recul du fémur par rapport au tibia sur toute la plage de flexion. L'avancée relative maximum est de 0,9mm. Ce maximum est atteint à 109° de flexion.

Influence du ligament fémoro-patellaire médial (MPFL)

Le rôle de la structure ligamentaire fémoro-patellaire médiale est analysé tout d'abord dans sa globalité puis détaillé faisceau par faisceau.

Influence du ligament fémoro-patellaire médial (deux faisceaux ensemble)

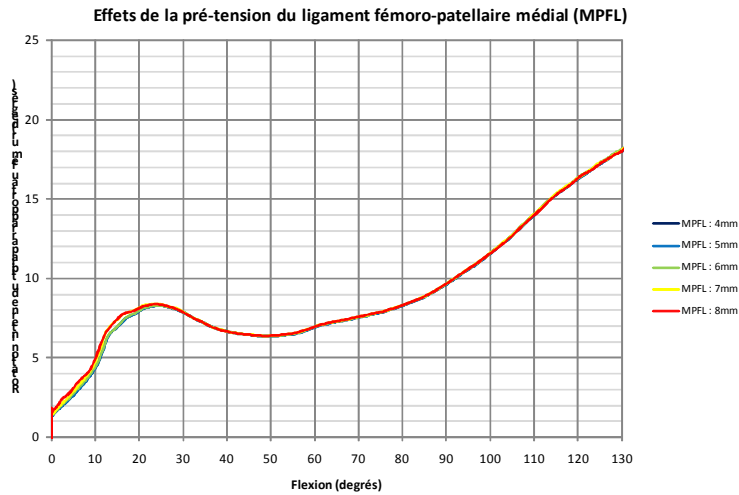
Les faisceaux du ligament fémoro-patellaire médial relient les insertions proximales situées sur la face médiale du condyle médial et les insertions distales situées sur le bord médial de la patella.



L'influence de la structure ligamentaire fémoro-patellaire médiale sur la cinématique du genou a été observée à l'aide de cinq modèles. Le modèle 01-01-2011 sert de référence. Les résultats de ce modèle ont été décrits précédemment. Le tableau ci-dessous décrit les variations réalisées à partir de ce modèle :

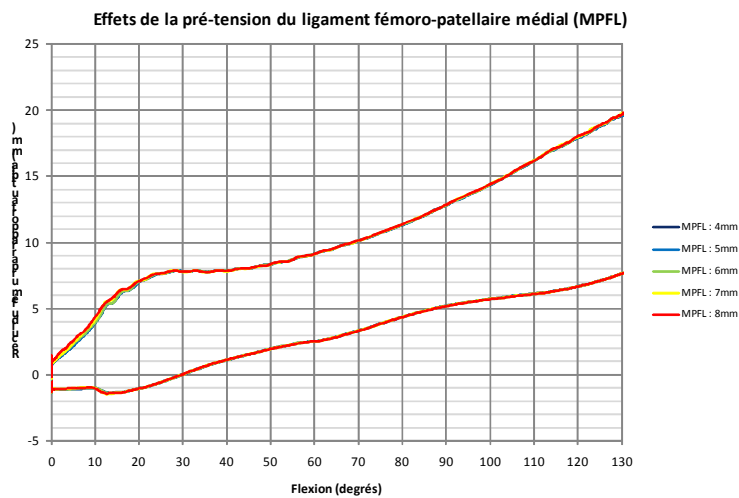
	Faisceau supérieur	Faisceau inférieur
Modèle 23-03-2011	4 mm	4 mm
Modèle 24-03-2011	5 mm	5 mm
Modèle 01-01-2011	6 mm	6 mm
Modèle 25-03-2011	7 mm	7 mm
Modèle 26-03-2011	8 mm	8 mm

La tension de la structure ligamentaire fémoro-patellaire médiale (MPFL) a globalement un faible effet de rotation interne du tibia par rapport au fémur.



Une variation de la tension de la structure fémoro-patellaire médiale (MPFL) de 4mm a pour effet un écart maximum de rotation du tibia par rapport au fémur de $0,4^\circ$. Cet effet est négligeable.

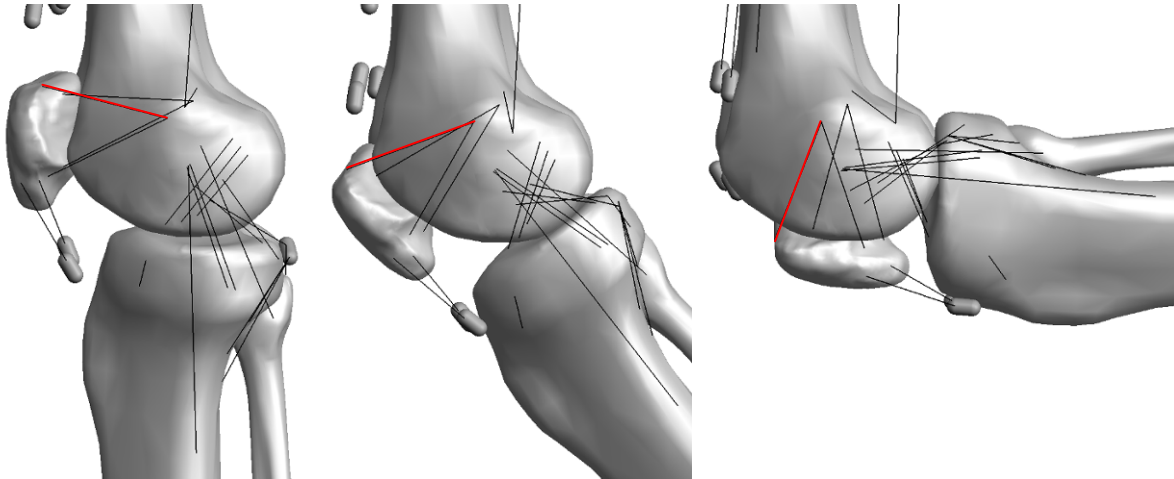
La structure n'ayant pas d'insertion tibiale, il est logique qu'elle n'est quasiment pas d'influence sur l'articulation fémoro-tibiale.



La variation de tension de la structure fémoro-patellaire médiale (MPFL) de 4mm n'a aucun effet significatif sur le recul du fémur par rapport au tibia.

Influence du faisceau supérieur du ligament fémoro-patellaire médial

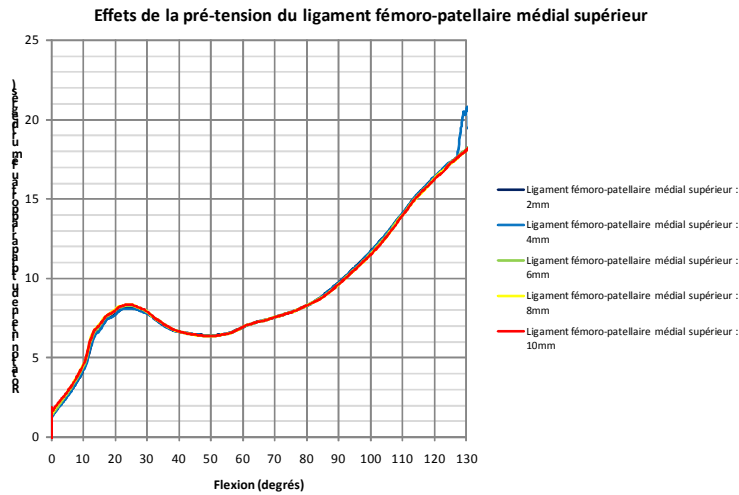
Le faisceau supérieur de la structure ligamentaire fémoro-patellaire médiale relie l'insertion proximale située sur la face médiale du condyle médial et l'insertion distale située sur le bord médial supérieur de la patella.



L'influence du faisceau supérieur de la structure ligamentaire fémoro-patellaire médiale sur la cinématique du genou a été observée à l'aide de cinq modèles. Le modèle 01-01-2011 sert de référence. Les résultats de ce modèle ont été décrits précédemment. Le tableau ci-dessous décrit les variations réalisées à partir de ce modèle :

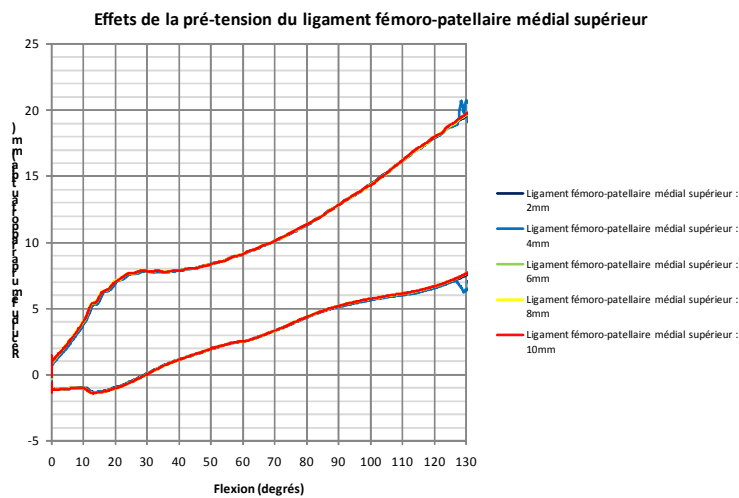
	Faisceau supérieur	Faisceau inférieur
Modèle 23-02-2011	2 mm	6 mm
Modèle 24-02-2011	4 mm	6 mm
Modèle 01-01-2011	6 mm	6 mm
Modèle 25-02-2011	8 mm	6 mm
Modèle 26-02-2011	10 mm	6 mm

La tension du faisceau supérieur de la structure ligamentaire fémoro-patellaire médiale a globalement un faible effet de rotation externe du tibia par rapport au fémur.



Une variation de tension du faisceau supérieur de la structure ligamentaire fémoro-patellaire médiale de 8mm a pour effet un écart maximum de rotation du tibia par rapport au fémur de 0,5°. Cet effet est négligeable.

