



HAL
open science

Etude anatomique et biomécanique du ligament antérolatéral; implication dans sa reconstruction chirurgicale

Thomas Néri

► **To cite this version:**

Thomas Néri. Etude anatomique et biomécanique du ligament antérolatéral; implication dans sa reconstruction chirurgicale. Médecine humaine et pathologie. Université de Lyon, 2017. Français. NNT : 2017LYSES033 . tel-02186339

HAL Id: tel-02186339

<https://theses.hal.science/tel-02186339v1>

Submitted on 17 Jul 2019

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.



N°d'ordre NNT : 2017LYSES033

THESE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITE DE LYON
opérée au sein de
UNIVERSITE JEAN MONNET, SAINT ETIENNE

Ecole Doctorale Sciences, Ingénierie, Santé : ED SIS 488

**Laboratoire Inter-Universitaire de la Biologie et de la
Motricité : EA 7424**

Biologie et physiologie de l'exercice

Soutenue publiquement le 10/10/2017, par :
Dr THOMAS NERI

**ETUDE ANATOMIQUE ET
BIOMECANIQUE DU LIGAMENT
ANTÉROLATERAL ; IMPLICATION DANS
SA RECONSTRUCTION CHIRURGICALE**

Devant le jury composé de :

Farizon Frédéric, PUPH, MD, CHU de Saint-Etienne **Président**

Saragaglia Dominique, PUPH, MD, PhD, CHU de Grenoble **Rapporteur**

Servien Elvire, PUPH, MD, PhD, CHU de Lyon **Rapporteur**

Müller Werner, Pr émérite, MD, Bâle **Invité**

Philippot Rémi, PUPH, MD, PhD, CHU de Saint-Etienne **Directeur de thèse**

RESUME :

Les connaissances sur le ligament croisé antérieur (ACL) ont évolué et permis de développer de nouvelles techniques de reconstruction plus anatomiques. Malgré cela, de nombreuses études cliniques ont démontré que ces techniques dites anatomiques ne permettaient pas un contrôle parfait de l'instabilité rotatoire antérolatérale (ALRI). Ce postulat clinique a entraîné un regain d'intérêt pour les structures antérolatérales qui pourraient apporter une solution à ce problème d'instabilité persistante. Depuis la redécouverte du ligament antérolatéral (ALL), la description anatomique et biomécanique de ce ligament a bien évolué. Toutefois il persiste encore de nombreuses questions qui rendent approximative sa reconstruction chirurgicale. Quelle sont ses caractéristiques anatomiques et histologiques ? Quelle est sa participation dans le contrôle de la stabilité rotatoire du genou ? Les reconstructions proposées sont-elles physiologiques et efficaces sur les instabilités résiduelles ? Quelles sont les indications de sa reconstruction ? Est-il possible de diagnostiquer sa rupture ?

Après avoir établi un protocole de dissection non extensif et reproductible, nous avons défini par une étude sur 84 genoux cadavériques, les paramètres anatomiques pertinents à l'obtention d'une reconstruction efficace du ALL. Puis nous avons réalisé, à travers une étude histologique, une description tissulaire complète du ALL afin de confirmer sa nature ligamentaire.

Dans un second temps, grâce à la mise au point et à la validation d'un protocole d'analyse cinématique par système optoélectronique tridimensionnel, nous avons pu étudier le rôle du ALL sur la stabilité du genou. A travers une analyse des variations de sa longueur au cours du mouvement, et des conséquences de sa section, son rôle sur le contrôle de l'ALRI a pu être déterminé avec précision.

Grâce à ces travaux, nous avons pu définir, dans un troisième temps, des impératifs biomécaniques et anatomiques permettant de reconstruire de manière physiologique le ALL. Afin d'évaluer cette technique, nous avons analysé les cinématiques du genou après cette reconstruction en les comparant avec celles obtenues après une ténodèse traditionnelle latérale au fascia lata.

Enfin, afin de préciser les indications de reconstructions du ALL, différents outils cliniques (laximétrie, accéléromètre triaxial), et morphologiques (IRM, échographie) ont été analysés afin d'évaluer leurs pertinences dans le diagnostic de rupture du ALL.

En conclusion, ce travail donne une vue d'ensemble globale du ALL, de sa description anatomique et histologique, en passant par sa fonction biomécanique, jusqu'à sa reconstruction chirurgicale.

MOTS CLES : Genou, Ligament antérolatéral, Instabilité rotatoire antérolatérale, Anatomie, Histologie, Biomécanique, Cinématique, Reconstruction anatomique

KEYWORDS : Knee, Anterolateral ligament, Anterolateral Rotatory instability, Anatomy, Histology, Biomechanics, kinematic, Anatomic reconstruction

JURY :

Directeur : Pr Remi Philippot

Président : Pr Frédéric Farizon

Pr Dominique Saragaglia, Rapporteur

Pr Elvire Servien, Rapporteur

Pr Werner Müller

DATE DE SOUTENANCE : 10 octobre 2017

ADRESSE PERSONNELLE : Lieu-dit "La Thérie", 42580, L'Etrat

ADRESSE PROFESSIONNELLE : Service de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique, service de Chirurgie du Sport, Pavillon B, Hôpital Nord, Saint Priest en Jarez, 42270.

ADRESSE INTERNET : thomas.neri@chu-st-etienne.fr

LISTE DES PARTICIPANTS :

Pr Rémi Philippot
Pr Frédéric Farizon
Pr Thierry Busso
Pr Jean Michel Prades
Pr Michel Peoc'h
Pr Pierre Croisille
Dr Rodolphe Testa
Dr Thierry Annweiler
Dr Benoit Boutin
Dr Thomas Bonanzinga
Dr Bertrand Boyer
Dr Giorgio Gresta
Mr Fabien Palpacuer
Mr Florian Bergandi
Mr Pierre Dalcol
Mme Margaux Dehon
Mr Loïc Laurendon
Mr Antoine Lamotte
Mr Etienne Grenier
Mme Marine Dematon
Mme Geneviève Abrial
Mr Yvon Gautier et la société Arthrex®
La société Orthokey®
La société Genourob®

Mes cochefs : Dr Jean Francois Meucci, Dr Etienne Sautier, Dr Benjamin Basson, Dr German Filippi, Dr Juan Prieto, qui m'ont permis de trouver le temps nécessaire à la réalisation de cette thèse. Je leur dédie ce travail.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	1
1. DESCRIPTION ANATOMIQUE ET HISTOLOGIQUE DU LIGAMENT ANTEROLATERAL	3
1.1. Anatomie du ligament antérolatéral : définition d'un protocole de dissection conservateur	5
RESUME	5
INTRODUCTION	6
MATERIEL ET METHODES	7
RESULTATS.....	10
DISCUSSION	12
CONCLUSION	14
1.2. Anatomie du ligament antérolatéral et implications dans sa reconstruction chirurgicale	15
RESUME	15
INTRODUCTION	16
MATERIEL ET METHODES	17
RESULTATS.....	19
DISCUSSION	22
CONCLUSION	24
1.3. Etude histologique du ligament antérolatéral.....	25
RESUME	25
INTRODUCTION	26
MATERIEL ET METHODES	27
RESULTATS.....	29
DISCUSSION	33
CONCLUSION	34
POINTS CLES DU CHAPITRE 1	35

2. ROLE BIOMECANIQUE DU LIGAMENT ANTEROLATERAL.....	35
2.1. Cinématique du ligament antérolatéral : validation d'un protocole optoélectronique....	39
RESUME	39
INTRODUCTION	40
MATERIEL ET METHODES	41
RESULTATS.....	45
DISCUSSION	48
CONCLUSION	49
2.2. Rôle du ligament antérolatéral sur la stabilité du genou	51
RESUME	51
INTRODUCTION	52
MATERIEL ET METHODES	53
RESULTATS.....	55
DISCUSSION	57
CONCLUSION	60
POINTS CLES DU CHAPITRE 2	61
3. LA RECONSTRUCTION DU LIGAMENT ANTEROLATERAL	63
3.1. Descriptif d'une technique chirurgicale de reconstruction combinée du ligament antérolatéral et du ligament croisé antérieur	65
INSTALLATION	65
PRELEVEMENT DES TENDONS ISCHIO-JAMBIERS ET PRECALIBRAGE DE LA GREFFE.....	65
REALISATION DES TUNNELS OSSEUX POUR LA RECONSTRUCTION DU ACL.....	66
PREPARATION DE LA GREFFE	67
PASSAGE ET FIXATION DE LA GREFFE CORRESPONDANT AU ACL	67
REALISATION DES TUNNELS TIBIAUX POUR LA RECONSTRUCTION DU ALL	68
PASSAGE ET FIXATION DE LA GREFFE CORRESPONDANT AU ALL	69
3.2. Evaluation de la reconstruction du ligament antérolatéral	71
RESUME	71
INTRODUCTION	72
MATERIEL ET METHODES	73
RESULTATS.....	75
DISCUSSION	78
CONCLUSION	81
POINTS CLES DU CHAPITRE 3	83

4. DIAGNOSTIC D'UNE RUPTURE DU LIGAMENT ANTEROLATERAL.....	85
INTRODUCTION	85
4.1. Profil laximétrique du ligament antérolatéral au GnRB	89
RESUME	89
MATERIEL ET METHODES	90
RESULTATS.....	92
DISCUSSION	94
CONCLUSION	95
4.2. Utilisation d'un accéléromètre triaxial dans le diagnostic d'une rupture du ligament antérolatéral	97
RESUME	97
MATERIEL ET METHODES	98
RESULTATS.....	101
DISCUSSION	103
CONCLUSION	104
4.3. Imagerie du ligament antérolatéral : comparaison de l'IRM et de l'échographie	105
MATERIEL ET METHODES	105
POINTS CLES DU CHAPITRE 4	113
5. REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.	115
6. ANNEXES	129
7. PUBLICATIONS EN RAPPORT AVEC LE TRAVAIL DE THESE.....	137
8. COMMUNICATIONS EN RAPPORT AVEC LE TRAVAIL DE THESE.....	147
8.1. Communications internationales.....	147
8.2. Communications nationales.....	147

INTRODUCTION

Les connaissances sur le ligament croisé antérieur (ACL) ont évolué et permis de développer de nouvelles techniques de reconstruction plus anatomiques. Malgré cela, de nombreuses études cliniques ont démontré que ces techniques dites anatomiques ne permettaient pas un contrôle parfait de l'instabilité rotatoire antérolatérale. Ce postulat clinique a entraîné un regain d'intérêt pour les structures antérolatérales qui pourraient apporter une solution à ce problème d'instabilité persistante. Depuis la redécouverte du ligament antérolatéral (ALL), la description anatomique et biomécanique de ce ligament a bien évolué. Toutefois il persiste encore de nombreuses questions qui rendent approximative sa reconstruction chirurgicale. Quelle sont ses caractéristiques anatomiques et histologiques ? Quelle est sa participation dans le contrôle de la stabilité rotatoire du genou ? Les reconstructions proposées sont-elles physiologiques et efficaces sur les instabilités résiduelles ? Quelles sont les indications de sa reconstruction ? Est-il possible de diagnostiquer sa rupture ?

Dans le premier chapitre, une description anatomique et histologique du ligament antérolatéral (ALL) a été réalisée.

A travers la définition d'un protocole de dissection, l'objectif de la première partie était de confirmer la réalité anatomique du ALL et d'en proposer une description anatomique qualitative.

Dans une deuxième partie, nous avons analysé les caractéristiques anatomiques (analyse quantitative) de ce ligament nécessaires à sa reconstruction. Cela incluait le repérage précis de ses points d'insertion, la définition de ses rapports avec les structures adjacentes et l'évolution de sa longueur en fonction des conditions de flexion et de rotation.

Enfin, dans une troisième partie, nous avons réalisé une description histologique du ALL, afin de connaître sa véritable nature tissulaire.

Néanmoins, lors de notre étude anatomique préalable, les variations de longueur au cours du mouvement étaient déterminées à partir de mesures statiques. Cela permettait seulement d'appréhender le rôle du ALL à partir d'extrapolations statistiques. Afin de définir précisément son implication dans la stabilité du genou, il était nécessaire dans le deuxième chapitre dédié à sa fonction, d'analyser son comportement à travers une analyse cinématique continue.

Premièrement, nous avons donc mis en place et validé un protocole d'analyse cinématique par système optoélectronique tridimensionnel, permettant d'analyser les cinématiques du genou. Grâce à ce dispositif, les cinématiques du ALL et du ACL sur genou intact étaient analysées.

Deuxièmement, avec le même protocole, nous avons étudié les conséquences de séquences lésionnelles induites (lésion isolée du ALL, puis lésion conjointe du ALL et du ACL) sur la cinématique du genou. L'objectif était de déterminer le rôle du ALL sur le contrôle de la translation tibiale antérieure et sur la rotation interne du tibia.

Dans le troisième chapitre, après avoir démontré l'existence et le rôle du ALL, nous souhaitons proposer et évaluer une technique chirurgicale de reconstruction anatomique ALL.

Dans un premier temps, nous avons élaboré une technique chirurgicale de reconstruction du ALL basée sur les impératifs anatomiques et biomécaniques préalablement définis.

Puis, grâce au protocole d'analyse optoélectronique tridimensionnelle décrit précédemment, nous avons évalué et comparé les cinématiques du genou après une reconstruction concomitante du ACL et du ALL et après une reconstruction du ACL associée à une ténodèse latérale extra-articulaire au fascia lata. L'objectif était d'analyser leurs profils cinématiques respectifs afin d'évaluer leur efficacité sur la stabilité du genou (contrôle de la rotation interne et de la translation tibiale antérieure) et de rechercher d'éventuelles hyper-contraintes induites.

Enfin dans un dernier chapitre, afin de préciser les indications de reconstructions du ALL, différents outils diagnostiques permettant de dépister ou de confirmer une atteinte du ALL étaient évalués. Ainsi, nous avons analysé la pertinence diagnostique de plusieurs dispositifs cliniques (laximétrie, accéléromètre triaxial), et morphologiques (IRM, échographie).

Pour faciliter la lecture et la compréhension, cette thèse a été construite en plusieurs chapitres, regroupant chacun plusieurs études à part entière, structurées selon les conventions internationales de rédaction d'un article scientifique. Au début de chaque chapitre et de chaque étude, une introduction a été réalisée afin d'exposer le contexte et la problématique spécifique de la partie étudiée. Dans un esprit synthétique, les points clés ont été récapitulés à la fin de chaque chapitre.

1. DESCRIPTION ANATOMIQUE ET HISTOLOGIQUE DU LIGAMENT ANTEROLATERAL

Dans ce premier chapitre, une description anatomique et histologique du ligament antérolatéral (ALL) a été réalisée.

A travers la définition d'un protocole de dissection, l'objectif de la première partie était de confirmer la réalité anatomique du ALL et d'en proposer une description anatomique qualitative.