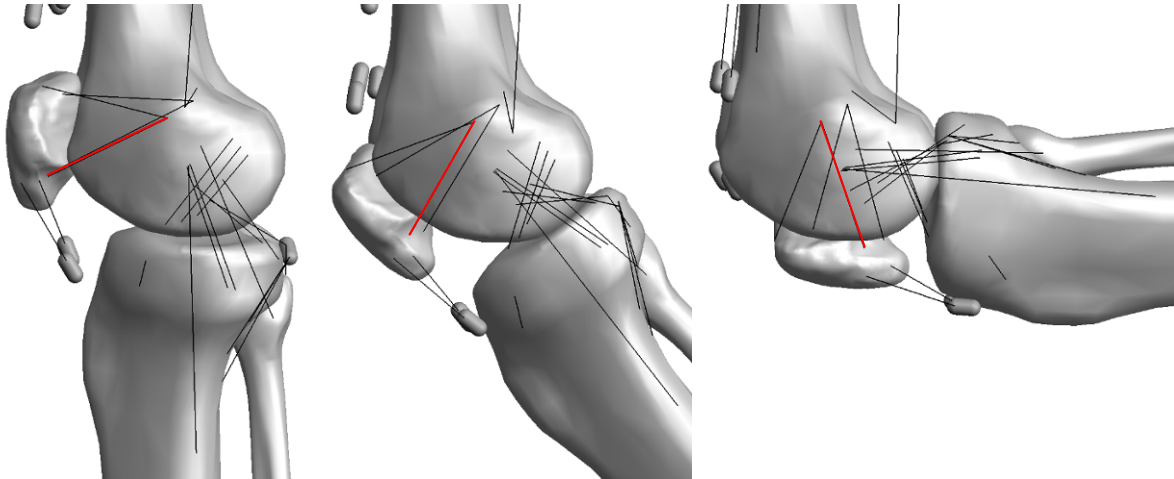
La structure n'ayant pas d'insertion tibiale, il est logique qu'elle n'est quasiment pas d'influence sur l'articulation fémoro-tibiale.



La variation de tension du faisceau supérieur de la structure ligamentaire fémoro-patellaire médiale de 8mm n'a aucun effet significatif sur le recul du fémur par rapport au tibia.

Influence du faisceau inférieur du ligament fémoro-patellaire médial

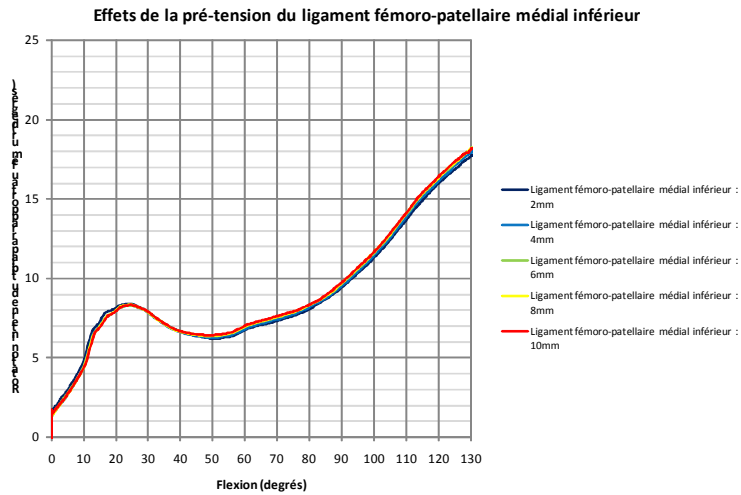
Le faisceau inférieur du ligament fémoro-patellaire médial relie l'insertion proximale située sur la face médiale du condyle médial et l'insertion distale située sur le bord médial inférieur de la patella.



L'influence du faisceau inférieur du ligament fémoro-patellaire médial sur la cinématique du genou a été observée à l'aide de cinq modèles. Le modèle 01-01-2011 sert de référence. Les résultats de ce modèle ont été décrits précédemment. Le tableau ci-dessous décrit les variations réalisées à partir de ce modèle :

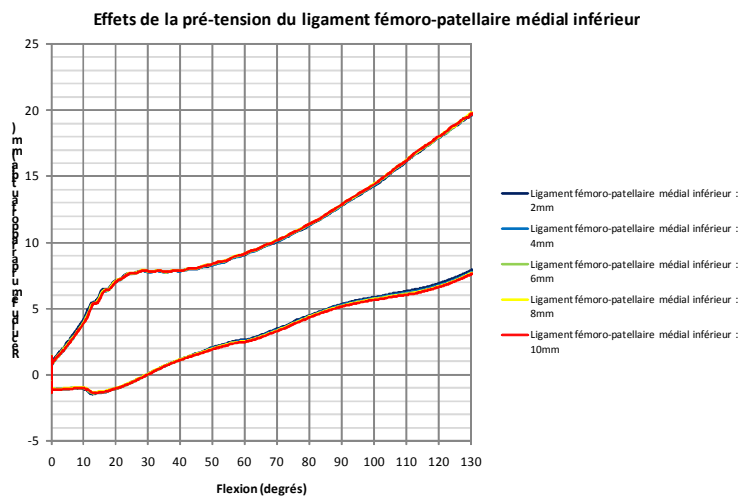
	Faisceau supérieur	Faisceau inférieur
Modèle 27-02-2011	6 mm	2 mm
Modèle 28-02-2011	6 mm	4 mm
Modèle 01-01-2011	6 mm	6 mm
Modèle 01-03-2011	6 mm	8 mm
Modèle 02-03-2011	6 mm	10 mm

La tension du faisceau inférieur du ligament fémoro-patellaire médial a globalement un faible effet de rotation interne du tibia par rapport au fémur.



Une variation de tension du faisceau inférieur de la structure ligamentaire fémoro-patellaire médiale de 8mm a pour effet un écart maximum de rotation du tibia par rapport au fémur de $0,6^\circ$. Cet effet est négligeable.

La structure n'ayant pas d'insertion tibiale, il est logique qu'elle n'est quasiment pas d'influence sur l'articulation fémoro-tibiale.



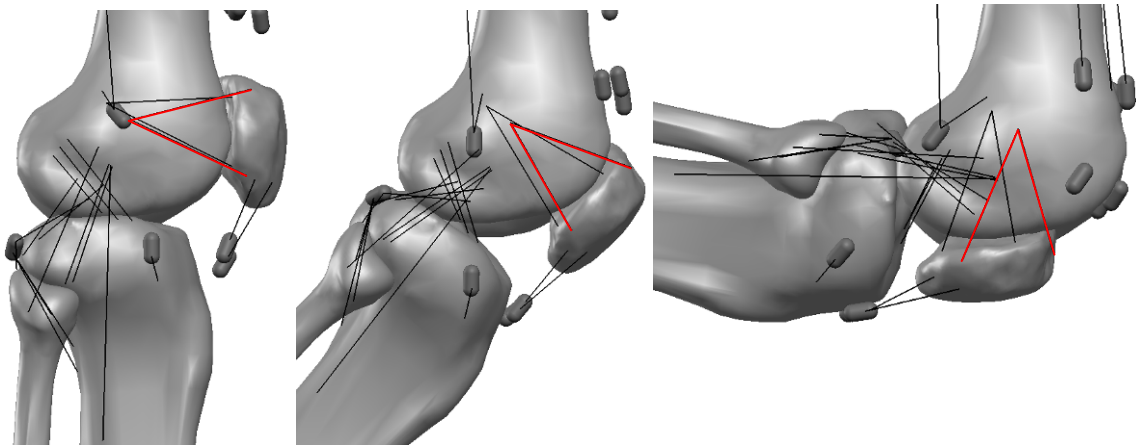
La variation de tension du faisceau inférieur de la structure ligamentaire fémoro-patellaire médiale de 8mm n'a aucun effet significatif sur le recul du fémur par rapport au tibia.

Influence du ligament fémoro-patellaire latéral (LPFL)

Le rôle de la structure ligamentaire fémoro-patellaire latérale est analysé tout d'abord dans sa globalité puis détaillé faisceau par faisceau.

Influence du ligament fémoro-patellaire latéral (deux faisceaux ensemble)

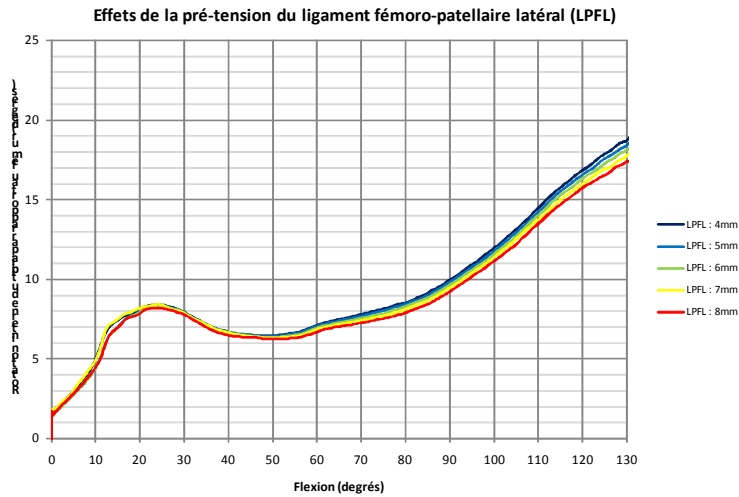
Les faisceaux de la structure ligamentaire fémoro-patellaire latérale relient les insertions proximales situées sur un renforcement de la capsule et les insertions distales situées sur le bord latéral de la patella. La capsule n'étant pas modélisée, les insertions proximales du ligament fémoro-patellaire latéral ont été attachées directement sur la face latérale du condyle latéral.



L'influence de la structure ligamentaire fémoro-patellaire latérale sur la cinématique du genou a été observée à l'aide de cinq modèles. Le modèle 01-01-2011 sert de référence. Les résultats de ce modèle ont été décrits précédemment. Le tableau ci-dessous décrit les variations réalisées à partir de ce modèle :

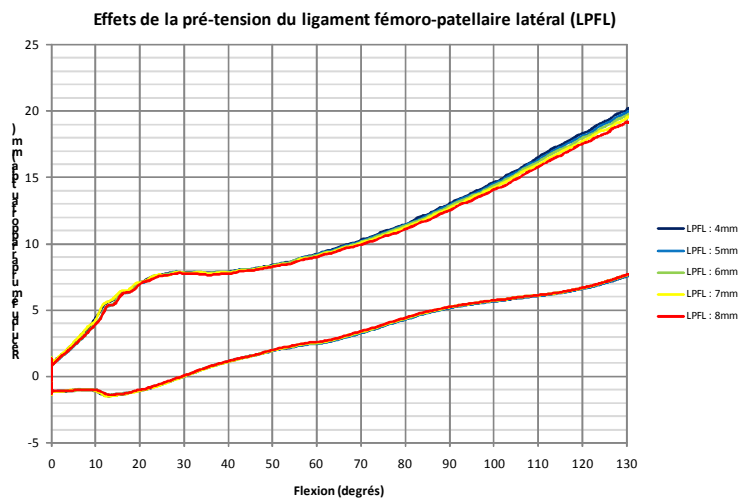
	Faisceau supérieur	Faisceau inférieur
Modèle 27-03-2011	4 mm	4 mm
Modèle 28-03-2011	5 mm	5 mm
Modèle 01-01-2011	6 mm	6 mm
Modèle 29-03-2011	7 mm	7 mm
Modèle 30-03-2011	8 mm	8 mm

La tension de la structure ligamentaire fémoro-patellaire latérale (LPFL) a globalement un effet modéré d'avancée du fémur par rapport au tibia et un faible effet de rotation externe du tibia par rapport au fémur.



Une variation de la tension de la structure fémoro-patellaire latérale (LPFL) de 4mm a pour effet un écart maximum de rotation du tibia par rapport au fémur de 1,5°.

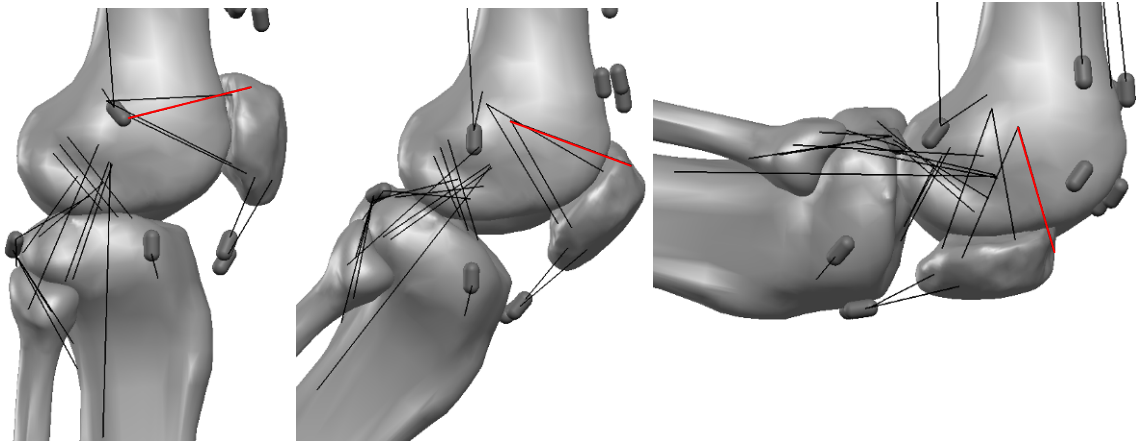
Sur la plage de flexion de 40° à 130°, la tension de la structure fémoro-patellaire latérale diminue la rotation interne du tibia par rapport au fémur.



La variation de tension de la structure fémoro-patellaire latérale (LPFL) de 4mm diminue faiblement le recul du fémur par rapport au tibia sur la plage de flexion de 40° à 130°. L'avancée relative maximum est de 0,5mm. Ce maximum est atteint à 130° de flexion.

Influence du faisceau supérieur du ligament fémoro-patellaire latéral

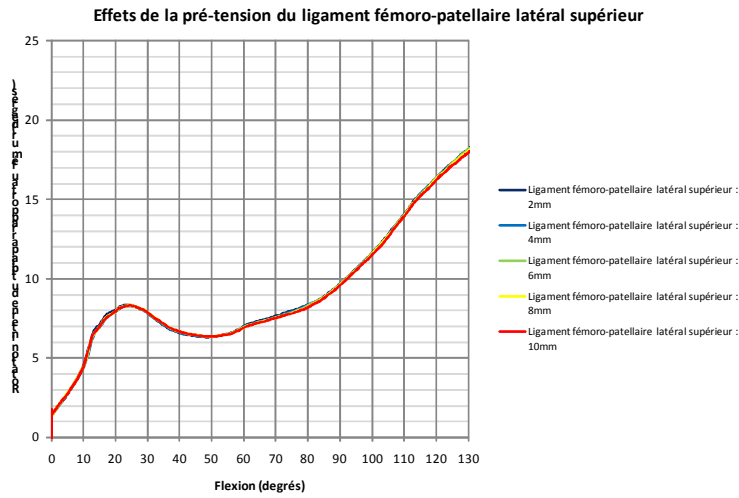
Le faisceau supérieur de la structure ligamentaire fémoro-patellaire latérale relie l'insertion proximale située sur un renforcement de la capsule et l'insertion distale située sur le bord latéral supérieur de la patella. La capsule n'étant pas modélisée, l'insertion proximale du faisceau supérieur du ligament fémoro-patellaire latéral a été attachée directement sur la face latérale du condyle latéral.



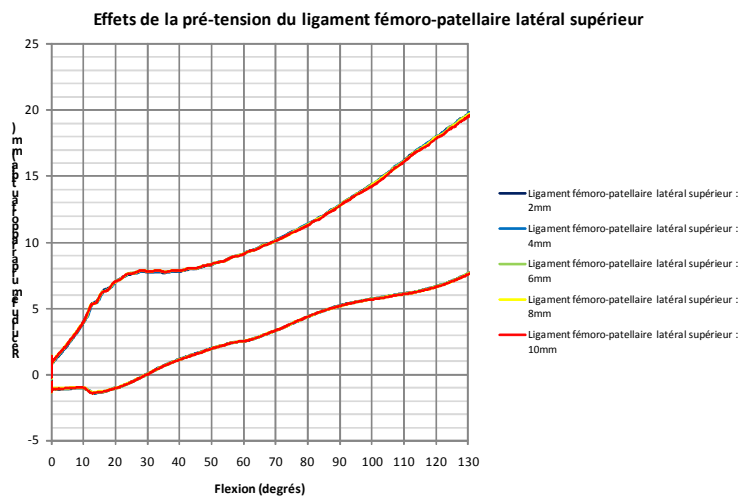
L'influence du faisceau supérieur de la structure ligamentaire fémoro-patellaire latérale sur la cinématique du genou a été observée à l'aide de cinq modèles. Le modèle 01-01-2011 sert de référence. Les résultats de ce modèle ont été décrits précédemment. Le tableau ci-dessous décrit les variations réalisées à partir de ce modèle :

	Faisceau supérieur	Faisceau inférieur
Modèle 03-03-2011	2 mm	6 mm
Modèle 04-03-2011	4 mm	6 mm
Modèle 01-01-2011	6 mm	6 mm
Modèle 05-03-2011	8 mm	6 mm
Modèle 06-03-2011	10 mm	6 mm

La tension du faisceau supérieur de la structure ligamentaire fémoro-patellaire latérale n'a pas d'effet significatif ni sur la rotation du tibia par rapport au fémur, ni sur l'avancée du fémur par rapport au tibia.



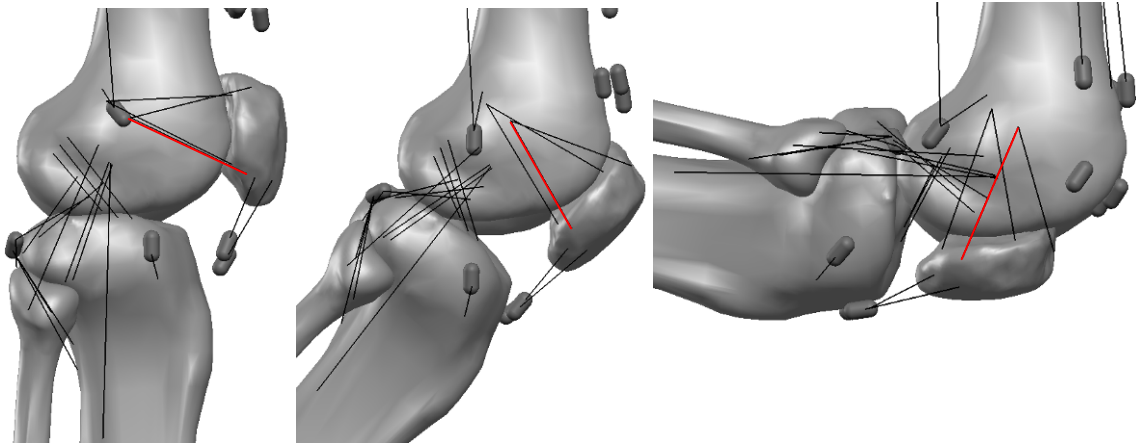
Une variation de tension du faisceau supérieur de la structure ligamentaire fémoro-patellaire latérale de 8mm n'a aucun effet significatif sur la rotation du tibia par rapport au fémur.



La variation de tension du faisceau supérieur de la structure fémoro-patellaire latérale de 8mm n'a aucun effet significatif sur le recul du fémur par rapport au tibia.

Influence du faisceau inférieur du ligament fémoro-patellaire latéral

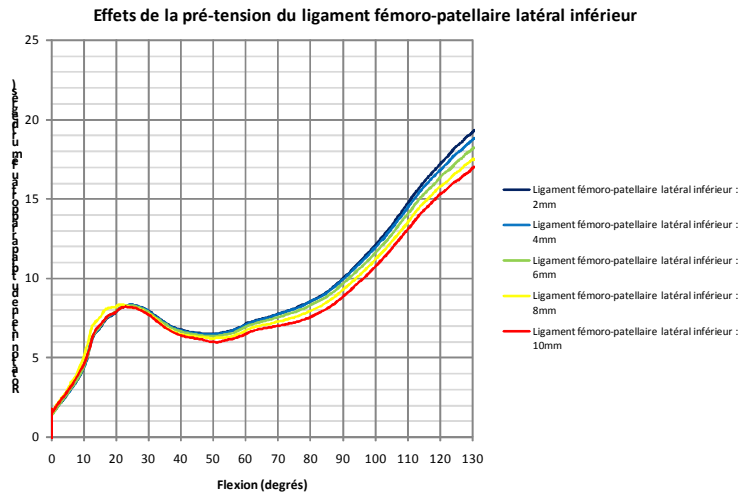
Le faisceau inférieur du ligament fémoro-patellaire latéral relie l'insertion proximale située sur un renforcement de la capsule et l'insertion distale située sur le bord latéral inférieur de la patella. La capsule n'étant pas modélisée, l'insertion proximale du ligament fémoro-patellaire latéral a été attachée directement sur la face latérale du condyle latéral.