Dans une deuxième partie, nous avons analysé les caractéristiques anatomiques (analyse quantitative) de ce ligament nécessaires à sa reconstruction. Cela incluait le repérage précis de ses points d'insertion, la définition de ses rapports avec les structures adjacentes et l'évolution de sa longueur en fonction des conditions de flexion et de rotation.

Enfin, dans une troisième partie, nous avons réalisé une description histologique du ALL, afin de connaître sa véritable nature tissulaire.

1.1. Anatomie du ligament antérolatéral : définition d'un protocole de dissection conservateur

(Article soumis : « Anterolateral ligament of the knee: define of landmarks for safe anatomic surgical approach »)

RESUME

INTRODUCTION : L'objectif de cette étude était de définir les repères anatomiques nécessaires à un abord chirurgical du ligament antérolatéral (ALL) reproductible, rapide et conservateur, sans léser les structures latérales adjacentes du genou.

METHODES : Un total de 84 genoux cadavériques a été étudié selon un nouveau protocole de dissection. Aucune structure latérale n'a été enlevée ou sectionnée, afin de respecter les structures anatomiques adjacentes au ALL. Les insertions tibiales et fémorales ont été décrites par rapport aux structures adjacentes afin de déterminer les repères anatomiques de référence.

RESULTATS : Le ALL a pu être trouvé dans 95 % des genoux (80 sur 84). Les repères anatomiques indispensables à son identification étaient : l'épicondyle fémoral latéral et l'insertion fémorale du ligament collatéral latéral (LCL) pour l'insertion fémorale, le tubercule de Gerdy, le cartilage articulaire et la tête de la fibula pour l'insertion tibiale. Pour déterminer son trajet ligamentaire, il était nécessaire d'appliquer de la rotation interne au tibia et de mettre en tension le LCL sans changer la position du genou.

CONCLUSION : La définition de repères anatomiques précis nous a permis de définir un nouveau protocole de dissection du ligament antérolatéral à la fois rapide, reproductible, et conservateur n'endommageant pas les structures adjacentes.

MOTS CLES : Genou, Ligament antérolatéral, Anatomie, Etude cadavérique, Protocole de dissection, Conservateur

INTRODUCTION

La première description du ligament antérolatéral (ALL) a été proposée par le chirurgien français Paul Segond en 1879. Ce dernier décrivait déjà une bande fibreuse, nacrée et résistante qui se tendait invariablement lors de la rotation interne forcée du genou. De cette découverte, il a décrit sa fracture éponyme, correspondant à l'arrachement tibial de cette bande tissulaire. L'existence et le rôle de cette structure ont été rediscutés en 1976 par Hughston *et al.* dans leur travail sur les modes d'instabilité rotatoire du genou [1]. Plus tard Seebacher *et al.* ont décrit 3 couches anatomiques de la face latérale du genou [2]. La couche I correspondait à la bandelette iliotibiale (ITB). La couche II correspondait au rétinaculum patellaire. Enfin la couche III comprenait la partie latérale de la capsule, le ligament collatéral latéral (LCL) et une structure fibreuse antérolatérale. Laprade *et al.* vont décrire la « mid third lateral capsular ligament » puis le « lateral collateral ligament complex » [3].

Plus récemment, dans la continuité de l'étude de Vincent *et al.*, Claes *et al.* ont reconnu et décrit un ligament à part entière qu'ils ont nommé ligament antérolatéral [4,5]. Depuis, de nombreuses équipes se sont intéressées à déterminer ses caractéristiques anatomiques, son comportement biomécanique, afin d'en proposer une reconstruction efficace [6–8].

Le premier protocole de dissection, décrit par Claes *et al.* et repris par d'autres auteurs, consistait en un abord latéral du genou avec une désinsertion complète de l'ITB après l'avoir détachée des fibres de Kaplan et du rétinaculum latéral qui étaient respectivement sectionnés [4,9,10]. De plus, une ténotomie du biceps fémoral était réalisée. Daggett *et al.* ont proposé une variation de ce même protocole en conservant les fibres de Kaplan afin de respecter l'insertion fémorale du ALL [11]. Afin de s'affranchir de la raideur cadavérique, Parker *et al.* ont décrit une alternative en réalisant des sections du quadriceps et de l'ITB [12]. L'inconvénient de toutes ces techniques est qu'il est systématiquement réalisé une résection de l'ITB plus ou moins associée à des sections des fibres de Kaplan et du biceps fémoral. Ces structures anatomiques ont un rôle important dans la stabilité rotatoire du genou [13–15]. La plupart des études sur le ALL cherchant à déterminer ses caractéristiques et son rôle dans la stabilité rotatoire du genou sont des études cadavériques basées sur ces protocoles de dissection non conservateur [16,17]. Dans ces conditions, il est difficile d'extrapoler les résultats à un genou sain. Il paraît donc indispensable de préserver ces structures latérales si l'on veut étudier le comportement biomécanique du ALL. De même, *in vivo*, chez les patients présentant une instabilité rotatoire du genou, il conviendra de respecter ces structures lors de l'abord chirurgical.

Notre hypothèse était qu'il était possible, grâce à des repères anatomiques simples, de réaliser une dissection standardisée et conservatrice du ALL.

L'objectif de cette étude était de définir les repères anatomiques nécessaires à un abord chirurgical du ALL, reproductible, rapide et conservateur, sans léser les structures latérales adjacentes du genou.

MATERIEL ET METHODES

Type d'étude :

Il s'agissait d'une étude cadavérique incluant 84 genoux à partir de 42 sujets frais congelés (24 hommes et 18 femmes). L'âge moyen était de 79.1 ±11 ans [57 à 102] au moment du décès. La taille moyenne était 173 ±9 cm [157 à 191]. Les spécimens ne montraient aucun signe de dégénérescence et étaient exposés à la température ambiante pendant 24h. Les corps provenaient du programme de donation de l'université de Saint-Étienne. Ces personnes avaient, avant leur mort, donné un consentement éclairé pour l'utilisation de leur corps à des fins scientifiques et éducatives.

Pour tous les genoux, les mobilités en extension, flexion et rotation interne étaient dans les normes physiologiques. Les sujets ayant des antécédents de rupture ou de reconstruction du Ligament Croisé Antérieur (ACL), de grandes déformations ou de gonarthrose sévère ont été exclus de l'étude. Tous les genoux avec un tiroir tibial antérieur important et un ressaut rotatoire explosif étaient considérés comme ayant une rupture du ACL et étaient donc exclus. Lorsqu'il existait un doute sur l'intégrité du ACL une arthrotomie antéro-médiale mini invasive était réalisée. Au total 13 genoux ont été exclus.

Protocole de dissection : (Figure 1).

1- Le genou étudié était positionné proche de 30° de flexion pied en rotation neutre. Une incision cutanée latérale du genou, arciforme, centrée sur le tubercule de Gerdy (GT) était réalisée. La peau était intégralement conservée.

2- L'ITB était intégralement conservée. Aucune désinsertion, fenêtré ou lambeau n'était réalisée. Une incision longitudinale, dans l'axe de ses fibres, au milieu de sa largeur antéropostérieure, était réalisée. Comme le plan anatomique entre l'ITB et le vaste latéral est facile à identifier, nous avons effectué cette incision de proximal à distal en terminant sur le GT. Ainsi, une fois le ALL identifié cette structure restait intègre et pouvait simplement être suturée afin de préserver sa fonction stabilisatrice du compartiment latéral. Ensuite, de part et d'autre de l'incision réalisée sur l'ITB, un plan anatomique était dégagé à sa face profonde. Ce geste était réalisé avec précaution en passant simplement des ciseaux à la face postérieure de l'ITB, selon la « reverse scissoring technique ». La couche anatomique d'intérêt, correspondant à la partie latérale de la capsule, le LCL et le ALL pouvait ainsi être exposés. Il existe véritablement un plan de dissection anatomique entre le l'ITB et le ALL. Néanmoins ce dernier est plus facile à mettre en évidence en proximal qu'en distal. En effet, l'ITB a une tension plus importante proche de son insertion distale. Cette étape devait être réalisée avec précaution afin de ne pas endommager le ALL. Plus particulièrement, la zone postérieure et proximale à l'épicondyle fémoral latéral devait être rigoureusement respectée afin d'éviter de léser les fibres de Kaplan et l'insertion fémorale du ALL.

3- Une fois l'ensemble du plan anatomique du ALL exposé, il était nécessaire d'identifier son insertion tibiale et fémorale. Afin de repérer l'insertion fémorale du ALL, il était nécessaire d'identifier dans un premier temps le LCL. En effet, de nombreux travaux anatomiques décrivent l'insertion fémorale du ALL proche de celle du LCL. Pour repérer l'insertion fibulaire du LCL, une incision au-dessus des fibres du tendon du biceps fémorale était réalisée. En crochetant et ainsi mettant en tension le LCL, le trajet de ce dernier pouvait être identifié jusqu'à son insertion fémorale. Cette manœuvre évitait d'effectuer des contraintes en varus forcé et permettait d'appliquer une tension constante et permanente au LCL. L'identification visuelle de l'insertion fémorale du LCL suffisait. Il ne fallait pas vouloir dégager aux ciseaux son insertion sous peine d'endommager le ALL qui cheminait à la face superficielle du LCL.

4- Afin d'identifier le trajet ligamentaire du ALL et ses insertions osseuses, il était nécessaire de le mettre en tension afin de le différencier de la capsule articulaire antérolatérale. Pour cela, il était nécessaire d'appliquer une rotation interne maximale. Son insertion fémorale, postérieure et proximale à l'épicondyle fémorale latéral pouvait être alors identifiée facilement. Ensuite, la course ligamentaire du ALL pouvait être individualisée jusqu'à son insertion distale. Cette dernière se situait approximativement à mi-distance sur une ligne reliant le GT à la tête de la fibula.

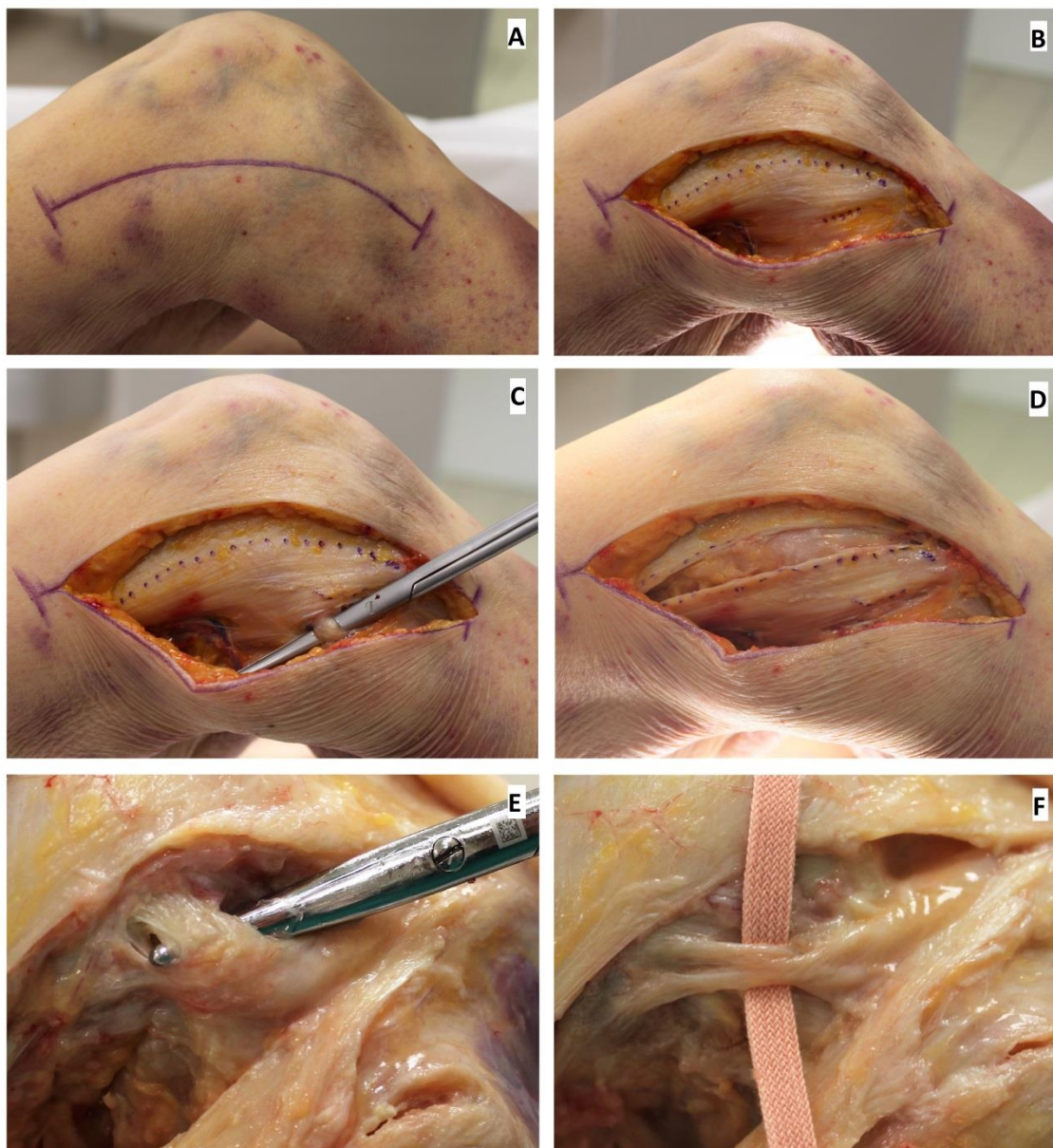


Figure 1. Protocole de dissection de l'ALL

(ALL: AnteroLateral Ligament, LCL: lateral collateral ligament, ITB: IlioTibial Band, GT: Gerdy's Tubercle, FH: Fibula's Head)

1a. Incision cutanée latérale arciforme centrée en distale sur le tubercule de Gerdy

1b. Après dissection des tissus cellulo-graisseux sous cutanés, exposition du plan latéral superficiel comportant l'ITB et le tendon du biceps fémoral. Marquages des incisions respectives de l'ITB et de l'incision permettant d'identifier l'insertion fibulaire du LCL.

1c. Incision au-dessus du tendon du biceps fémoral et de la tête de la fibula qui permettait de repérer l'insertion fibulaire du LCL. Le LCL était crocheté afin de pouvoir le mettre en tension

1d. Incision de l'ITB de proximal en distal. Il existait un plan de dissection entre la face profonde de l'ITB et la face superficielle de la capsule.

1e. Repérage de l'insertion fémorale du LCL, après avoir appliqué une tension sur ses fibres à travers l'insertion distale. En simulant un varus forcé, ce crochetage permettait de mettre en tension le LCL en évitant de changer de position du genou. Ainsi l'ensemble du LCL se mettait en tension et l'identification de son insertion fémorale était facilitée.