L'influence du faisceau inférieur du ligament fémoro-patellaire latéral sur la cinématique du genou a été observée à l'aide de cinq modèles. Le modèle 01-01-2011 sert de référence. Les résultats de ce modèle ont été décrits précédemment. Le tableau ci-dessous décrit les variations réalisées à partir de ce modèle :

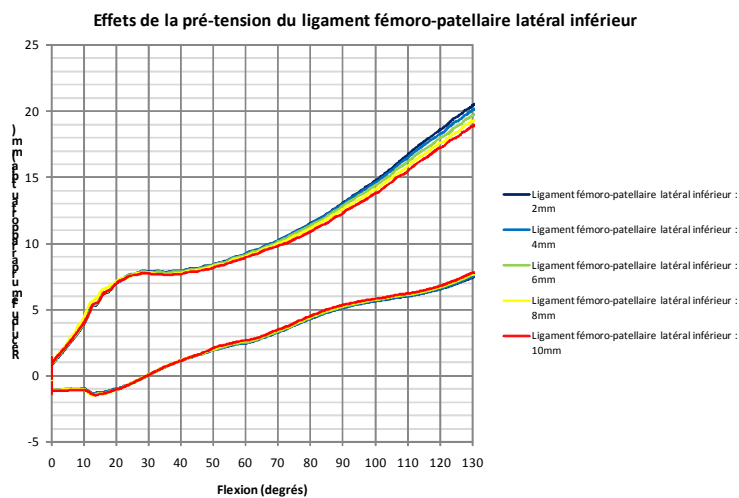
	Faisceau supérieur	Faisceau inférieur
Modèle 07-03-2011	6 mm	2 mm
Modèle 08-03-2011	6 mm	4 mm
Modèle 01-01-2011	6 mm	6 mm
Modèle 09-03-2011	6 mm	8 mm
Modèle 10-03-2011	6 mm	10 mm

La tension du faisceau inférieur du ligament fémoro-patellaire latéral a globalement un effet modéré d'avancée du fémur par rapport au tibia et un faible effet de rotation externe du tibia par rapport au fémur.



Une variation de la tension du faisceau inférieur de la structure ligamentaire fémoro-patellaire latérale de 8mm a pour effet un écart maximum de rotation du tibia par rapport au fémur de 2,4°. Ce maximum est atteint à 129° de flexion.

Sur la plage de flexion de 40° à 130°, la tension du faisceau supérieur de la structure ligamentaire fémoro-patellaire latérale diminue la rotation interne du tibia par rapport au fémur.



La variation de tension du faisceau inférieur de la structure fémoro-patellaire latérale de 8mm diminue faiblement le recul du fémur par rapport au tibia sur la plage de flexion de 24° à 130°. L'avancée relative maximum est de 0,7mm. Ce maximum est atteint à 126° de flexion.

Outils de synthèse

Afin de pouvoir comparer l'influence des paramètres, plusieurs variables ont été définies. Ces variables sont des outils de comparaison. Elles définissent l'influence d'un paramètre.

Pour un écart de pré-tension donnée (exprimé en millimètre), la valeur de ces variables permettra d'affirmer si un paramètre est plus influent qu'un autre sur une plage angulaire de flexion. Deux variables sont utilisées pour exprimer l'influence sur la rotation interne/externe du tibia par rapport au fémur. Ces deux variables sont nommées $RI_{T/F}$ et $RE_{T/F}$ (pour influence sur la Rotation Interne du Tibia par rapport au Fémur et influence sur la Rotation Externe du Tibia par rapport au Fémur). Deux autres variables sont utilisées pour exprimer l'influence sur l'avancée/le recul du fémur par rapport au tibia. Ces deux autres variables sont nommées $R_{F/T}$ et $A_{F/T}$ (pour Influence sur le Recul du fémur par rapport au tibia et Influence sur l'avancée du fémur par rapport au tibia).

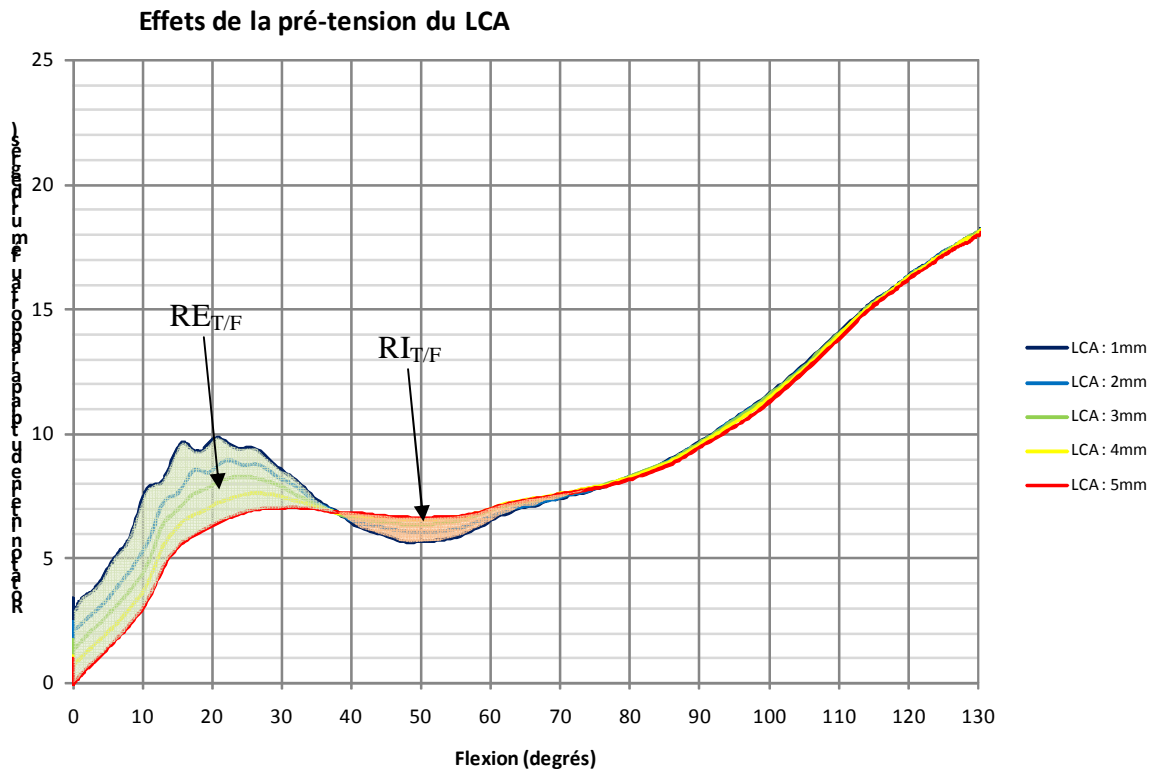
Les deux premières variables $RI_{T/F}$ et $RE_{T/F}$ sont calculées sur le graphique représentant la rotation du tibia par rapport au fémur en fonction de la pré-tension d'un ligament ou d'un tendon. On appelle influence sur la rotation interne l'aire délimitée par la courbe rouge et la courbe bleue foncée, située au dessus de la courbe bleue et au dessous de la courbe rouge. De manière analogue, on appelle influence sur la rotation externe l'aire délimitée par la courbe rouge et la courbe bleue foncée, située au dessous de la courbe bleue et au dessus de la courbe rouge. Les influences sont définies en degrés de rotation multipliés par des degrés de flexion et ramenées au millimètre de pré-tension initiale. L'unité est donc le degré au carré par millimètre.

Les deux autres variables $R_{F/T}$ et $A_{F/T}$ sont calculées sur le graphique représentant le recul du fémur par rapport au tibia en fonction de la pré-tension d'un ligament ou d'un tendon. On appelle influence sur le recul du fémur par rapport au tibia l'aire délimitée par la courbe rouge et la courbe bleue foncée, située au dessus de la courbe bleue et au dessous de la courbe rouge. De manière analogue, on appelle influence sur l'avancée du fémur par rapport au tibia l'aire délimitée par la courbe rouge et la courbe bleue foncée, située au dessous de la courbe bleue et au dessus de la courbe rouge. Les influences sont définies en millimètres de translation multipliés par des degrés de flexion et ramenées au millimètre de pré-tension initiale. L'unité est donc le degré.

Afin de faciliter la compréhension des définitions, l'exemple du ligament croisé antérieur est détaillé :

L'aire délimitée par la courbe rouge et la courbe bleue foncée, située au dessus de la courbe bleue et au dessous de la courbe rouge mesure a été coloriée en orange. Elle mesure 18.01degrés².

L'aire délimitée par la courbe rouge et la courbe bleue foncée, située au dessous de la courbe bleue et au dessus de la courbe rouge a été coloriée en vert. Elle mesure 115.68degrés².



C'est deux aires correspondent à des différences de cinématiques générées par une variation de pré-tension du LCA de 5mm - 1mm = 4mm.

$$RI_{T/F} = 18.01/4 = 4.5 \text{ degrés}^2/\text{mm}$$

$$RE_{T/F} = 115.68/4 = 28.9 \text{ degrés}^2/\text{mm}$$

Un calcul similaire pour la translation antéro-postérieure du fémur par rapport au tibia donne des résultats suivants :

L'aire représentant le recul relatif du fémur par rapport au tibia au long d'un mouvement de flexion de 0° à 130° est nulle (0.0 mm.degrés)

L'aire représentant l'avancée relative du fémur par rapport au tibia au long d'un mouvement de flexion de 0° à 130° est de 304.2 mm.degrés

C'est deux aires correspondent à des différences de cinématiques générées par une variation de pré-tension du LCA de $5\text{mm} - 1\text{mm} = 4\text{mm}$.

$$R_{F/T} = 0.0/4 = 0 \text{ degrés}$$

$$A_{F/T} = 304.2/4 = 76.1 \text{ degrés}$$

La synthèse de l'influence du LCA donne :

Variable	Valeur	Commentaire
$RI_{T/F}$ (influence sur la rotation interne du tibia par rapport au fémur)	4.5 degrés ² /mm	Sur la plage de flexion de 38° à 75°, la tension du LCA a un faible effet de rotation interne du tibia par rapport au fémur
$RE_{T/F}$ (influence sur la rotation externe du tibia par rapport au fémur)	28.9 degrés ² /mm	Sur la plage de flexion de 0° à 38°, la tension du LCA a un fort effet de rotation externe du tibia par rapport au fémur
$R_{F/T}$ (influence sur le recul du fémur par rapport au tibia)	0.0 degrés	Quel que soit le degré de flexion, la tension du LCA n'est pas impliquée dans le recul du fémur par rapport au tibia.
$A_{F/T}$ (influence sur l'avancée du fémur par rapport au tibia)	76.1 degrés	A tout degré de flexion, la tension du LCA a un fort effet sur l'avancée du fémur par rapport au tibia

Synthèse des résultats

Définition des seuils d'influence

Afin d'améliorer la lisibilité des résultats obtenus une classification des influences avec un code couleur a été mise en place. Pour les quatre variables $RI_{T/F}$, $RE_{T/F}$, $R_{F/T}$, $A_{F/T}$, les mêmes seuils ont été définis :

Influence	Seuil	Couleur
Influence négligeable	Inférieur à 2	Blanc
Influence faible	Entre 2 et 10	Bleu
Influence modérée	Entre 10 et 40	Jaune
Influence forte	Supérieur à 40	Rouge

Influence des paramètres

Le tableau ci-dessous synthétise les influences des paramètres.

Tissu	Faisceau	RI _{T/F}	RE _{T/F}	R _{F/T}	A _{F/T}
LCA	ensemble	4.5	28.9	0.0	76.1
	antéro-médial	1.3	12.6	0.0	45.6
	intermédiaire	0.2	8.5	0.0	21.2
	postéro-latéral	0.0	13.1	0.0	17.2
LCP	ensemble	0.0	45.8	54.1	0.0
	antéro-latéral	0.0	21.3	29.9	0.0
	postéro-médial	0.0	40.4	18.5	0.0
LCM	ensemble	0.5	81.1	11.0	9.9
	profond	0.0	41.4	5.5	1.6
	superficiel antérieur	23.6	0.8	0.7	7.4
	superficiel postérieur	0.0	51.0	7.0	0.5
LCL	unique	78.7	3.7	25.0	0.0
Tendon poplité	unique	45.8	0.0	9.6	0.1
Fibulo-poplité	unique	30.0	0.0	8.8	0.0
Fascia-lata	unique	0.0	54.5	0.0	10.0
Fibres de Kaplan	unique	0.0	42.2	0.0	7.9
Ligament fémoro patellaire médial	ensemble	2.5	0.9	0.5	1.9
	supérieur	0.7	2.4	0.1	1.1
	inférieur	4.4	0.7	0.5	0.2
Ligament fémoro patellaire latéral	ensemble	0.0	16.9	0.0	3.8
	supérieur	0.2	1.9	0.1	0.9
	inférieur	0.1	14.4	0.0	5.0

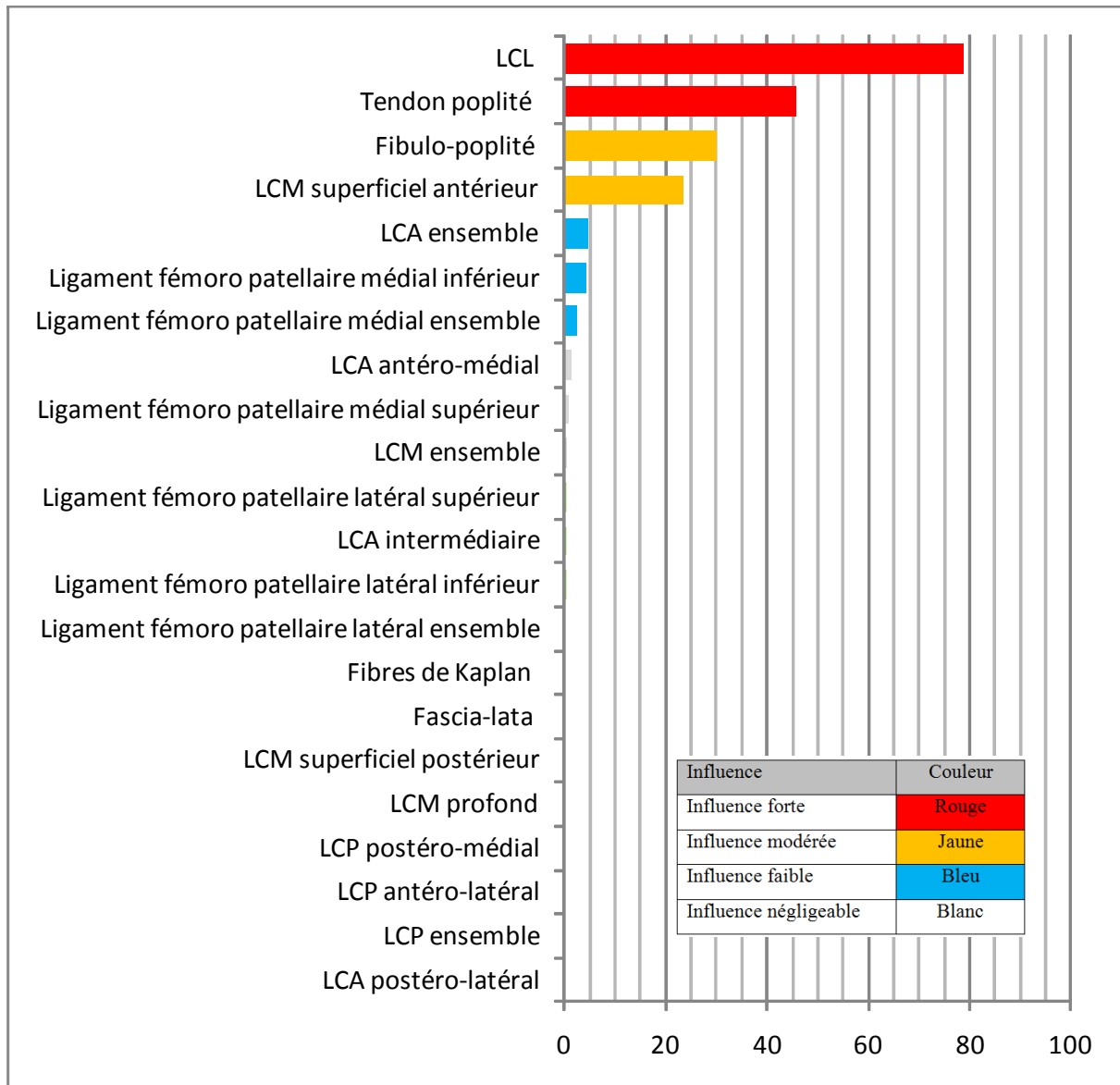
Plages d'influence des paramètres

Le tableau ci-dessous définit sur quelles plages de flexion l'influence des paramètres s'exerce.

Tissu	Faisceau	Plage RI _{T/F}	Plage RE _{T/F}	Plage R _{F/T}	Plage A _{F/T}
LCA	ensemble	38°-75°	0°-38°	-	0°-130°
	antéro-médial	-	0°-40°	-	0°-130°
	intermédiaire	-	0°-40°	-	0°-130°
	postéro-latéral	-	0°-50°	-	0°-68°
LCP	ensemble	-	0°-130°	0°-130°	-
	antéro-latéral	-	0°-130°	0°-130°	-
	postéro-médial	-	0°-130°	0°-130°	-
LCM	ensemble	-	0°-110°	0°-69°	69°-130°
	profond	-	0°-130°	0°-84°	-
	superficiel antérieur	19°-130°	-	-	30°-130°
	superficiel postérieur	-	0°-130°	0°-96°	-
LCL	unique	0°-99°	99°-130°	0°-130°	-
Tendon poplité	unique	0°-130°	-	25°-130°	-
Fibulo-poplité	unique	27°-130°	-	27°-130°	-
Fascia-lata	unique	-	0°-130°	-	0°-130°
Fibres de Kaplan	unique	-	10°-130°	-	10°-130°
Ligament fémoro patellaire médial	ensemble	0°-25°	-	-	-
	supérieur	-	80°-130°	-	-
	inférieur	35°-130°	-	-	-
Ligament fémoro patellaire latéral	ensemble	-	40°-130°	-	40°-130°
	supérieur	-	-	-	-
	inférieur	-	24°-130°	-	24°-130°

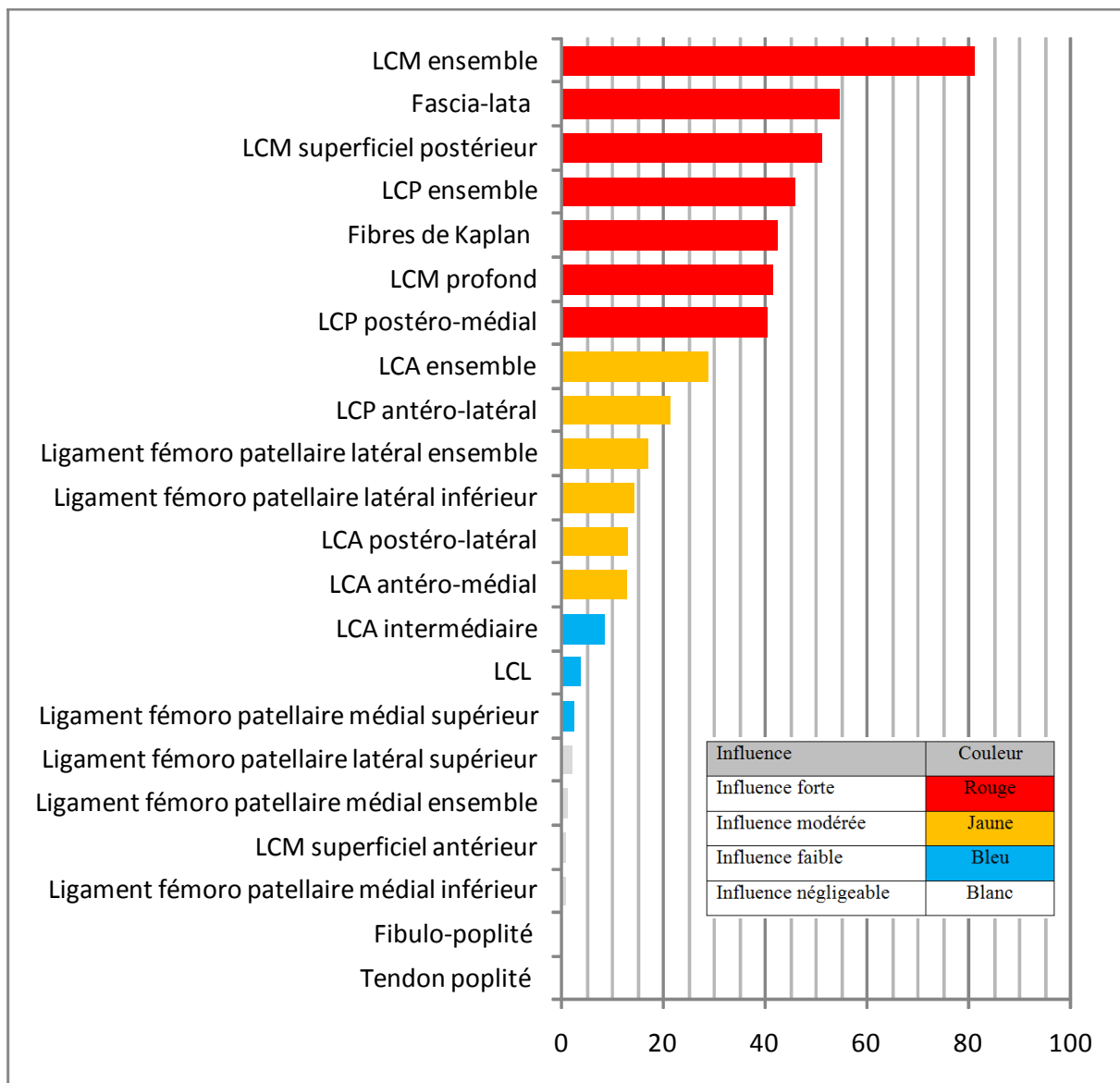
Paramètres les plus influents sur la rotation interne du tibia par rapport au fémur

Le graphique ci-dessous met en évidence les paramètres les plus influents sur la rotation interne du tibia par rapport au fémur. Les paramètres peuvent être des « rotateurs internes » ou des freins à la rotation externe du tibia par rapport au fémur.