1f. Visualisation de l'ALL. Afin de le différencier de la capsule articulaire, une mise en tension de ses fibres était nécessaire. Pour cela le genou devait être positionné à 30° de flexion avec une rotation interne maximale. Son insertion fémorale était facilitée par la mise en évidence première de celle du LCL. Son insertion tibiale était recherchée sur la ligne unissant la tête de la fibula au tubercule de Gerdy.

Analyse qualitative :

Afin de proposer une description anatomique plus précise, la dissection a été complétée sur 40 genoux. L'ITB était sectionné transversalement à environ 6 cm en proximal de l'épicondyle fémoral latéral. Il était ensuite soigneusement détaché du septum intermusculaire et du LCL jusqu'au Tubercule de Gerdy (GT), permettant ainsi la visualisation des couches des fibres de Maissiat. La capsule, le ménisque latéral et l'artère géniculée latéro-inférieure (LIGA) étaient repérés afin d'étudier leurs rapports respectifs avec le ALL, puis réséqués. Le ALL, le LCL, le tendon du poplité (PT), le ligament Fibulo-Poplité (PFL) étaient ensuite intégralement disséqués de leur insertion proximale à leur insertion distale (**Figure 2**). Chaque ALL était décrit en fonction de ses insertions, de son trajet et de ses interconnexions avec les autres structures.

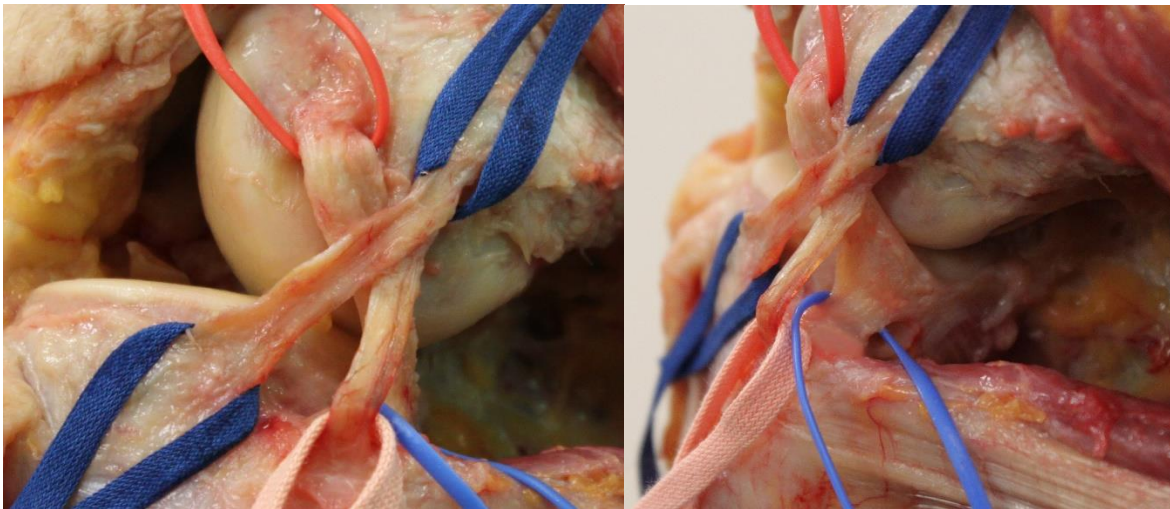


Figure 2. Vue latérale et postéro-latérale du genou après dissection, avec mise en évidence des insertions respectives des structures latérales et postéro-latérales.

(Ligament Antérolatéral (ALL, en bleu foncé), Ligament Collateral Lateral (LCL, en rose), Tendon du Poplité (PT, en rouge) et Ligament Fibulo-Poplité (PFL, en bleu clair))

RESULTATS

Le ALL a pu être identifié avec précision dans 80 genoux sur 84 disséqués (95 %) avec un temps de dissection constamment inférieur à 30 minutes. Il existait une véritable courbe d'apprentissage. Schématiquement, la première moitié des dissections a été réalisée entre 25 et 30 minutes et la seconde moitié entre 20 et 25 min.

Les 4 genoux sur lesquels le ALL n'a pas pu être identifié appartenaient à deux spécimens avec des âges très avancés (respectivement 93 et 98 ans). Dans ces quatre cas, il n'existait pas véritablement de formation ligamentaire antérolatérale individualisable. Chez ces quatre cas, une arthrotomie antéro-médiale a été réalisée. Il était retrouvé un ACL présent mais remanié (cicatrisation en nourrice).

Pour tous les autres cas, cette structure était plus marquée chez certains individus que d'autres mais était facilement reconnaissable avec de l'expérience. La fixation fémorale était complexe, en forme d'éventail. Cette insertion était toujours postérieure et discrètement proximale à l'insertion du LCL. Il n'existait pas de variabilité importante de cette insertion. Au niveau de leur insertion fémorale, il existait des connexions entre le LCL et le ALL, donnant parfois un aspect d'insertion commune.

Son trajet était oblique vers le bas et l'avant. Il cheminait à la face superficielle de la capsule articulaire du genou. Il existait des relations étroites avec la capsule, la corne moyenne du ménisque latéral et l'artère géniculée latéro-inferieure. Seul le trajet oblique et orienté de ces fibres permettait de l'individualiser. Pour être différencié de la capsule articulaire, le ALL devait être obligatoirement mis en tension en positionnant genou à 30° de flexion avec une rotation interne forcée (**Figure 3**).

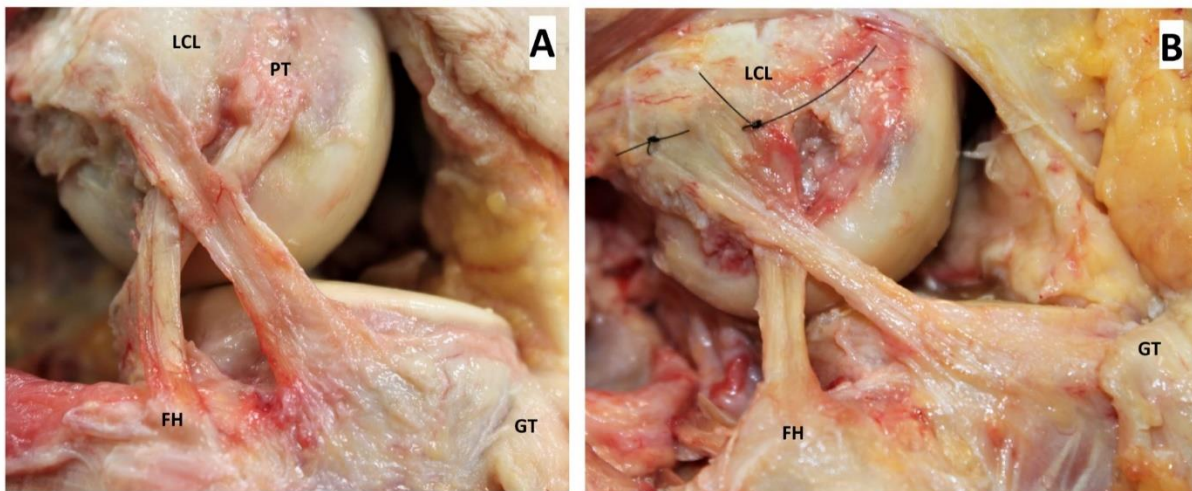


Figure 3. Description qualitative du ALL et principaux repères

(ALL: anterolateral ligament, LCL: lateral collateral ligament, PT: popliteus tendon, GT: Gerdy's tubercle, FH: fibula head)

3a. en rotation neutre. L'insertion fémorale était postérieure et proximale à l'épicondyle fémoral latéral et à l'insertion fémorale du LCL.

3b. en rotation interne et après ablation du tendon poplité. Les fibres du ALL se tendent avec la rotation interne.

L'insertion tibiale du ALL était plus large que son insertion fémorale. Elle était postérieure au GT et antérieure à la tête de la fibula. Il s'agissait d'une surface triangulaire située globalement au milieu de la ligne reliant le GT et l'apex de la tête de la fibula (**Figure 4**). La section transversale du ALL, montrait une épaisseur relativement constante le long de son trajet principal.

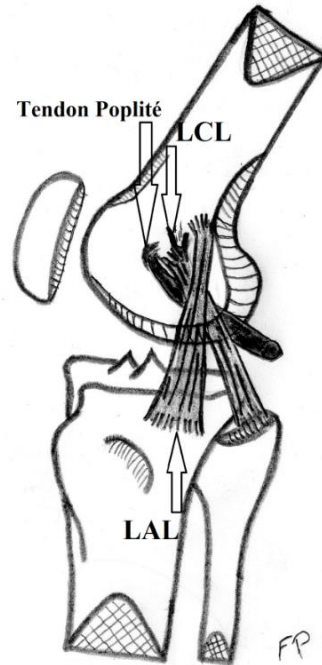


Figure 4. Schéma d'une vue latérale du genou après dissection (Illustration F. Palpacuer). Il existait un élargissement progressif du ALL entre son insertion fémorale et tibiale avec une insertion tibiale triangulaire schématiquement à équidistance entre le tubercule de Gerdy et la tête de la fibula.

DISCUSSION

Ce nouveau protocole de dissection permettait une identification facilitée et reproductible du ALL, tout en conservant les structures anatomiques adjacentes. Le premier avantage de ce protocole était la standardisation du geste de dissection. En respectant les différentes étapes, le ALL a pu être identifié avec précision dans 95 % (80 ALL identifiés sur 84 genoux disséqués) avec un temps de dissection constamment inférieur à 30 minutes. Le deuxième avantage était qu'aucune structure anatomique stabilisatrice du plan latéral n'était sectionnée. L'ITB était conservée et simplement incisée dans l'axe de ses fibres afin de ne pas compromettre son intégrité.

Néanmoins, cette étude comportait plusieurs limites. La première était l'âge avancé des corps et, par conséquent, la dégénérescence potentielle des structures. L'extrapolation de ces résultats sur des sujets vivants doit donc être faite avec précaution. Deuxièmement, les antécédents des corps étaient inconnus. Il pourrait donc exister des remaniements voir des ruptures du ALL entraînant des erreurs de mesure. Pour les quatre genoux où le ALL n'a pu être identifié, il existait un doute sur une rupture ancienne, cicatrisée, du ACL. Il est probable que le ALL était aussi lésé, expliquant les difficultés pour l'identifier. Enfin, malgré un repérage minutieux, les mesures pouvaient souffrir d'un défaut de précision. Les surfaces d'insertion étant larges, il était difficile d'en apprécier avec précision le centre.

Afin de rendre accessible ce protocole et d'éviter les erreurs, nous avons défini les principaux repères anatomiques à identifier, comme suit :

- Pour l'insertion tibiale les repères étaient le sommet de la tête de la fibula et le tubercule de Gerdy, avec un ALL s'insérant sur une ligne unissant les deux structures. Cette insertion d'une largeur moyenne de 11 mm, était le plus souvent à mi-distance de ces deux structures osseuses. Dans l'axe longitudinal sa distance moyenne par rapport aux cartilages articulaires du plateau tibial latéral était de 11 mm.

- Pour l'insertion fémorale, les repères étaient l'épicondyle fémoral latéral et l'insertion fémorale du LCL. L'identification du LCL était facilitée par sa mise en tension. Pour cela notre technique utilisait un crochetage au niveau de son insertion distale et permettait ainsi de laisser la jambe dans sa position initiale en évitant des manœuvres de varus forcé. Son insertion était toujours postérieure et est discrètement proximale à l'épicondyle fémoral latéral.

- Afin d'identifier la course ligamentaire du ALL sans l'endommager, deux conditions étaient nécessaires. La première était de dégager le plan anatomique à la face profonde de l'ITB avec précaution, car le ALL se situait en profondeur entre la face superficielle de la capsule latérale et la face profonde de l'ITB. La deuxième condition, nécessaire à l'identification du trajet de ses fibres, était la mise en la mise en tension du ALL. La longueur du ALL était maximale, lorsque le genou était à 30° de flexion en rotation interne maximale.

La comparaison de notre étude avec les données des principales études anatomiques de la littérature retrouve de nombreuses similarités (**tableau 1**).

Premièrement, avec 95% de ALL retrouvés, notre étude semble conforme aux données de la littérature récente [4,9,10,12,16,18].

Deuxièmement, l'insertion tibiale ne semble plus faire débat, et sa situation entre le GT et la tête fibulaire semble désormais consensuelle. Comme l'avaient décrit initialement Claes *et al.* la fracture décrite par Paul Segond pourrait donc bien correspondre à un arrachement de l'insertion tibiale du ALL qui serait rompu conjointement au ACL [16,19]. Néanmoins, il persiste encore des variabilités sur l'insertion fémorale [11,12]. Pour certains, son origine serait antérieure au LCL [4,10,20], voire identique à celle du tendon poplité [5]. Pour d'autres, comme notre étude, l'insertion fémorale du ALL serait postérieure et proximale au LCL [9,11,16]. Anatomiquement, le ALL semble

croiser superficiellement les fibres du LCL et ainsi entretenir des connexions fibreuses au niveau de leur insertion respective. Néanmoins, en détachant le ALL nous avons pu déterminer une empreinte fémorale indépendante, postérieure et discrètement proximale à celle du LCL. La variabilité de la description de l'insertion fémorale du ALL, conforte notre choix de mettre en place un protocole de dissection standardisé.

	n=	Pourcentage de ALL identifié	Excision cutanée	Exérèse de l'ITB	Insertion fémorale du ALL par rapport à l'épicondyle fémoral latéral	Insertion tibiale du ALL : entre le GT et la FH
Claes <i>et al.</i> (2013)	41	97%	oui	oui	antérieure et distale	21.6 mm du GT, 23.2 mm du FH
Helito <i>et al.</i> (2013)	20	100%	oui	oui	antérieure et distale	21.6 mm du GT, 23.2 mm du FH
Dodds <i>et al.</i> (2014)	40	83%	oui	oui	postérieure et proximale	18 mm du GT, 34 mm du FH
Catherine <i>et al.</i> (2014)	19	100%	oui	oui	postérieure et proximale ou antérieure et distale	Approximativement au milieu du GT et de la FH
Rezansoff <i>et al.</i> (2014)	13	100%	oui	oui	postérieure et proximale ou antérieure et distale	24.7 mm du GT, 11.5 mm du FH
Runner <i>et al.</i> (2015)	20	45.5%	oui	oui	Sur l'épicondyle (45%) ou postérieure et proximale (55%)	18.6 mm du GT, 15.2 mm du FH
Kossy <i>et al.</i> (2016)	11	91%	oui	oui	postérieure et proximale (6), ou antérieure et distale (3), ou sur l'épicondyle (1)	variations (le plus souvent proche de la FH)
Daggett <i>et al.</i> (2016)	52	100%	oui	oui	sur l'épicondyle (23%), ou partagé avec l'origine en étant discrètement postérieure et proximale (58%), ou complètement postérieure et proximale (19%)	
Parker <i>et al.</i> (2016)	53	96.2%	oui	oui	antérieure ou sur l'épicondyle	17.7 mm du GT, 12.3 mm du FH
Notre étude	84	95%	non	non	postérieure et proximale	19.8 mm du GT, 24.3 mm du FH

Tableau 1. Comparaison des études anatomiques sur le ALL.

(ALL: Ligament Antérolatéral, ITB: Bande Iléo-Tibiale, GT: Tubercule de Gerdy, FH: Tête de la Fibula)

Troisièmement, à l'inverse des descriptions de Stijak et Hughston, notre travail suggère que le ALL est une structure extra-capsulaire, posée et donc liée à la capsule mais différenciable visuellement de cette dernière [1,20]. Certains auteurs décrivent des interactions entre le ALL et le ménisque latéral [21]. Comme Brockmeyer *et al.*, nous pensons qu'il s'agit de structures anatomiques distinctes mais entretenant entre elles des relations étroites [22–24]. Nous n'avons retrouvé aucun plan anatomique entre ces différentes structures. Cela semble correspondre aux travaux originaux de Claes *et al.* qui avaient proposé le terme de « lateral collateral ligament complex » et aux travaux plus anciens de Laprade *et al.* qui sans individualiser le ALL, avaient décrit la « mid third lateral capsular ligament » [3,4]. Pour nous, seule la mise en tension de ses fibres permet de l'individualiser de la capsule antérolatérale.

Enfin, comparée à la littérature, notre étude semble être la seule à proposer une dissection du ALL véritablement conservatrice sans détacher l'ITB [4,9–12,16,25–27]. Après avoir identifié le ALL, notre incision dans l'axe des fibres peut être refermée sans difficulté (*figure 1d*) et ne compromet pas l'intégrité de l'ITB. Cette structure étant un élément de stabilité important du plan latéral du genou, il semble indispensable de devoir la conserver [13]. Même s'il est plus aisé de disséquer le ALL en enlevant complètement l'ITB, il nous semblait important de proposer une aide à travers des repères anatomiques clairement définis, afin de pouvoir l'identifier tout en étant conservateur. Ainsi par son côté anatomique et conservateur, ce protocole de dissection standardisé permettra d'ouvrir de nouveaux champs d'applications. Pour les études in vitro sur genou cadavérique, ce protocole permettra d'étudier le comportement mécanique du ALL sans avoir les effets secondaires engendrés par les sections des structures adjacentes [16]. In vivo, cette technique est applicable dans le cadre d'un abord chirurgical dans la prise en charge des instabilités rotatoires du genou afin de permettre une visualisation du ALL et d'en proposer une reconstruction chirurgicale [28].

CONCLUSION

La définition de repères anatomiques précis, nous a permis de définir un nouveau protocole de dissection du ligament antérolatéral à la fois rapide, reproductible et conservateur vis-à-vis des structures adjacentes. Cela devrait permettre de réaliser des études biomécaniques plus fiables et de proposer des explorations et des réparations chirurgicales plus efficaces.

1.2. Anatomie du ligament antérolatéral et implications dans sa reconstruction chirurgicale

(Article publié : « Anterolateral ligament: anatomic implications for its reconstruction ») [29]

RESUME

INTRODUCTION : L'objectif de cette étude était, à travers une large série anatomique, de définir les paramètres anatomiques pertinents à l'obtention d'une reconstruction efficace du Ligament Antérolatéral (ALL) : son insertion anatomique, ses variations de longueur au cours du mouvement et enfin les données anthropométriques prédictives de sa longueur.

METHODES : 84 genoux frais congelés ont été disséqués pour analyser le ALL. Les insertions tibiales et fémorales ont été décrites par rapport aux structures adjacentes. La longueur du ligament a été mesurée dans différentes positions de flexion (extension, Flex30°, Flex60°, Flex90°) et de rotation (rotation neutre, interne ou rotation externe). La largeur et l'épaisseur du ALL ont été mesurées. Nous avons recherché des corrélations entre la longueur du ALL, la morphologie du genou et les caractéristiques individuelles (taille, sexe).

RESULTATS : Le ALL a été retrouvé sur 80 genoux (95%). Dans tous les cas, l'insertion fémorale était postérieure (5.52 ± 0.93 mm [3.83 à 6.94]) et discrètement proximale (1.51 ± 0.75 mm [0.63 to 2.37]) à celle du ligament collatéral latéral (LCL). La longueur moyenne du ALL augmentait de manière significative avec la rotation interne et diminuait avec la rotation externe ($p < 0.05$). La longueur était maximale à 30° et minimale à 90° de flexion. Ils existaient des corrélations significatives entre la longueur du ALL, la taille, le sexe et les dimensions du fémur proximal.

CONCLUSION : Pour obtenir une reconstruction anatomique du ALL avec une isométrie favorable, nous recommandons de positionner le tunnel fémoral postérieur et discrètement proximal à l'épicondyle fémoral latéral et d'ajuster sa tension en fixant la greffe vers 30° de flexion afin qu'elle soit tendue dans ce secteur de mobilité. Ces réglages devraient permettre un bon contrôle de la stabilité rotatoire sans induire de raideur supplémentaire.

MOTS CLES : Genou, Ligament antérolatéral, Anatomie, Etude cadavérique, Analyse quantitative, Longueur

INTRODUCTION

Très récemment, des reconstructions anatomiques du ALL ont été réalisées afin de contrôler le pivot shift résiduel après ligamentoplastie du ligament croisé antérieur (ACL) [28]. Quelques techniques de reconstruction du ALL ont été décrites [28,30–34]. Néanmoins, aucune d'entre elles n'a prouvé sa supériorité et il subsiste des interrogations quant au bon positionnement de la greffe et quant au réglage de sa tension.

Afin de procéder à une reconstruction efficace du ALL, en termes de stabilité rotatoire et d'isométrie dans les mouvements de flexion–extension de genou, il est primordial de connaître précisément ses rapports anatomiques. Il est également nécessaire de savoir à quel degré de flexion du genou il convient de régler sa tension. Enfin, il paraît important d'estimer la longueur du ALL en fonction des caractéristiques de l'individu, afin d'anticiper la préparation du transplant pendant la reconstruction [35].

Pour le positionnement, toutes les études s'accordent pour définir son insertion tibiale à équidistance entre le tubercule de Gerdy (TG) et la tête de la fibula. En revanche l'insertion fémorale n'est pas consensuelle. Elle varie dans la littérature par rapport à l'insertion proximale du LCL. Certains auteurs la décrivent comme antérieure et distale par rapport à celle du LCL [4,20,36,37]. D'autres la décrivent postérieure et proximale à l'épicondyle [9,11,16]. D'autres études, notamment celle de Daggett *et al.* décrivent même des variations anatomiques [11,25,26].

S'il existe désormais un consensus pour dire que la longueur du ALL augmente avec la rotation interne, il en est pas de même concernant les variations de longueur au cours des mouvements de flexion et d'extension du genou. Pour certains, le ALL voit sa longueur augmenter progressivement pour être maximale vers 90° de flexion du genou [38,39]. Pour d'autres, le maximum de longueur est atteint entre 30 et 60° [16,40,41]. La question « à quel degré de flexion fixer la greffe ? » reste donc ouverte. La plupart des études tentant d'élucider cette question restent de faible puissance.

Concernant les variations interindividuelles, peu d'études se sont attachées à déterminer des corrélations entre les caractéristiques individuelles et les variations de longueur du ALL [4,42]. Ce paramètre reste néanmoins indispensable pour estimer la longueur de la greffe nécessaire à la reconstruction anatomique du ALL.

L'objectif de cette étude était, à travers une large série anatomique, de définir les paramètres anatomiques pertinents à l'obtention d'une reconstruction efficace du ALL : son insertion anatomique, ses variations de longueur au cours du mouvement et enfin les données anthropométriques prédictives de sa longueur.

MATERIEL ET METHODES

Type d'étude :

Les caractéristiques du ALL ont été étudiées à partir de 84 genoux cadavériques frais congelés (44 chez des hommes, 36 chez des femmes). L'âge moyen était de 79 ± 11 ans [57 à 102] au moment du décès. La taille moyenne était 173 ± 9 cm [157 à 191].

Les conditions d'obtention, de conservation, de préparation et d'utilisation des corps, ainsi que les critères d'inclusion et d'exclusion étaient similaires à ceux de l'étude biomécanique réalisée au préalable (*chapitre 1.1 : définition d'un protocole de dissection conservateur*).

Protocole de dissection :

La dissection a été réalisée selon le protocole défini précédemment (*chapitre 1.1 : définition d'un protocole de dissection conservateur*). Le tibia a été positionné en rotation médiale maximale, genou fléchi (30°) afin de mettre en tension les fibres du ALL et de mieux les individualiser. La dissection de son insertion fémorale a permis d'étudier les rapports avec les structures adjacentes. (*Figure 1*). Les centres respectifs des insertions des structures disséquées ont été délimités in situ en utilisant des aiguilles repères, afin de rendre les mesures plus reproductibles.

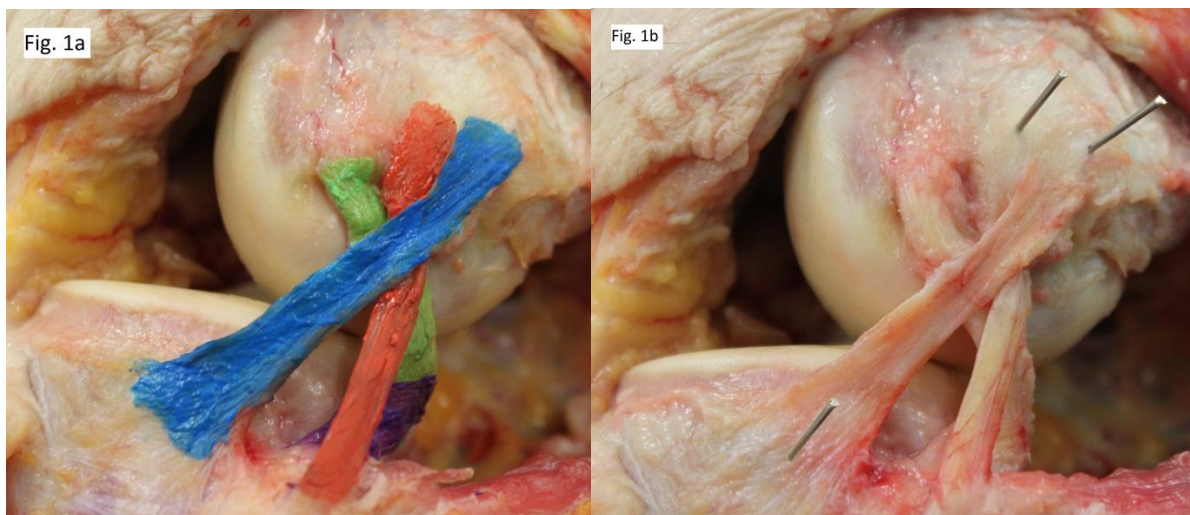


Figure 1.

1a. Vue latérale après dissection complète du Ligament Antérolatéral (ALL, en bleu), du Ligament Collateral Lateral (LCL, en rouge), du Tendon du Poplité (PT, en vert) et du Ligament Fibulo-Poplité (PFL, en violet).

1b. Vue latérale avec repères du centre des insertions.

Pour des raisons didactiques, la capsule, le ménisque latéral et l'ITB ont été enlevés sur ces clichés. Lors des mesures, ces structures étaient préservées conformément au protocole de dissection décrit.

Analyse quantitative :

Pour chaque spécimen, la taille, le poids, l'âge et le sexe du sujet étaient consignés. Les caractéristiques quantitatives (longueur, largeur, épaisseur) du ALL ont été déterminées en utilisant un pied à coulisse numérique (Electronic Digital Caliper®) (**Annexe 1**) dont la précision était de 0.01 mm. Un goniomètre analogique a été également utilisé pour déterminer degré de flexion. La longueur du ALL a été étudiée dans différentes conditions de flexion (extension, Flexion 30°, Flexion 60°, Flexion 90°) et de rotation (rotation neutre NR, rotation interne IR, rotation externe ER). La rotation neutre (NR) était définie comme une position de rotation du tibia non contrainte, le pied en rotation neutre et le tibia dans sa position normale par rapport au fémur. La rotation interne (IR) et la rotation externe (ER) étaient réalisées en exerçant des contraintes de rotation sur le tibia. Afin de quantifier la force du couple de rotation, une clé dynamométrique réglée à 5 Nm et placée sur la mortaise tibio-fibulaire était utilisée. La largeur du ligament a été mesurée au niveau de l'insertion tibiale, au niveau de l'interligne et au niveau de l'insertion fémorale. Son épaisseur a été appréciée au niveau de l'interligne articulaire.

Les rapports du ALL avec les structures osseuses et ligamentaires adjacentes ont été également étudiés : distance Tubercule de Gerdy (GT)-ALL, distance tête fibula (FH)-ALL, distance cartilage articulaire-ALL, distance LCL-ALL, distance tendon poplité (PT)-ALL.

Des mesures osseuses ont été réalisées pour rechercher une éventuelle corrélation entre les dimensions du ALL et la morphologie du genou : la largeur épicondylienne (mesurée comme la distance entre l'épicondyle fémoral médial et l'épicondyle fémoral latéral, la largeur de l'échancrure intercondylienne fémorale, la largeur (medio-latérale) et la profondeur (antéro-postérieure) de l'épiphyse tibiale proximale.

Analyse statistique

Les résultats étaient essentiellement de nature descriptive et étaient notés comme moyenne, \pm écart type [maximum, and minimum]. L'analyse statistique a été réalisée par l'intermédiaire du logiciel SPSS Statistic® (SPSS Inc, Chicago, United States). Le seuil de significativité était fixé par un $p < 0.05$.

Les variations de longueur du ALL dues aux conditions de rotation ou de flexion du genou, étaient examinées en utilisant une analyse de variance (ANOVA) avec des ajustements de Bonferroni, de Student-Newman-Keuls et de Tukey. La variable d'intérêt était la longueur du ALL.

Les corrélations entre les variables anthropométriques étaient étudiées à l'aide du test de corrélation de Pearson. Les variables quantitatives (taille, épaisseur/ longueur/largeur du ALL, dimensions osseuses, âge) étaient analysées avec un test paramétriques non apparié de Student, tandis que le test non paramétrique de Mann-Whitney était utilisé pour les variables qualitatives (sexe). Les différentes positions du genou (extension, flexion, NR, IR, and ER) ne changeaient pas les valeurs des corrélations et le degré de significativité.

RESULTATS

Description anatomique quantitative (*Tableau 1*)

Le ALL était présent sur 80 genoux (95%). Pour tous les genoux, l'insertion fémorale était postérieure (5.52 ± 0.93 mm [3.83 à 6.94]) et légèrement proximale (1.51 ± 0.75 mm [0.63 à 2.37]) à celle du LCL et postérieure (12.03 ± 1.34 mm [10.34 à 15.63]) et proximale (4.15 ± 0.35 mm [3.61 à 4.62]) par rapport à celle du tendon poplité. L'insertion tibiale était postérieure et légèrement proximale par rapport au tubercule de Gerdy (GT), antérieure et proximale par rapport à la tête fibulaire (FH) et distale par rapport au cartilage articulaire tibiale.