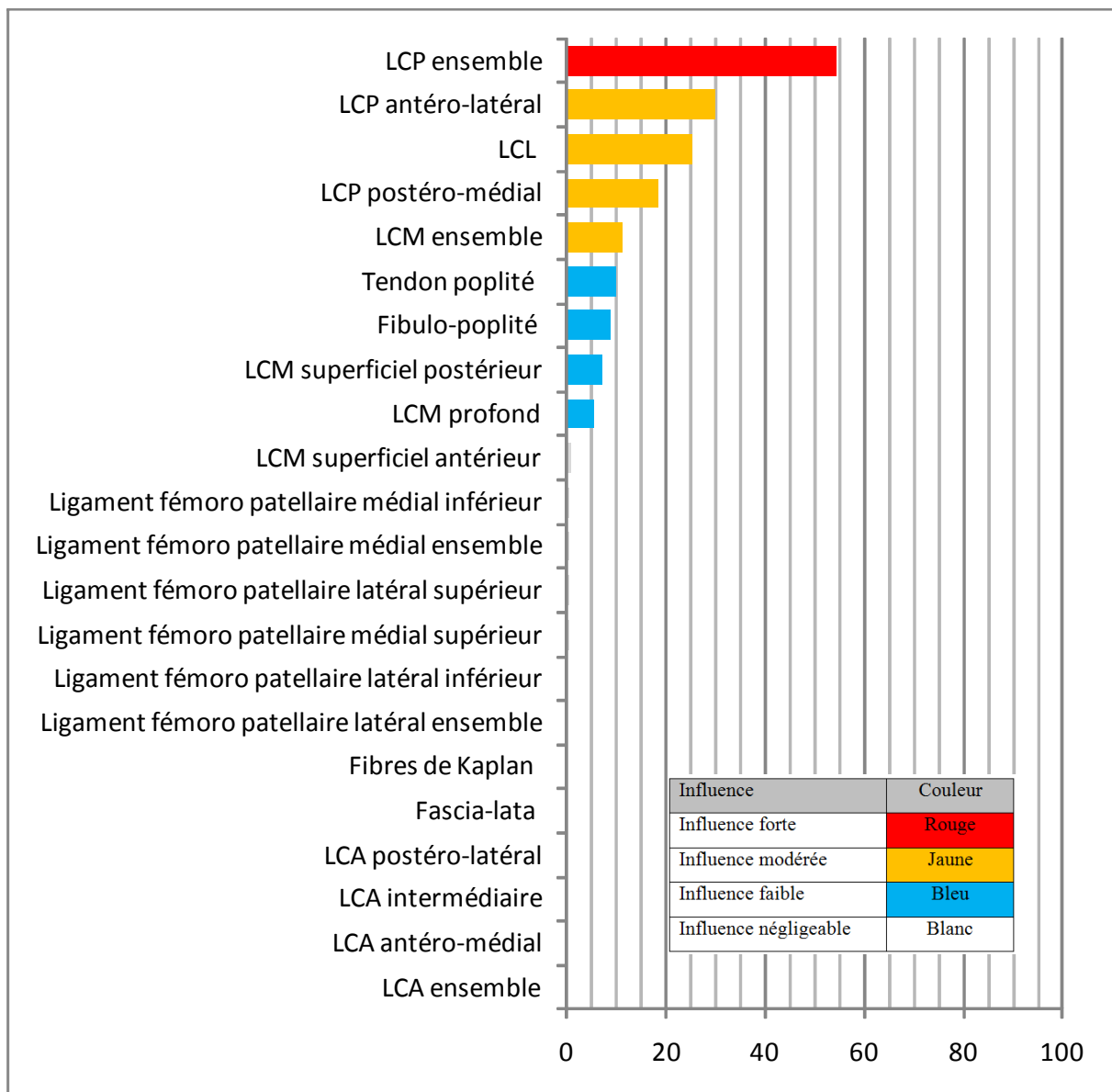
Paramètres les plus influents sur la rotation externe du tibia par rapport au fémur

Le graphique ci-dessous met en évidence les paramètres les plus influents sur la rotation externe du tibia par rapport au fémur. Les paramètres peuvent être des « rotateurs externes » ou des freins à la rotation interne du tibia par rapport au fémur.



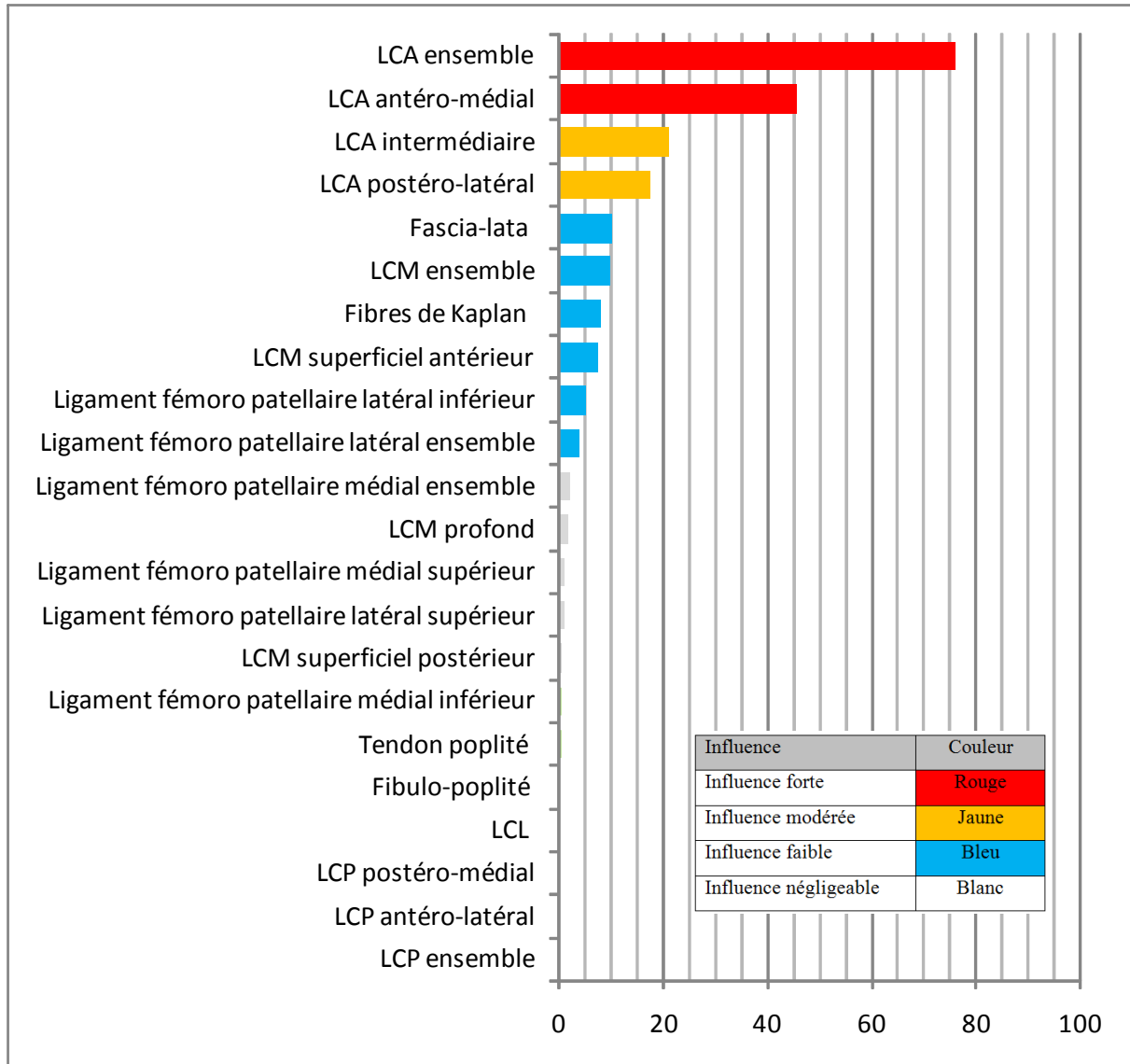
Paramètres les plus influents sur le recul du fémur par rapport au tibia

Le graphique ci-dessous met en évidence les paramètres les plus influents sur le recul du tibia par rapport au fémur. Ces paramètres peuvent être des éléments tirant le fémur en postérieur ou limitant l'avancée du fémur par rapport au tibia.



Paramètres les plus influents sur l'avancée du fémur par rapport au tibia

Le graphique ci-dessous met en évidence les paramètres les plus influents sur l'avancée du tibia par rapport au fémur. Ces paramètres peuvent être des éléments tirant le fémur en antérieur ou limitant le recul du fémur par rapport au tibia.



Conclusion

Le travail de cette thèse a eu pour objectif de dessiner un modèle, de le valider, de définir et d'évaluer l'influence des paramètres de ce modèle. Ce modèle offre désormais de nombreuses nouvelles possibilités dont l'étude d'autres morphotypes, l'aide à la conception de prothèse totale de genou, la création d'un outil d'évaluation du genou en consultation et un outil prévisionnel de résultat attendu d'une chirurgie.