Au niveau de l'interligne articulaire, la largeur moyenne était de 6.75 ± 0.91 mm [4.09 à 8.00]. Il existait une différence significative entre la largeur de l'insertion distale et l'insertion proximale ($p < 0.05$). L'épaisseur était constante. Au niveau de l'interligne articulaire, elle était de 1.35 ± 0.18 mm [1.02 à 1.86].

Distance	Valeurs moyennes (\pm sd, min to max)
PT proximal - ALL proximal (postérieur)	12.07 (\pm 1.35 ; 10.34 to 15.63)
PT proximal - ALL proximal (proximal)	4.15 (\pm 0.35; 3.61 to 4.72)
LCL proximal - ALL proximal (postérieur)	5.52 (\pm 0.93; 3.83 to 6.94)
LCL proximal - ALL proximal (proximal)	1.51 (\pm 0.75; 0.63 to 2.37)
GT - ALL distal (postérieur)	19.80 (\pm 2.19; 14.59 to 23.50)
GT - ALL distal (distal)	3.72 (\pm 0.64; 2.13 to 5.80)
Tête Fibula - ALL distal	24.34 (\pm 2.09; 21.30 to 28.02)
Cartilage articulaire tibial - ALL distal (distal)	11.31 (\pm 1.65; 8.20 to 14.33)
Largeur ALL - insertion fémorale	8.36 (\pm 0.69; 6.47 to 9.56)
Largeur ALL - interligne	6.75 (\pm 0.91; 4.09 to 8.00)
Largeur ALL - insertion tibiale	11.21 (\pm 0.95; 9.99 to 13.03)

Tableau 1. Analyse quantitative (en mm).

(ALL: ligament anterolateral, LCL: ligament collatéral latéral, PT: tendon poplité, GT: tubercule de Gerdy)

Variation de longueur au cours du mouvement (*Tableau 2* et *Figure 2*)

Concernant l'influence de la rotation, la longueur moyenne du ALL augmentait de manière significative avec la rotation interne et diminuait avec la rotation externe ($p < 0.001$).

Concernant l'influence de la flexion, la longueur du ALL était maximale à 30° de flexion et minimale à 90° de flexion. Il existait une différence significative entre la longueur moyenne à 30° et à 90° de flexion, quelle que soit la rotation appliquée ($p < 0.001$). Il n'existait pas de différence significative entre les autres valeurs de flexion.

Longueur (mm)	Valeurs moyennes (\pm sd, min to max)
Extension	44.91 \pm 4.29 (39.02 to 53.76)
Flexion 30° - NR	45.29 \pm 4.14 (39.34 to 53.89)
Flexion 30° - LR	43.41 \pm 3.63 (38.13 to 49.86)
Flexion 30° - IR	50.39 \pm 6.64 (41.23 to 63.20)
Flexion 60° - NR	44.72 \pm 4.58 (38.49 to 53.29)
Flexion 60° - LR	42.96 \pm 3.87 (37.85 to 49.78)
Flexion 60° - ER	49.05 \pm 6.37 (40.89 to 60.07)
Flexion 90° - NR	44.05 \pm 4.84 (37.33 to 52.48)
Flexion 90° - LR	42.76 \pm 4.04 (36.8 to 49.33)
Flexion 90° - IR	46.84 \pm 5.91 (39.11 to 56.55)

Tableau 2. Variation de la longueur du ALL en fonction des différentes flexions du genou (extension, Flexion 30°, Flexion 60°, Flexion 90°) et de rotation (rotation neutre NR, rotation interne IR, rotation externe ER).

Les mesures sont exprimées en mm.

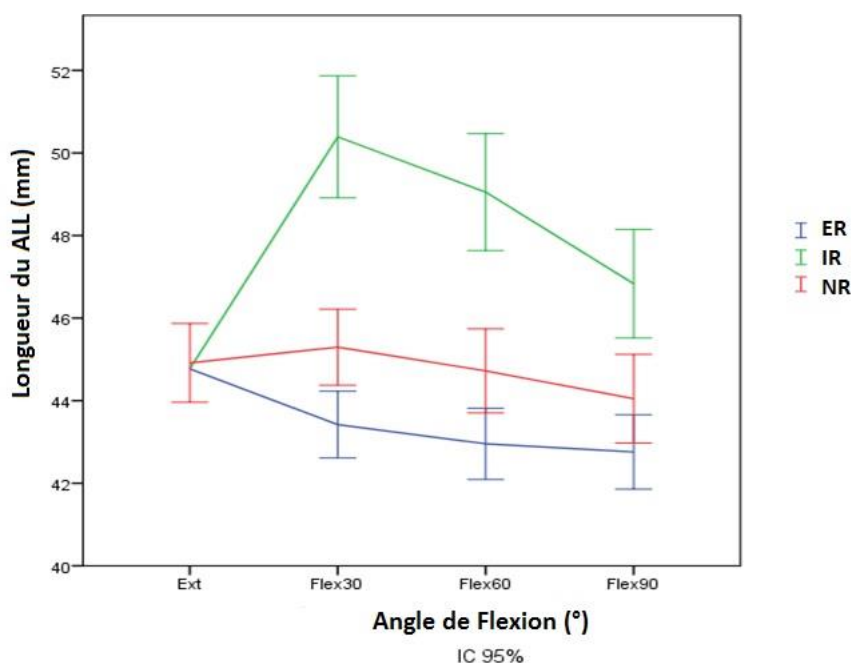


Figure 2. Variation de la longueur moyenne du ligament antérolatéral (ALL) en fonction de la flexion (extension EXT, Flexion 30° FLEX30, Flexion 60° FLEX60, Flexion 90° FLEX90) et de la rotation (rotation neutre NR, rotation interne IR, rotation externe ER).

Corrélations (Tableaux 3 et 4)

La position articulaire du genou (extension, flexion, rotation neutre, rotation interne et externe) ne modifiait en rien la valeur des corrélations et le taux de significativité.

La longueur du ALL était fortement corrélée à la taille du sujet ($p < 0.001$) (Tableau 3). Elle était également corrélée au sexe de l'individu ($p < 0.05$). Il n'y avait pas de corrélation entre la longueur du ALL et l'âge ($p > 0.05$).

Il existait une corrélation significative entre la longueur du ALL avec les dimensions du fémur proximal : largeur épicondylienne ($p < 0.001$) et échancrure intercondylienne ($p < 0.05$).

En revanche, il n'existait pas de corrélation statistiquement significative avec les dimensions de l'extrémité proximale du tibia (largeur médio-latérale et antéro-postérieure de l'épiphyse tibiale proximale) ($p > 0.05$).

longueur du ALL	taille	sexe	âge	largeur épicondylienne	largeur échancrure intercondylienne	largeur médio-latéral du tibia proximal	largeur antéro-postérieure du tibia proximal
flexion 0°	0.889**	0.377*	0.292	0.586**	0.361*	0.197	0.136
flexion 30°	0.985**	0.399*	0.213	0.600**	0.358*	0.279	0.258
flexion 60°	0.943**	0.367*	0.048	0.598**	0.368*	0.313	0.293
flexion 90°	0.983**	0.376*	0.081	0.708**	0.451**	0.296	0.285

Tableau 3. Corrélations de la longueur du ALL en fonction de la flexion par rapport aux variables anthropométriques. Les valeurs dans le tableau correspondent aux corrélations calculées à partir des valeurs en rotation neutre. Les corrélations calculées à partir des valeurs en rotation interne ou externe étaient similaires. (** $p < 0,001$, * $p < 0,05$)

Il n'existait pas de corrélation statistiquement significative de la longueur du ALL avec sa largeur ou son épaisseur ($p > 0.05$) (Tableau 4). Mise à part la distance ALL- LCL au niveau de son insertion fémorale qui était fortement corrélée à la longueur du ALL ($p < 0.001$), il n'existait pas d'autres corrélations significatives avec les structures adjacentes.

longueur du ALL	épaisseur ALL	largeur ALL	distance GT-ALL (antéro-postérieur)	distance GT-ALL (cranio-caudal)	distance FH-ALL	distance cartilage-ALL (cranio-caudal)	distance LCL-ALL (antéro-postérieur)	distance PT-ALL (antéro-postérieur)	distance PT-ALL (cranio-caudal)
flexion 0°	-0.128	-0.125	-0.096	0.255	-0.043	0.287	.509**	0.020	0.024
flexion 30°	-0.079	-0.121	-0.096	0.255	0.036	0.216	.576**	0.016	-0.102
flexion 60°	-0.072	-0.095	-0.025	0.248	0.073	0.177	.602**	-0.027	-0.188
flexion 90°	-0.015	0.022	0.015	0.233	0.104	0.303	.642**	-0.035	-0.151

Tableau 4. Corrélations de Pearson de la longueur du ALL en fonction de la flexion par rapport aux autres dimensions du ALL (largeur, épaisseur) et par rapport à la distance respective de l'insertion du ALL avec les structures adjacentes. Les valeurs dans le tableau correspondent aux corrélations calculées à partir des valeurs en rotation neutre. Les corrélations calculées à partir des valeurs en rotation interne ou externe étaient similaires. (** $p < 0,001$, * $p < 0,05$)

DISCUSSION

Bien qu'il existe une augmentation des plasties extra-articulaires du ALL, il n'existe aucun consensus sur les paramètres anatomiques à respecter. Notre étude a permis avec un nombre important de spécimens, de déterminer les impératifs anatomiques à respecter lors d'une reconstruction du ALL, en termes de positionnement, d'estimation de la longueur et de réglage de sa tension.

Le point d'entrée fémoral devra être positionné postérieur et proximal à l'épicondyle et la fixation tibiale à mi-distance entre le GT et la tête de la fibula. Sa longueur semblant être maximale vers 30° de flexion, nous recommandons de fixer la greffe à ce degré de flexion pour éviter une hypercorrection.

Néanmoins, cette étude comporte plusieurs limites. La première était l'âge avancé des corps et, par conséquent, la dégénérescence potentielle des structures. La préparation des corps utilisés peut être un autre inconvénient potentiel. Même si les corps n'étaient pas embaumés dans notre étude et que nous avons uniquement utilisé des corps frais congelés, il reste difficile d'extrapoler nos résultats à des genoux in vivo. Cependant, la plupart des études ont été réalisées sur des cadavres ; ce qui rend notre étude valide pour la comparaison des résultats.

La deuxième était que malgré un repérage minutieux, les mesures pouvaient souffrir d'un défaut de précision. Les surfaces d'insertion étant larges, il était difficile d'en apprécier avec précision le centre. Enfin le fait que les mesures aient été réalisées à des valeurs fixes de flexion et de rotation constitue également une limite. Une cinématique par dispositif optoélectronique serait préférable et permettrait de confirmer ses résultats.

Si l'insertion tibiale ne semble plus poser problème, l'insertion fémorale fait encore débat. Certaines études décrivaient une origine fémorale située antérieurement à la fixation du LCL [4,20,37] ou en association avec l'insertion du tendon du poplité [5]. Dans notre étude, l'insertion fémorale du ALL était postérieure et proximale à celle du LCL, comme indiqué par Dodds, Daggett, et Runer [9,11,16]. La détermination de l'insertion fémorale est capitale pour comprendre le comportement isométrique du ALL. En effet comme démontrée par Wieser, Kittl, et Kernkamp, la longueur et donc l'isométrie du ALL sont liées au positionnement de ses insertions [39,43,44]. Ainsi dans la littérature (**Tableau 5**), les équipes retrouvant une insertion fémorale antérieure à l'épicondyle vont avoir un ALL qui se tend au fur et à mesure de la flexion pour être maximale à 90° de flexion. Pour les autres, qui retrouvent comme dans notre étude, un positionnement postérieur et proximal à l'épicondyle, la longueur sera maximale en début de flexion, entre 0 et 30°. Ainsi, la longueur moyenne du ALL retrouvée dans notre étude est proche de celle retrouvée par *Dodds et al.* [16]. De nombreux auteurs retrouvent des longueurs moyennes plus petites. L'explication pourrait résider de la même façon dans la variabilité de la description insertion fémorale. Un positionnement antérieur de l'insertion fémorale par rapport à l'épicondyle fémoral entraîne inévitablement une diminution de la longueur mesurée du ALL. A l'inverse, un positionnement postérieur va augmenter la longueur moyenne. Il existe néanmoins un consensus sur l'influence de la rotation interne et sur le fait que le ALL n'aurait pas un comportement isométrique. Le positionnement de l'insertion tibiale, comme expliqué par Kittl *et al.*, aurait moins d'influence sur les variations de longueur du ALL. [43].

		n=	Type d'étude	Insertion fémorale du ALL par rapport à l'épicondyle fémoral latéral	Variation de la longueur pendant la flexion - la longueur du ALL augmente avec:	Variation de la longueur pendant la rotation - la longueur du ALL augmente avec:	Angle de flexion où la longueur du ALL est maximale (en rotation neutre)
Claes <i>et al.</i>	2013	41	cadavérique	antérieure et distale	flexion	-	90°
Dodds <i>et al.</i>	2014	40	cadavérique	postérieure et proximale	extension	rotation interne	0°
Helito <i>et al.</i>	2014	10	cadavérique, CT scans	antérieure et distale	flexion	-	90°
Kittl <i>et al.</i>	2014	8	cadavérique	antérieure et distale	flexion	-	90°
				postérieure et proximale	extension	-	0°
Zens <i>et al.</i>	2015	6	cadavérique	antérieure et distale	flexion	rotation interne	90°
Runner <i>et al.</i>	2015	20	cadavérique	sur l'épicondyle ou juste postérieure et proximale	comportement non isométrique	-	60°
Imbert <i>et al.</i>	2016	12	cadavérique	postérieure et proximale	extension	rotation interne	20°
Kernkamp <i>et al.</i>	2016	18	in vivo, IRM et dual fluoroscopy	antérieure et distale	flexion	-	90°
				postérieure et proximale	flexion	-	90°
Van de velde <i>et al.</i>	2016	10	in vivo, URM and dual fluoroscopy	antérieure et distale	flexion	-	90°
				postérieure et proximale	flexion	-	90°
Wieser <i>et al.</i>	2017	10	CT scan en charge	postérieure et proximale	les points d'insertion fémoraux les plus isométriques étaient mesurés	-	-
Notre étude	2017	80	cadavérique	postérieure et proximale	extension	rotation interne	30°

Tableau 5. Comparaison de la longueur du ligament antérolatéral (ALL) par rapport à son insertion fémorale.
extension (flexion vers extension), flexion (extension vers flexion) du genou

Schon *et al.* ont montré en effectuant des reconstructions ligamentaires du ALL, que quel que soit l'angle de fixation de la greffe du ALL, aucun n'est capable de restaurer un contrôle de l'instabilité rotatoire sans induire des contraintes excessives sur le genou [41]. Cependant avec plus de 5 ans de recul sur les reconstructions du ALL, Sonnery-Cottet *et al.* ne retrouvent aucune raideur ou hypercontrainte. Même si il n'existe pas de positionnement optimal permettant une isométrie parfaite du ALL au cours des 90 premiers degrés de flexion, il nous semble important d'essayer d'obtenir une isométrie favorable. Nous recommandons de fixer la greffe vers 30° de flexion afin de prévenir la subluxation antérieure du plateau tibial latéral sans induire de raideur supplémentaire. Comme le ACL est surtout efficace dans le contrôle de la rotation interne du tibia dans les 30 premiers degrés de flexion, et qu'il est tendu lorsque le genou est proche de l'extension, il nous semble plus logique que la greffe du ALL soit tendue vers 30° de flexion et se relâche progressivement pour être complètement détendue vers 90° de flexion.

Au vue de notre étude, les propositions de reconstructions du ALL de Chahla et de Sonnery Cottet, plaçant le point d'entrée proximal de la greffe postérieur et proximal à l'épicondyle et réglant la tension entre 20 et 30° de flexion, nous semble respecter cette isométrie favorable [28,30].

Contrairement à Claes *et al.*, nous avons retrouvé une corrélation significative de la longueur du ALL avec la partie distale du fémur [4]. En revanche comme Daggett *et al.*, nous retrouvons une corrélation statistiquement significative avec le sexe et la taille [42]. Mais il existait une relation directe entre le sexe et la taille, rendant ces facteurs confondants. Le sexe en plus d'être un reflet indirect de la taille, ne présentait pas le taux de corrélation le plus important.

Ces corrélations pourraient devenir une aide pré ou per-opératoire dans la détermination de la longueur de la greffe lors d'une ligamentoplastie du ALL avec des grilles de calcul type abaque. Cependant seuls certains paramètres semblent être utilisables. Les dimensions de l'extrémité distale du fémur pourraient être appréciées sur l'imagerie préopératoire. En raison de son coefficient de corrélation important, la taille semble être le meilleur facteur de prédiction de la longueur du ALL. Il serait ainsi intéressant de créer un algorithme « taille individu - longueur ALL », pour éviter de préparer des greffes trop courtes.

CONCLUSION

Le ligament antérolatéral du genou est donc une structure anatomique, distincte et constante du compartiment latéral du genou avec une insertion fémorale postérieure et légèrement proximale à l'épicondyle. Il semble atteindre une longueur maximale lorsque le genou est proche de 30° de flexion avec une rotation interne forcée.

Afin d'obtenir une reconstruction anatomique avec un bon contrôle de l'instabilité rotatoire, et une isométrie favorable de la greffe, nous recommandons donc de positionner le tunnel fémoral postérieur et légèrement proximal à l'épicondyle et de régler la tension en fixant la plastie vers 30° de flexion, afin qu'elle soit tendue dans ce secteur de mobilité.

Il serait intéressant de mener une étude biomécanique plus poussée, permettant d'avoir une véritable cinématique au cours des mouvements de flexion et d'extension du genou.

1.3. Etude histologique du ligament antérolatéral

(Article soumis : « The anterolateral ligament is a true ligament: histological explanations”)

RESUME

INTRODUCTION : Il persiste encore de nombreuses interrogations sur la véritable nature du Ligament antérolatéral (ALL). L’objectif de cette étude était donc de réaliser une description histologique complète du ALL afin de mieux caractériser ses insertions osseuses et sa structure ligamentaire.

METHODES : A partir de 30 prélèvements de ALL sur des genoux frais congelés, plusieurs descriptions histologiques étaient réalisées. Sur la partie fémorale, étaient étudiés l’insertion du ALL et ses rapports avec le LCL. Sur la partie tibiale, l’insertion tibiale du ALL et ses rapports avec cartilage articulaire de la surface articulaire tibiale étaient analysés. Pour la partie ligamentaire du ALL sa nature et ses différences avec la capsule articulaire étaient étudiées.

RESULTATS : L’examen microscopique du ALL montre un aspect morphologique de tissu ligamentaire ou tendineux. Ce tissu conjonctif est composé d’un noyau fibreux dense, le plus souvent de l’ordre de 60 à 70% de l’épaisseur du prélèvement, constitué d’un réseau de fibres collagènes orientées. La périphérie de ce centre conjonctif dense est constituée d’un tissu fibrocollagène plus lâche avec des structures vasculaires et des dépôts focaux de tissus adipeux. Ce dernier était au contact de la capsule articulaire.

Avec une orientation perpendiculaire des fibres collagènes par rapport à l’os, une zone fibrocartilagineuse d’aspect hyalinisé, non minéralisée, renfermant des cellules de types chondrocytes et un front de minéralisation, ses insertions osseuses distales et proximales présentaient un aspect morphologique d’insertion ligamentaire.

Avec un plan de clivage entre l’insertion fémorale du ALL et du LCL, le ALL semblait avoir une insertion fémorale distincte du LCL. Néanmoins il existait entre ses deux structures des interconnexions fibreuses étroites. Son insertion tibiale était moins caractéristique avec un tissu conjonctif moins organisé. Elle était à distance du cartilage articulaire.

CONCLUSION : En microscopie optique, Le ALL présente l’aspect morphologique d’un ligament. Premièrement, sa structure montrait la présence d’un réseau dense de fibres collagènes orientées, différent de celui de la capsule articulaire, et évocatrice d’une structure ligamentaire. Deuxièmement, ses insertions osseuses tibiales et fémorales possédaient les caractéristiques histologiques d’une interface os-ligament typique. Son insertion fémorale était distincte du LCL, tandis que son insertion tibiale était à distance du cartilage articulaire.

MOTS CLES : Genou, Ligament antérolatéral, Histologie, Insertion os-ligament

INTRODUCTION

Concernant les structures antérolatérales, la première description tissulaire a été proposée par Paul Segond en 1879. Il la décrivait comme une bande fibreuse, nacrée et résistante cheminant à la face latérale du genou, qui se tendait invariablement lors de la rotation interne forcée du genou. Par la suite, les travaux de Hughston *et al.* et de Seebacher *et al.* ont proposé une description anatomique et morphologique de ce plan latéral en trois couches successives [1,2]. La plus profonde comprenait la capsule et une structure fibreuse antérolatérale collée à la capsule. Quelques années plus tard, la notion de ligament commencera à apparaître à travers les termes de « mid third lateral capsular ligament » puis de « lateral collateral ligament complex » [3]. Comme nous l'avons expliqué précédemment, le concept de ligament antérolatéral (ALL), sous-entendant l'existence d'une structure ligamentaire propre et indépendante, a été défini à la suite des travaux récents de Vincent et de Claes [4,5].

Néanmoins, de nombreuses interrogations persistent sur sa véritable nature. S'agit-il d'un simple épaissement capsulaire ou d'un ligament à part entière ? Son insertion fémorale est-elle commune à celle du LCL ? Ces questions restent encore ouvertes.

Notre hypothèse était que cette structure tissulaire possédait les caractéristiques histologiques d'un ligament ; à savoir : une structure ligamentaire typique différente de la capsule antérolatérale, une interface os-ligament typique et une insertion fémorale distincte de celle du LCL. L'objectif de cette étude était donc de réaliser une description histologique complète du ALL afin de mieux caractériser ses insertions osseuses et sa structure ligamentaire.

MATERIEL ET METHODES

Prélèvements

A partir de genoux cadavériques frais congelés les caractéristiques histologiques de 30 ALL ont été étudiées. Les prélèvements provenaient de genoux cadavériques provenant de 15 corps frais congelés (7 femmes et 8 hommes). L'âge moyen était de 69 ± 10 ans [55 à 89] au moment du décès. La taille moyenne était de 172 ± 8 cm [157 à 187].

Les conditions d'obtention, de conservation, de préparation et d'utilisation des corps, ainsi que les critères d'inclusion et d'exclusion étaient similaires à ceux de l'étude biomécanique réalisée au préalable (**chapitre 1.1 : définition d'un protocole de dissection conservateur**).

Le ALL était prélevé dans son intégralité en emportant un bloc osseux fémoral et tibial afin d'étudier ses insertions osseuses (**Figure 1**). Le LCL était également prélevé sans le détacher de son insertion fémorale. Ainsi sur le bloc osseux fémoral, l'insertion du ALL et ses rapports histologiques avec le LCL pouvaient être étudiés. Sur le bloc osseux tibial, l'insertion tibiale du ALL et ses rapports avec le cartilage articulaire pouvaient être analysés. Le prélèvement emportait aussi de la capsule articulaire antérolatérale afin de pouvoir la différencier du ALL.

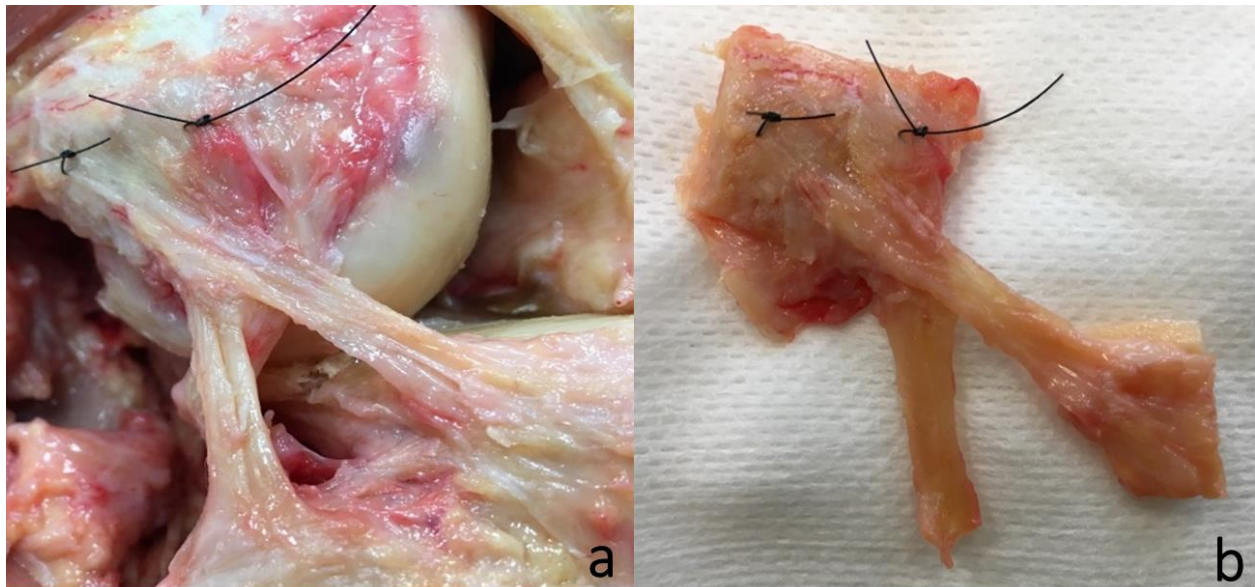


Figure 1. Prélèvement du ligament antérolatéral (ALL) et du ligament collatéral latéral (LCL)

1a. dissection du ALL et du LCL

1b. prélèvement comportant un bloc osseux fémoral emportant les insertions du ALL et du Ligament Collatéral Latéral (LCL) et un bloc osseux tibial emportant l'insertion tibiale du ALL et du cartilage articulaire.

Préparation des prélèvements

L'examen macroscopique et l'orientation des 30 prélèvements ont été réalisés conjointement avec le préleveur (chirurgien) et les pathologistes selon un protocole standardisé. L'examen microscopique a été réalisé par deux pathologistes expérimentés. L'ensemble des prélèvements a été fixé en Formol tamponné à 10%. Après fixation, les zones d'insertions osseuses du ALL ont été décalcifiées (acide nitrique 10%). L'ensemble des prélèvements a été inclus en paraffine puis coupé selon des coupes de 6 micromètres d'épaisseur. Les coupes ont été colorées en hématoxyline-éosine-safran (HES) et, pour certaines, par la coloration spéciale trichrome de Masson permettant une meilleure visualisation des tissus conjonctifs.

Des coupes transversales et longitudinales permettant de caractériser les rapports entre la structure d'intérêt et les structures adjacentes ont été réalisées.

Analyse histologique

Pour le ALL qui était défini comme la structure d'intérêt, plusieurs descriptions histologiques étaient réalisées. Sur la partie fémorale, étaient étudiés l'insertion du ALL et ses rapports histologiques avec le LCL. Sur la partie tibiale, l'insertion tibiale du ALL et ses rapports avec cartilage articulaire de la surface articulaire tibiale étaient analysés. Pour la partie ligamentaire du ALL sa nature et ses différences avec la capsule articulaire étaient étudiées.

Concernant l'étude de la structure d'intérêt, nous avons réalisé des coupes longitudinales et transversales étagées sur l'ensemble de son trajet. Pour l'étude de l'insertion osseuse de la structure d'intérêt, nous avons réalisé des coupes transversales étagées et longitudinales après décalcification des zones d'insertions fémorales et tibiales. Concernant l'étude du rapport entre la structure d'intérêt et le ligament collatéral latéral, nous avons réalisé des coupes transversales étagées, perpendiculaires à l'une et l'autre structure, en regard de leur insertion osseuse fémorale et de leur trajet initial.

RESULTATS

Structure histologique du ALL

L'examen microscopique de la structure d'intérêt a permis dans 29 cas d'identifier un tissu conjonctif centré par une bandelette de collagène dense entourée par des fibres collagènes périphériques plus lâches (**Figure 2**). L'organisation et l'aspect de la structure d'intérêt sont en faveur de la nature ligamentaire du ALL. L'architecture décrite était similaire dans 29 cas sur 30 sur l'ensemble des prélèvements et il n'existait pas de différences en fonction du caractère distal ou proximal.