Etude d'autres morphotypes

La modélisation a été réalisée à partir d'un genou globalement normo-axé. Il pourrait être intéressant de lancer des simulations à partir de différentes déformations. Une déformation en genou varum avec une usure paramétrée du plateau tibial médial peut-être envisagée. Une déformation en genou valgum avec une usure paramétrée du condyle postérieur latéral est aussi modélisable. En faisant varier le volume d'os en moins dans une même enveloppe ligamentaire, il est possible d'évaluer l'évolution de la pathologie dégénérative.

Aide à la conception d'une prothèse totale de genou

Il est possible de mettre en place des composants prothétiques sur le modèle. Il faut définir le positionnement de chacun de ces composants sur le modèle. Il faut supprimer les structures ligamentaires sacrifiées pendant la mise en place de la prothèse. Le ligament croisé antérieur est supprimé pour un grand nombre de type de prothèses. Le ligament croisé postérieur est lui aussi sacrifié dans un nombre plus réduit de types de prothèses. Un des points faibles de la chirurgie prothétique du genou est l'usure des composants prothétiques. La simulation peut fournir les efforts fémoro-tibiaux et fémoro-patellaires. La diminution de ces efforts minimisera les usures des composants prothétiques. Un autre point faible de la chirurgie prothétique du genou concerne les douleurs patellaires. Il est probable que ces douleurs soient liées aux efforts fémoro-patellaires. La simulation de l'articulation prothésée peut permettre de connaître les variations de chargement de l'articulation avant/après la chirurgie

Outil d'évaluation du genou en consultation

Lors de la consultation, il est possible d'appréhender la cinématique du genou. Le principe Les modèles pourront être utilisés dans le cadre de l'évaluation du genou à partir d'un résultat de cinématique enregistré en consultation. Dans ce cadre, il s'agit d'une utilisation des résultats du modèle en « reverse ingeeniring ». En effet, le modèle sera utilisé à partir de ses

résultats pour remonter jusqu'à ses conditions initiales. Le principe de cette utilisation consiste à utiliser une bibliothèque de résultats du modèle et de comparer les courbes enregistrées sur un patient donné par rapport aux résultats référents stockés dans la bibliothèque. La mise au point d'un tel outil sera certainement longue. Il faudra déterminer la sélectivité des résultats afin de vérifier que le logiciel informatique soit capable de sélectionner le modèle dont la cinématique est la plus proche de la cinématique du patient analysé.

Simulation du résultat attendu d'une chirurgie

A partir des paramètres personnalisés d'un patient, la simulation peut définir la cinématique et les efforts dans les tissus mous et dans les surfaces articulaires du patient après la mise en place d'une prothèse de genou ou après la chirurgie réparatrice ligamentaire. Cette simulation est tout à fait possible d'un point de vue technique. D'un point de vue financier, à l'époque du contrôle des dépenses de santé, cette pratique n'est pas envisageable pour la chirurgie de tous les jours.

Bibliographie

Articles de périodiques imprimés

- [01] AMIS, A.A. Biomechanics of the PCL and related structures: posterolateral, posteromedial and meniscofemoral ligaments. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 2003, 11, 271-281
- [02] AMIS, A.A. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. *The Journal of Bone and Joint Surgery Br*, 1991, 73-B, 260-267
- [03] AMIS, A.A. Anatomy of the posterior cruciate ligament and the meniscofemoral ligaments. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 2006, 14, 257-263
- [04] AMIS, A.A. Anatomy and biomechanics of the medial patellofemoral ligament. *The Knee*, 2003, 10, 215-220
- [05] ANDERSEN, H.N. Review on tension in the natural and reconstructed anterior cruciate ligament. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 1994, 2, 192-202
- [06] ARNOLD, M.P. The Normal Anterior Cruciate Ligament as a Model for Tensioning Strategies in Anterior Cruciate Ligament Grafts. *The American Journal of Sports Medicine*, 2005, 33, 277-283
- [07] APSINGI, S. The role of PCL reconstruction in knees with combined PCL and posterolateral corner deficiency. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 2008, 16, 104-111
- [08] BACH, J.M. Direct measurement of strain in the posterolateral bundle of the anterior cruciate ligament. *Journal Biomechanics*, 1997, 30, 281-283
- [09] BRINKMAN, J.M. The insertion geometry of the posterolateral corner of the knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery Br*, 2005, 87-B, 1364-1368

- [10] BULL, A.M.J. Incidence and Mechanism of the Pivot Shift. *Clinical Orthopaedics Related Research*, 1999, 363, 219-231
- [11] BULL, A.M.J. Intraoperative measurement of knee kinematics in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *The Journal of Bone and Joint Surgery Br*, 2002, 84-B, 1075-1081
- [12] COLOMBET, P. Morphology of Anterior Cruciate Ligament Attachments for Anatomic Reconstruction. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2006, 22, 984-992
- [13] DARGEL, J. Human Knee Joint Anatomy Revisited. *The Journal of Arthroplasty*, 2010, 00, 1-8
- [14] DIAMANTOPOULOS, A. The Posterolateral Corner of the Knee. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2005, 21, 826-833
- [15] DONAHUE, T.L.H. The sensitivity of tibiofemoral contact pressure to the size and shape of the lateral and medial menisci. *Journal of Orthopaedic Research*, 2004, 22, 807-814
- [16] ECKHOFF, D.G. Three Dimensional Morphology and Kinematics of the Distal Part of the Femur Viewed in Virtual Reality: Part II. *The Journal of Bone and Joint Surgery Am*, 2003 85-A, 97-104
- [17] ECKHOFF, D.G. Three Dimensional Morphology and Kinematics of the Distal Part of the Femur Viewed in Virtual Reality. *The Journal of Bone and Joint Surgery Am*, 2001 83-A, 43-50
- [18] ECKHOFF, D.G. Three Dimensional Mechanics, Kinematics, and Morphology of the Knee Viewed in Virtual Reality. *The Journal of Bone and Joint Surgery Am*, 2005 837, 71-80
- [19] EDWARDS, A. The attachments of the anteromedial and posterolateral fibre bundles of the anterior cruciate ligament: Femoral attachment. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 2008, 16, 29-36

- [20] EDWARDS, A. The attachments of the anteromedial and posterolateral fibre bundles of the anterior cruciate ligament: Tibial attachment. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 2007, 15, 1414-1421
- [21] GABRIEL, E. Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *Journal of Orthopaedic Research*, 2004, 22, 85-89
- [22] GROOD, E.S. Biomechanics of the knee-extension exercise. *The Journal of Bone and Joint Surgery Am*, 1984, 66, 725-734
- [23] HAGEMEISTER, N. Computer based method for the three-dimensional kinematic analysis of combined posterior cruciate ligament and posterolateral complex reconstructions on cadaver knees. *The Knee*, 2003, 10, 249-256
- [24] HARNER, C.D. The Human Posterior Cruciate Ligament Complex : An Interdisciplinary Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 1995, 23, 736-745
- [25] HUBERTI, H.H. Patellofemoral Contact Pressures: The Influence of Q-Angle and Tendofemoral Contact. *The Journal of bone and joint surgery*, 1984, 66-A, 715-724
- [26] IWAKI, H. Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *The Journal of bone and joint surgery Br*, 2000, 82-B, 1189-1195
- [27] JOHAL, P. Tibiofemoral movement in the living knee. A study of weight bearing and non-weight bearing knee kinematics using 'international' MRI. *Journal of biomechanics*, 2005, 38, 269-276
- [28] JORDAN, S.S. The In Vivo Kinematics of the Anteromedial and Posterolateral Bundles of the Anterior Cruciate Ligament During Weightbearing Knee Flexion. *The American Journal of Sports Medicine*, 2007, 35, 547-554
- [29] KAMATH, G.V. Femoral Radiographic Landmarks for Lateral Collateral Ligament Reconstruction and Repair. *The American Journal of Sports Medicine*, 2010, 38, 570-574

- [30] KANAMORI, A. In-situ force in the medial and lateral structures of intact and ACL-deficient knees. *Journal of Orthopaedics Science*, 2000 5, 567-571
- [31] KANISAWA, I. Weight-bearing knee kinematics in subjects with two types of anterior cruciate ligament reconstructions. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 2003, 11, 16-22
- [32] KARCHIN, A. Tension in a double loop tendon anterior cruciate graft during a simulated open chain knee extension exercise. *Journal of Orthopaedic Research*, 2005, 23, 77-83
- [33] KENNEDY, J.C. The posterior cruciate ligament. *Journal of Traumatology*, 1967, 7, 367-377
- [34] KENNEDY, J.C. Tension studies of human knee ligaments. Yield point, ultimate failure, and disruption of the cruciate and tibial collateral ligaments. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 1976, 58-A, 275-286
- [35] KOPF, S. A systematic review of the femoral origin and tibial insertion morphology of the ACL. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 2009, 17, 213-219
- [36] KUROSAWA, H. Simultaneous Measurement of Changes in Length of the Cruciate Ligaments During Knee Motion. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1987, 19, 233-240
- [37] LANGRANA, N.A. Computer-assisted Analysis of Ligament Constraints in the Knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1985, 196, 42-50
- [38] LAPRADE, R.F. The Anatomy of the Medial Part of the Knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery Am*, 2000, 89, 2000-2010
- [39] LAPRADE, R.F. The Anatomy of the Posterior Aspect of the Knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery Am*, 2007, 89, 758-764

- [40] LI, G. New fluoroscopic imaging technique for investigation of 6 DOF knee kinematics during treadmill gait. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 2009, 4, 1-5
- [41] LI, G. In Vivo Elongation of the Anterior Cruciate Ligament and Posterior Cruciate Ligament During Knee Flexion. *The Journal of Sports Medicine*, 2004, 32, 1415-1420
- [42] LIU, F. In vivo length patterns of the medial collateral ligament during the stance phase of gait. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 2011, 19, 719-727
- [43] LOGAN, M. The Effect of Posterior Cruciate Ligament Deficiency on Knee Kinematics. *The American Journal of Sports Medicine*, 2001, 32, 1915-1922
- [44] LOGAN, M. Tibiofemoral Kinematics Following Successful Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Multiple Resonance Imaging. *The American Journal of Sports Medicine*, 2004, 32, 984-992
- [45] LOGAN, M. Tibiofemoral Kinematics of the Anterior Cruciate Ligament (ACL) Deficient Weightbearing, Living Knee Employing Vertical Access Open “interventional” Multiple Resonance Imaging. *American Journal of Sports Medicine*, 2004, 32, 720-726
- [46] LOGAN, M. What Really Happens During the Lachman Test. *The American Journal of Sports Medicine*, 2004, 32, 369-375
- [47] LORENZ, S. Radiological evaluation of the anterolateral and posteromedial bundle insertion sites of the posterior cruciate ligament. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 2009, 17, 683-690
- [48] LORBACH, O. Influence of the Anteromedial and Posterolateral Bundles of the Anterior Cruciate Ligament on External and Internal Tibiofemoral Rotation. *The American Journal of Sports Medicine*, 2010, 3, 1-7