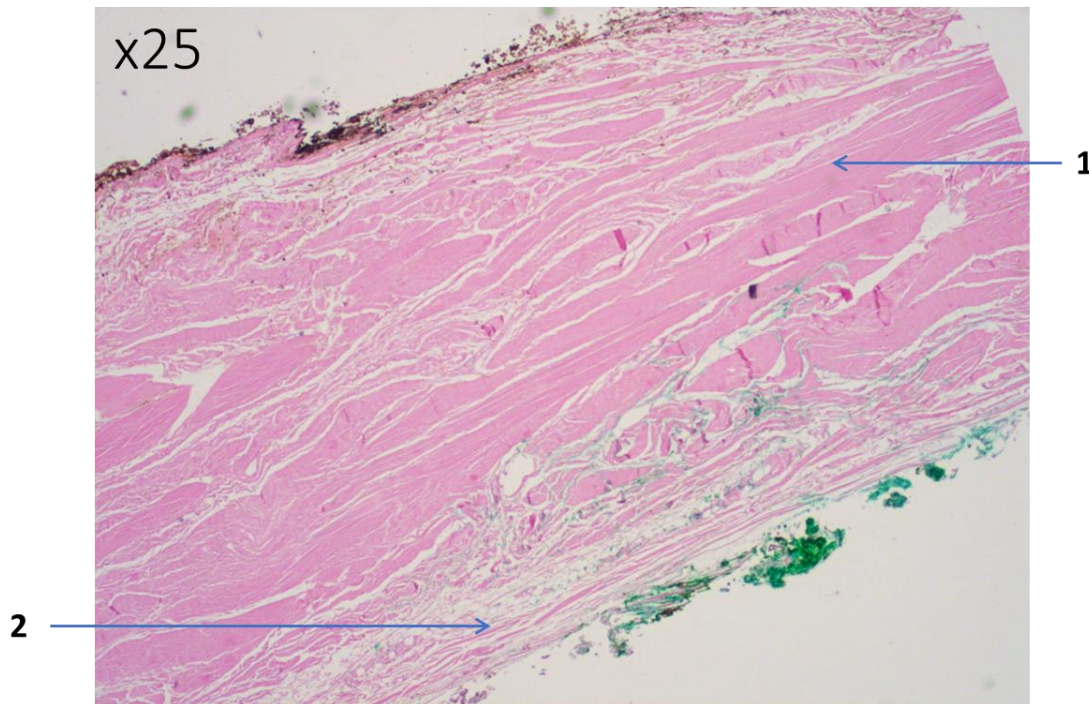


Figure 2. Structure histologique du ligament antérolatéral (grossissement 25 fois, coloration HES).

1. noyau dense central constitué de fibres collagène orientées
2. fibres de collagènes périphériques plus lâches

La bandelette fibreuse centrale correspondait à un réseau de fibres collagènes denses orientées. Ces fibres de collagènes étaient organisées, parallèles entre elles, et présentaient un aspect d'ondulation périodique, typique d'une structure ligamentaire (**Figure 3**). Ce noyau fibreux dense représentait en moyenne 60 à 70% de l'épaisseur du prélèvement. Dans 18 cas, il représentait plus de 60% de l'épaisseur du prélèvement. Dans 10 des cas, ce noyau central de collagène dense pouvait être plus important, et représenter jusqu'à 90% de l'épaisseur du prélèvement. Dans cette structure dense, les noyaux fibroblastiques étaient majoritairement allongés et plus rarement arrondis.

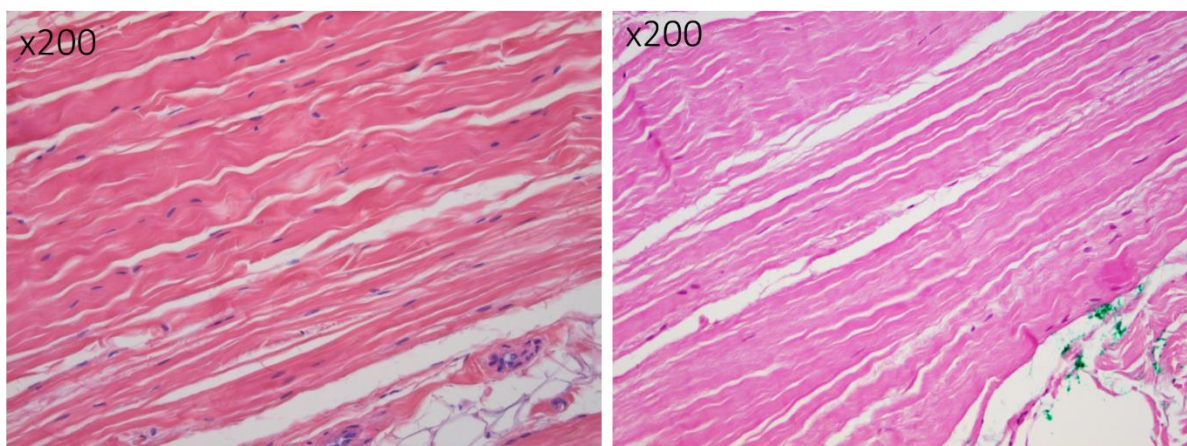


Figure 3. Structure histologique du noyau dense central du ligament antérolatéral (2 coupes, grossissement 200 fois, coloration HES).

Le noyau dense central est constitué de fibres collagènes orientées, parallèles entre elles, avec un aspect d'ondulation périodique, typique d'une structure ligamentaire.

En périphérie du noyau fibreux central était observé un tissu conjonctif constitué d'un réseau collagène plus lâche, renfermant des structures vasculaires et des dépôts focaux de tissus adipeux. Sur la face profonde de ce tissu lâche, il existait des franges d'un revêtement de type synovial. Par conséquent le ALL, était au contact de la capsule articulaire. Il n'existait aucun plan de clivage entre ces deux structures. Dans ce tissu conjonctif plus lâche, les noyaux fibroblastiques étaient majoritairement arrondis.

Insertions osseuses

Concernant les insertions osseuses du ALL, nous avons observé une architecture typique d'une interface os-ligament. Les zones d'insertion osseuses proximales (fémorales) et distales (tibiales) présentaient les mêmes aspects morphologiques. A noter que la zone d'insertion fémorale était plus organisée que celle tibiale.

A proximité de leur insertion, les fibres de collagène s'individualisaient légèrement et s'orientaient perpendiculairement à la corticale osseuse. L'insertion dans l'os se faisait progressivement par l'intermédiaire de deux zones distinctes (**Figure 4**). La première correspondait à une zone fibrocartilagineuse d'aspect hyalinisé, mais non minéralisée, renfermant des cellules de types chondrocytes. Les chondrocytes avaient focalement une organisation en file indienne (**Figure 5**). Puis, cette couche présentait brusquement une ligne de minéralisation perpendiculaire à l'orientation des fibres de collagène. Cette seconde zone de fibrocartilage minéralisé correspondait à la zone d'insertion de la structure d'intérêt à l'os cortical lamellaire.

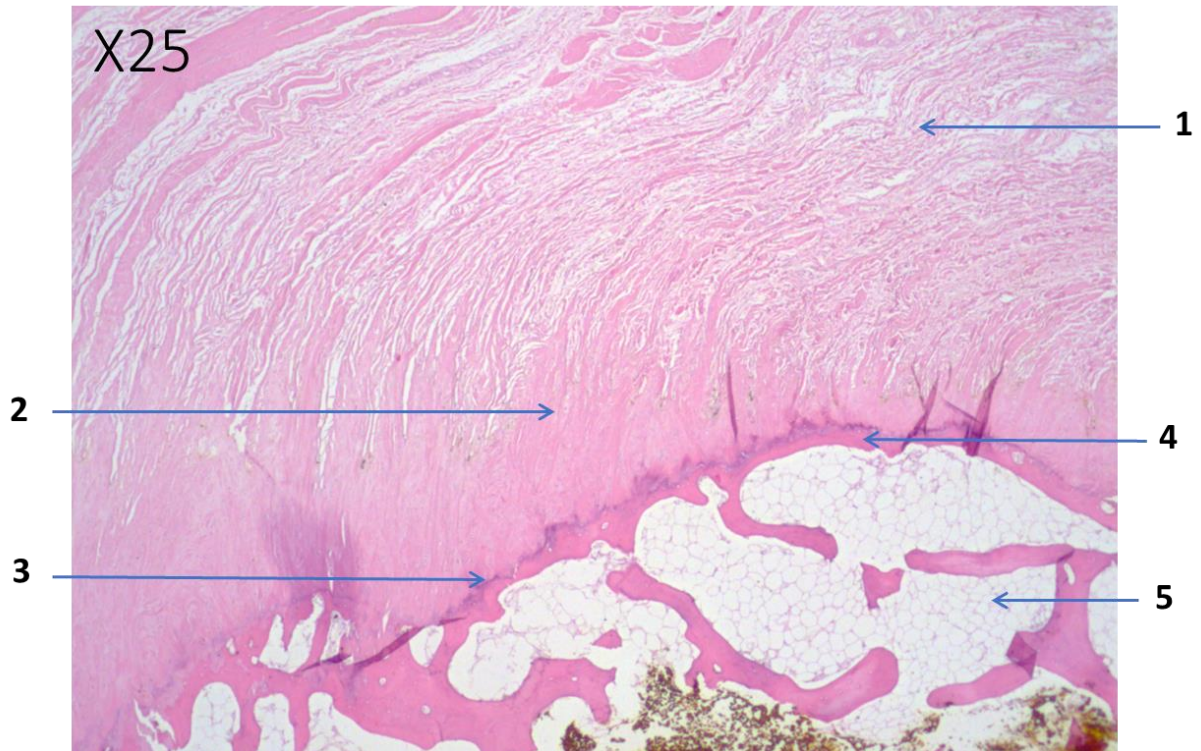


Figure 4. Coupe histologique d'une interface os-ligament pour le ALL (grossissement 25 fois, coloration HES).

1. individualisation des fibres de collagène qui s'orientent perpendiculairement à la corticale osseuse
2. zone transitionnelle fibrohyaline
3. front de minéralisation
4. os cortical lamellaire
5. os trabéculaire spongieux

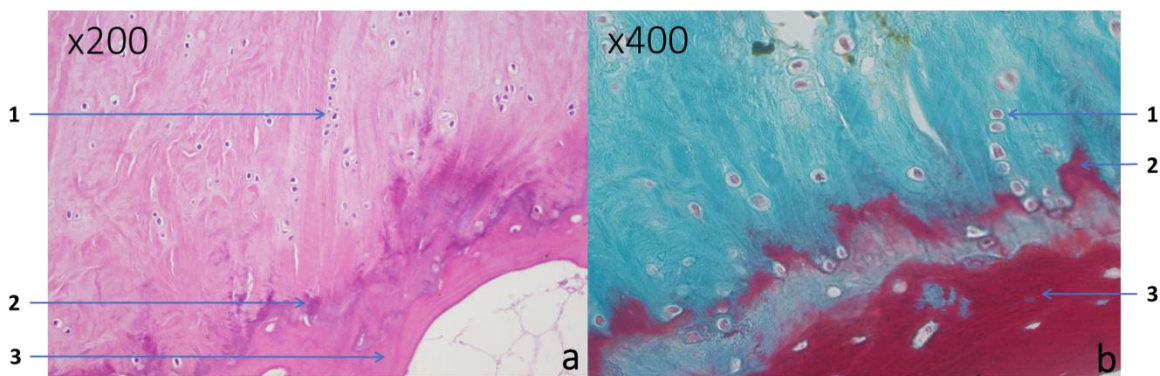


Figure 5. Coupes histologiques d'une interface os-ligament pour le ALL

5a. grossissement 200 fois, coloration HES

5b. grossissement 400 fois, coloration spéciale Trichrome de masson).

1. cellules de types chondrocytes avec disposition en file indienne
2. front de minéralisation
3. os cortical lamellaire

Rapports histologiques ALL- LCL de l'insertion fémorale

Les rapports entre la structure d'intérêt et le LCL, à proximité de leurs insertions osseuses fémorales, ont été analysés. L'examen microscopique a permis d'identifier un plan de clivage net entre ces deux structures (**Figure 6a**) Il existait cependant quelques faisceaux de fibres de collagène orientés qui unissaient focalement ces deux structures (**Figure 6b**).

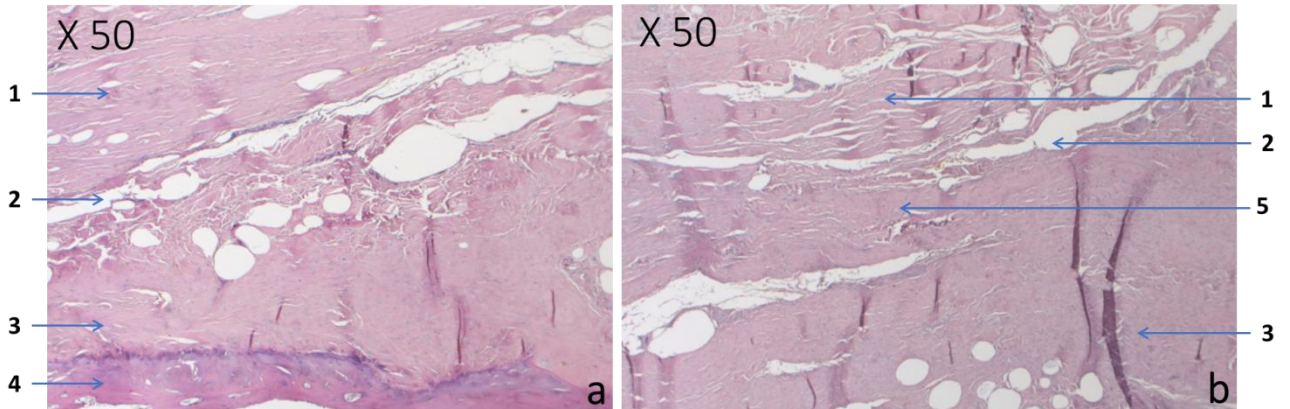


Figure 6. Coupes histologiques des rapports ALL – LCL au niveau de l'insertion fémorale.

6a. grossissement 50 fois, coloration HES

6b. grossissement 50 fois, coloration HES

1. ligament antérolatéral (ALL)

2 plan de clivage

3. ligament collatéral latéral (LCL)

4. os cortical lamellaire correspondant où s'insère le LCL

5. interconnexions entre la ALL et le LCL

Rapports histologiques ALL- cartilage articulaire de l'insertion tibiale

L'insertion tibiale était moins caractéristique que l'insertion fémorale. Il existait une structure fibreuse complexe sans insertion focale clairement identifiable.

Concernant le rapport entre la structure d'intérêt et le cartilage articulaire de la surface tibiale, l'examen microscopique n'a pas permis de montrer une connexion entre ces deux structures, qui semblent être distinctes l'une de l'autre.

DISCUSSION

Sur le plan histologique, notre étude a démontré que la nature et la structure du ALL était compatible avec celle d'un ligament. La structure du ALL correspondait à un tissu conjonctif avec un noyau central de fibres de collagène parallèles typique d'une structure ligamentaire. Cet aspect était différent de celui de la capsule articulaire. Cette dernière était directement au contact du ALL. Ensuite, ses insertions osseuses distales et proximales présentaient un aspect morphologique d'insertion ligamentaire. Enfin, le ALL semblait avoir une insertion fémorale distincte du LCL, même s'il existait entre ses deux structures des interconnexions étroites.