- [49] LUITES, J.W.H. Description of the attachment geometry of the anteromedial and posterolateral bundles of the ACL from arthroscopic perspective for anatomical tunnel placement. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 2007, 15, 1422-1431
- [50] MALONE, A.A. Injuries of the posterior cruciate ligament and posterolateral corner of the knee. *Injury International Journal of the Care of the Injured*, 2006, 37, 485-501
- [51] MARINOZZI, G. Human knee ligaments: mechanical tests and ultrastructural observations. *Italian Journal of Orthopaedics Traumatology*, 1983, 9, 231-240
- [52] MARKOLF, K. L. Biomechanical Studies of Double-Bundle Posterior Cruciate Ligament Reconstructions. *The Journal of Bone and Joint Surgery Am*, 2006, 88-A, 1788-1794
- [53] MARKOLF, K. L. Changes in Knee Laxity and Reconstructions. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2006, 22, 1100-1106
- [54] MARKOLF, K. L. Contributions of the Posterolateral Bundle of the Anterior Cruciate Ligament to Anterior-Posterior Knee Laxity and Ligament Forces. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2008, 24, 805-809
- [55] MARKOLF, K. L. Effects of Posterolateral Reconstructions on External Tibial Rotation and Forces in a Posterior Cruciate Ligament Graft. *The Journal of Bone and Joint Surgery Am*, 2007, 89-A, 2351-2358
- [56] MARKOLF, K. L. How Well Do Anatomical Reconstructions of the Posterolateral Corner Restore Varus Stability to the Posterior Cruciate Ligament-Reconstructed Knee? *The American Journal of Sports Medicine*, 2007, 35, 1117-1122
- [57] MARKOLF, K. L. Simulated Pivot-Shift Testing with Single and Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstructions. *The Journal of Bone and Joint Surgery Am*, 2008, 90, 1681-1689

- [58] MERICAN, A.M. The structural properties of the lateral retinaculum and capsular complex of the knee. *Journal of Biomechanics*, 2009, 42 ,2323-2329
- [59] MOGLO, K.E. On the coupling between anterior and posterior cruciate ligaments, and knee joint response under anterior femoral drawer in flexion: a finite element study. *Clinical Biomechanics*, 2003, 18, 751-759
- [60] MOUNTNEY, J. Tensile strength of the medial patellofemoral ligament before after repair or reconstruction. *The Journal of Bone and Joint Surgery Br*, 2005, 87B ,36-40
- [61] PARK, S.E. The change in length of the medial and lateral collateral ligaments during in vivo knee flexion. *The Knee*, 2006, 13, 77-82
- [62] PATEL, D.V. Injuries to the posterolateral structures of the knee. *The Knee*, 1998, 5, 21-31
- [63] PENN, D. Is there significant variation in the material properties of four different allografts implanted for ACL reconstruction. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 2009, 17, 260-265
- [64] PIETRINI, S. D. Radiographic Identification of the Primary Posterolateral Knee Structures. *The American Journal of Sports Medicine*, 2009, 37, 542-551
- [65] PRIETTO, M.P. Tensile strength of the human posterior cruciate ligament (PCL). *Trans Orthopedic Research Society*, 1988, 13, 195
- [66] RACE, A. Loading of the two bundles of the posterior cruciate ligament. *Journal of Biomechanics*, 1996, 29, 873-879
- [67] RAMANIRAKA, N.A. Effects of the posterior cruciate ligament reconstruction on the biomechanics of the knee joint : a finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 2005, 20, 434-442

- [68] REEVES, N. D. Human patellar tendon stiffness is restored following graft harvest for anterior cruciate ligament surgery. *Journal of Biomechanics*, 2009, 42, 797-803
- [69] ROBINSON, J. R. Structural properties of the medial collateral ligament complex of the human knee. *Journal of Biomechanics*, 2005, 38, 1067-1074
- [70] ROBINSON, J. R. The posteromedial corner revisited. *The Journal of bone and joint surgery Br*, 2004, 86-B, 674-681
- [71] ROBINSON, J. R. The Role of the Medial Collateral Ligament and Posteromedial Capsule in Controlling Knee Laxity. *The American Journal of Sports Medicine*, 2006, 34, 1815-1823
- [72] RUPP, S. Resulting Tensile Forces in the Human Bone-Patellar Tendon-Bone Graft. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 1999, 15, 179-184
- [73] SIEBOLD, R. Femoral Insertions of the Anteromedial and Posterolateral Bundles of the Anterior Cruciate Ligament. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2008, 25, 585-592
- [74] SIEBOLD, R. Tibial Insertions of the Anteromedial and Posterolateral Bundles of the Anterior Cruciate Ligament. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2008, 24, 154-161
- [75] STAUBLI, HU. Tibial attachment area of the anterior cruciate ligament grafts: correlation between radiological parameters and clinical results. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 2008, 4, 138-146
- [76] SUGITA, T. Anatomic and biomechanical study of the lateral collateral and popliteafibular ligaments. *The American Journal of Sports Medicine*, 2001, 29, 466-472
- [77] TAKEHIKO, I. Direct Anterior Cruciate Ligament Insertion to the Femur. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2010, 26, 513-520

- [78] THOMAS, O.L. The biomechanical properties of fascia lata grafts. *Injury International Journal of the Care of the Injured*, 1998, 29, 227-228
- [79] TRENT, P.S. Ligament length patterns, strength, and rotational axes of the knee joint. *Clinical Orthopaedics*, 1976, 117, 263-270
- [80] VICTOR, J. How Isometric Are the Medial Patellofemoral, Superficial Medial Collateral, and Lateral Collateral Ligaments of the Knee? *The American Journal of Sports Medicine*, 2009, 37, 2028-2036
- [81] WASCHER, D.C. Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments. *The Journal of Bone and Joint Surgery Am*, 1993, 75-A, 377-386
- [82] WATANABE, Y. Functional Anatomy of the Posterolateral Structures of the Knee. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 1993, 9, 57-62
- [83] WIDJICKS, C.A. Radiographic Identification of the Primary Medial Knee Structures. *The Journal of Bone and Joint Surgery Am*, 2009, 91, 521-529
- [84] WILLIAMS, A. Understanding Tibio-Femoral motion. *The Knee*, 2004, 11, 81-88
- [85] WILSON, D.R. Ligaments and articular contact guide passive knee flexion. *Journal of Biomechanics*, 1998, 31, 1127-1136
- [86] WILSON, D.R. The components of passive knee movement are coupled to flexion angle. *Journal of Biomechanics*, 2000, 33, 465-473
- [87] ZANTOP, T. Anterior cruciate ligament anatomy and function relating to anatomical reconstruction. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 2006, 14, 982-992
- [88] ZAVRAS, T.D. The effect of femoral attachment location on anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 2005, 13, 92-100

Ouvrages imprimés

[100] CABROL, C. *Manuel d'anatomie de l'appareil locomoteur*. Paris : Flammarion Médecine-Sciences, 1993, 434 p.

[101] KAPANDJI, I.A. *Physiologie articulaire Tome 2 Membre inférieur*. Paris : Maloine, 1991, 270 p.

[102] MARTIN, R.B. *Skeletal Tissue Mechanics*. New York : Springer, 1998, 392 p.

[103] MAW, V.C. *Basic Orthopaedics Biomechanics and Mechano-Biology*. Philadelphia : Lippincott Williams and Williams, 2005, 720 p.

[104] NORDIN, M. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Philadelphia : Lippincott Williams and Williams, 2001, 467 p.

[105] OZHAYA, N. *Fundamentals of biomechanics*. New York : Springer, 1998, 393 p.

[106] PANJABI, M. *Biomechanics in the musculoskeletal system*. Philadelphia : Churchill Livingstone, 2001, 196 p.

Caractérisation de la cinématique du genou

Identifier les effets de différents paramètres sur la cinématique du genou en utilisant la modélisation

Résumé

La cinématique de l'articulation du genou est complexe. Elle est déterminée par des paramètres géométriques et des paramètres mécaniques. Les paramètres géométriques sont principalement définis par la géométrie des os, des surfaces articulaires et par les insertions des différents tissus mous. Les paramètres mécaniques sont définis par les caractéristiques des tissus mous exprimés par les lois qui relient les distances entre leurs insertions et les efforts qu'ils génèrent. Les muscles, tendons et ligaments sont caractérisés par leur constante de raideur et leur pré-tension à une position donnée de l'articulation du genou : l'extension totale. Cette thèse analyse, à l'aide d'un modèle multi-corps rigides, le comportement de l'articulation du genou. La première partie de la thèse décrit la constitution du modèle. La seconde partie positionne le modèle dans des conditions aux limites. La troisième partie présente les résultats du modèle et les compare à différentes publications de la bibliographie. La quatrième et dernière partie fait varier les différents paramètres mécaniques et quantifie leur influence sur la cinématique du genou. Une synthèse des résultats permet de mettre en évidence les paramètres les plus influents sur la rotation interne/externe du tibia par rapport au fémur et sur l'avancée/recul du fémur par rapport au tibia pendant le mouvement de flexion du genou.

Mots-clés : Genou Cinématique Modélisation Ligaments Comportement Influence Paramètres Biomécanique

Résumé en anglais

Knee kinematic is complex. It depends of geometric parameters and mechanical parameters. Geometric parameters are mainly defined by bone geometry, articular surfaces and by several soft tissues insertions. Mechanical parameters are defined by soft tissues characteristics designed by laws which link distances between their insertions and generated forces. Muscles, tendons, and ligaments are characterized by linear stiffness and pre-load at one specific position of knee joint: full extension. This work analyzes with rigid-body simulation tool, the knee joint compartment. First part of this work describes model construction. Second part places model inside external loads and constrains. Third part shows model results and compares them to several bibliographies. Last and forth part tests several values of each mechanical parameter. This part evaluates influence of parameter to knee kinematic. Synthesis of results helps to show most influent parameters on internal/external rotation of tibia relative to femur and on femur anterior/posterior displacement during knee flexion movement.

Keys words: Knee Kinematic Model Ligaments Compartment Influence Parameters Biomechanics