Néanmoins, cette étude comportait plusieurs limites. La première était l'âge avancé des corps et par conséquent, la dégénérescence potentielle des structures. L'extrapolation de ces résultats à des sujets vivants doit donc être faite avec précaution. Néanmoins, comme expliqué dans l'étude de Helito *et al.*, afin d'éviter la dégradation tissulaire supplémentaire liée à l'utilisation du formaldéhyde pour la conservation des corps, nous avons réalisé des prélèvements sur des genoux frais congelés, sans protocole de conservation chimique [45]. Deuxièmement, les antécédents des corps (entorse du genou, rupture ligamentaire etc.) étaient inconnus. Malgré notre vérification de l'intégrité du ACL, il pourrait exister des remaniements voire des ruptures isolées du ALL entraînant des erreurs d'interprétation. Nous pensons que c'est le cas du prélèvement où le ALL n'a pas pu être identifié. Sur ce dernier, il existait une fibrose diffuse, non organisée, pouvant témoigner d'une rupture ancienne du ALL. Enfin, afin de véritablement différencier le ALL de la capsule articulaire, il aurait été préférable de faire un prélèvement global emportant ces deux structures dans leur globalité afin d'étudier plus précisément leurs différences structurelles.

Concernant les caractéristiques tissulaires, notre étude est conforme aux données de la littérature. Vincent *et al.* puis Helito *et al.* dans les premières études histologiques décrivaient une structure du ALL similaire avec un noyau dense de fibres de collagène orientées [5,45]. Le même constat a été fait par Catherine *et al.*, qui trouvaient une structure fibreuse, organisée en faisceaux de fibres collagène denses et orientées, similaire à celle du ACL et différente de celle de la capsule [25]. Selon Helito *et al.* chez le fœtus, le ALL posséderait déjà une structure ligamentaire avec des fibres collagène denses, avec de nombreux fibroblastes possédant des noyaux fusiformes. Toutefois, il constate une diminution de la concentration cellulaire en fibroblastes entre le fœtus et le sujet adulte. Enfin, cette étude est conforme aux données de la littérature, sur les connexions étroites existantes entre le ALL, la capsule et le mur méniscal latéral [21].

Concernant l'insertion osseuse du ALL, il existe peu de données descriptives sur la nature de l'insertion des insertions osseuses distales et proximales du ALL. Dans notre travail, nous avons pu poursuivre les travaux débutés par Catherine *et al.* sur l'insertion osseuse du ALL sur l'os [25]. L'orientation progressive des fibres collagène perpendiculaire à la surface osseuse, la présence d'une zone transitionnelle fibrocartilagineuse avec des chondrocytes en amas et d'un front de minéralisation, sont effectivement en faveur d'une interface os-ligament typique. L'originalité de notre étude était de s'intéresser particulièrement au rapport entre le ALL et le LCL au niveau de leurs insertions fémorales. Il s'agit de deux structures proches anatomiquement mais qui n'ont jamais été décrites histologiquement. Laprade *et al.* avaient même décrit une entité unique, le «lateral collateral ligament complex» [3,14]. Grâce à la réalisation de coupes transversales situées à proximité de leur insertion, il semblerait qu'il s'agit de deux structures distinctes, avec un véritable plan de clivage les séparant [46]. Néanmoins, il existe de manière focale des interconnexions fibreuses les unissant. Pour l'insertion tibiale, le ALL a une insertion propre, également spécifique d'une insertion ligamentaire. Il n'existe pas de relation directe avec le cartilage articulaire. Il s'agit donc d'une structure purement extra-articulaire. Cette localisation à distance du cartilage, pourrait expliquer le mécanisme de fracture de Segond, correspondant à une avulsion osseuse emportant le coin épiphysaire tibiale latérale. Cette fracture pourrait donc correspondre à un arrachement de l'insertion tibiale du ALL [16,19,47].

Concernant les propriétés immunohistochimiques du ALL, plusieurs études montrent qu'il existe une prédominance de collagène de type I [6,45]. En effet, Macchi *et al.* estiment que le tissu conjonctif du ALL est composé de 90% de collagène de type I, de 5% de collagène de type III et à une moindre proportion de collagène de type VI et de fibres élastiques. La présence de structures nerveuses, comme des petits nerfs périphériques et des mécanorécepteurs de type I, semblent indiquer que le ALL a une innervation périphérique propre, pouvant lui conférer des propriétés proprioceptives.

Enfin, d'autres études ont analysé les propriétés biomécaniques du ALL [48–50]. Il existe une variabilité concernant ses caractéristiques de résistance. Néanmoins, comme l'expliquent Amis *et al.*, l'étude de Zens *et al.* paraît la plus fiable [51]. Cette dernière a montré que le ALL avait une charge ultime avant rupture de 49.90 N, contre 1725 N pour le ACL, 309 N pour le LCL et 769 N pour l'ITB et une tension maximale admissible de 32.78 N/mm, contre 38.80 N/mm pour le ACL, et 19.1 N/mm pour l'ITB. Le ALL semble donc avoir des propriétés d'élasticité similaires à celui d'un ligament mais avec une faible résistance à la charge. Cette caractéristique pose la question du rôle biomécanique du ALL. En étant trop faible pour avoir un rôle propre, il pourrait agir en complément du ACL, dans un secteur de flexion spécifique, afin de le protéger de contrainte excessive en rotation interne forcée.

CONCLUSION

Le ALL présente donc de nombreuses caractéristiques spécifiques d'un ligament. Premièrement, sa structure montrait la présence d'un réseau dense de fibres collagène orientées, différent de la capsule articulaire, et évocatrice d'une structure ligamentaire. Deuxièmement, ses insertions osseuses tibiales et fémorales possédaient les caractéristiques histologiques d'une interface os-ligament typique. Enfin, ses insertions étaient indépendantes, tout particulièrement son insertion fémorale qui était distincte du LCL. Son insertion tibiale à distance du cartilage articulaire confirme le caractère extra-articulaire du ALL.

POINTS CLES DU CHAPITRE 1 « DESCRIPTION ANATOMIQUE ET HISTOLOGIQUE DU ALL »

<p>1.1 Définition d'un protocole de dissection et analyse qualitative du ALL</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Mise en place d'un protocole de dissection du ALL rapide et reproductible et conservateur pour les structures latérales adjacentes • Identification du ALL comme une structure anatomique, distincte et constante du compartiment latéral du genou
<p>1.2 Analyse anatomique quantitative du ALL et définition des impératifs anatomiques nécessaires à sa reconstruction</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Insertion fémorale : toujours postérieure et légèrement proximale à l'épicondyle fémoral latéral • Insertion tibiale ; , plus large que son insertion fémorale, située au milieu de la ligne horizontale reliant le tubercule de Gerdy à l'apex de la tête de la fibula • Longueur maximale du ALL : genou proche de 30° de flexion avec une rotation interne forcée
<p>1.3 Analyse histologique du ALL</p>	<ul style="list-style-type: none"> • nombreuses caractéristiques spécifiques d'un ligament • Structure ligamentaire typique (présence d'un réseau dense de fibres collagène orientées), différente de la capsule articulaire • Insertions osseuses tibiales et fémorales caractéristiques d'une interface os-ligament • Insertions étaient indépendantes, tout particulièrement son insertion fémorale qui était distincte du LCL • Structure extra-articulaire (pas de cellule synoviale, insertion tibiale à distance du cartilage articulaire)

2. ROLE BIOMECANIQUE DU LIGAMENT ANTEROLATERAL

Lors de notre étude anatomique préalable, les variations de longueur au cours du mouvement étaient déterminées à partir de mesures statiques. Cela permettait seulement d'appréhender le rôle du ALL à partir d'extrapolations statistiques. Afin de définir précisément son implication dans la stabilité du genou, il était nécessaire dans ce deuxième chapitre dédié à sa fonction, d'analyser son comportement à travers une analyse cinématique continue.

Dans un premier temps, nous avons donc mis en place et validé un protocole d'analyse cinématique par système optoélectronique tridimensionnel, permettant d'analyser les cinématiques du genou. Grâce à ce dispositif, les cinématiques du ALL et du ACL sur genou intact étaient analysées.

Dans un second temps, avec le même protocole, nous avons étudié les conséquences de séquences lésionnelles induites (lésion isolée du ALL, puis lésion conjointe du ALL et du ACL) sur la cinématique du genou. L'objectif était de déterminer le rôle du ALL sur le contrôle de la translation tibiale antérieure et sur la rotation interne du tibia.

2.1. Cinématique du ligament antérolatéral : validation d'un protocole optoélectronique

(Article soumis : «Kinematics of anterolateral ligament: validation of an opto-electronic cinematic analysis protocol»)

RESUME

INTRODUCTION : La participation du ligament antérolatéral (ALL) dans le contrôle de la stabilité rotatoire du genou reste controversée. L'évaluation de sa fonction nécessite des études biomécaniques permettant d'analyser sa cinématique. L'objectif de cette étude était de valider la pertinence d'un protocole d'analyse cinématique par système optoélectronique tridimensionnel, sur un genou cadavérique où les structures latérales étaient préservées, en examinant ses points forts et ses limitations afin de démontrer son intérêt dans l'évaluation de la cinématique du ALL.

METHODES : Un total de 20 genoux cadavériques a été étudié selon un nouveau protocole de dissection conservateur sans lésions des structures latérales. L'analyse cinématique a été réalisée à l'aide d'un système optoélectronique tridimensionnel type Motion Analysis®. Après mise en place de repères osseux, les insertions tibiales et fémorales du ALL étaient palpées. Premièrement, la variabilité des mesures entre les 5 cycles d'acquisition a été étudiée. Deuxièmement, la reproductibilité de notre protocole a été évaluée entre deux sessions de mesures séparées de 1 mois, avec une désinstallation complète du système, un changement d'opérateur et des séries de genoux différents. La cinématique du ALL sain a pu également être analysée en fonction de 3 conditions de rotation (neutre NR, interne IR, externe ER).

RESULTATS : Pour l'analyse de la reproductibilité des 5 cycles, 82% des mesures avaient un ICC > 0.85. Les reproductibilités des mesures intersession par des opérateurs différents et des genoux différents étaient soit bonnes (ICC > 0,75) soit excellentes (ICC > 0,85). Grâce à la détermination des points d'insertion fémoraux et tibiaux du ALL, il a été possible de déterminer la longueur du ALL à chaque instant durant les cinématiques. Il existait une différence significative de longueur du ALL entre la IR et la NR rotation ($p < 0.05$), et ce quel que soit le degré de flexion. La longueur du ALL était maximale en IR entre 20 et 25° de flexion.

CONCLUSION : Le protocole optoélectronique tridimensionnel développé permet d'analyser la cinématique complète du ALL, tout en conservant les structures latérales adjacentes. Sa bonne reproductibilité et sa précision extrême, permettront de réaliser des analyses biomécaniques nécessaires à la compréhension de son rôle et essentielles à l'évaluation de sa reconstruction. L'analyse de la cinématique du genou, nous a permis de déterminer que dans les premiers degrés de flexion le ACL était tendu. Puis avec l'augmentation de flexion, il se détendait pendant que le ALL se mettait à son tour progressivement en tension. Le ALL avait une longueur maximale en rotation interne entre 20 et 25° de flexion

MOTS CLES : Genou, Ligament antérolatéral, Analyse optoélectronique, Cinématique, Longueur, Reproductibilité

INTRODUCTION

Très récemment, des études mécaniques se sont attachées à déterminer la fonction du ALL. Mais la plupart d'entre elles, ont leurs propres limites conduisant à des approximations en termes de précision de cinématique du ALL. Les premières études ont été réalisées de façon statique en effectuant des mesures avec un pied à coulisse [4,9,17,46]. Par la suite d'autres systèmes ont été développés, comme des robots ou des bancs d'essai, réalisés sur des genoux cadavériques isolés où l'ensemble des structures musculo-tendineuses proximales était sectionné [16,41,43,49,52,53]. In vivo des analyses par imagerie tridimensionnelle ont été développées [39,44,54–56]. Toutefois, elles restent basées sur des points d'insertion théorique. Enfin des études ont utilisé des systèmes de navigation, comme ceux utilisés dans la chirurgie prothétique du genou [40,57]. La plupart de ces études souffraient d'un défaut de précision et ne réalisaient pas de véritable cinématique car les mesures étaient réalisées sur des valeurs cibles de flexion du genou. De plus, la bandelette ilio tibiale (ITB), élément important de la stabilité latérale était souvent sectionnée [36,58].

L'hypothèse était qu'il était possible d'évaluer une cinématique continue du ALL, sur un genou cadavérique où les structures latérales étaient préservées, grâce au développement d'un processus expérimental basé sur un système optoélectronique tridimensionnel.

L'objectif de cette étude était donc de valider la pertinence de ce type d'analyse cinématique en examinant ses points forts et ses limitations afin de démontrer son intérêt dans l'évaluation de la cinématique du ALL.

MATERIEL ET METHODES

Il s'agissait d'une étude cadavérique incluant 20 genoux à partir de 10 sujets frais congelés (5 hommes et 5 femmes). Les corps ne montraient aucun signe de dégénérescence et étaient exposés à la température ambiante pendant 24h. L'âge moyen était de 72 ± 11 ans [55 à 85] au moment du décès. La taille moyenne était de 174 ± 9 cm [155 à 191].

Les spécimens ne montraient aucun signe de dégénérescence et étaient exposés à la température ambiante pendant 24h. Les corps provenaient du programme de donation de l'université de Saint-Étienne. Ces personnes avaient, avant leur mort, donné un consentement éclairé pour l'utilisation de leur corps à des fins scientifiques et éducatives.

Pour tous les genoux, les mobilités en extension, flexion et rotation interne étaient dans les normes physiologiques. Les sujets ayant des antécédents de rupture du ACL, de grandes déformations, de flossum ou de gonarthrose sévère ont été exclus de l'étude. Tous les genoux avec un tiroir tibial antérieur important et un ressaut rotatoire important (\geq grade 2) étaient considérés comme ayant une rupture du ACL et étaient donc exclus. Lorsqu'il existait un doute sur l'intégrité du ACL une arthroscopie antéro-médiale était réalisée.

Préparation des corps

Le protocole de dissection utilisé était celui mis au point lors de travaux anatomiques antérieurs (**chapitre 1.1 : définition d'un protocole de dissection conservateur**)[29]. L'intérêt était de pouvoir identifier le ALL sans endommager les structures latérales. A la fin de la dissection, une fois les insertions identifiées et les acquisitions faites, l'ITB et le tendon du biceps était soigneusement refermés, afin de limiter le biais de mesure induit par la dissection.

Installation du système expérimental

L'analyse cinématique a été réalisée à l'aide d'un système de stéréophotogrammétrie de type Motion Analysis® (Motion Analysis corp, Santa Rosa, CA, USA). Ce système était composé de 8 caméras haute définition modèle Raptor-E® fonctionnant à 100 Hz (**Figure 1**). Après installation et calibration autour de la zone de travaille le système pouvait suivre des capteurs rétro réfléchissants (Cibles) avec une erreur moyenne toujours inférieure à 0.15 mm. Au vue de la disposition des différentes cibles, l'erreur de mesure des angles était inférieure à 0.2 degrés.



Figure 1. Installation du système de Motion analysis® avec 8 caméras haute définition disposées autour du genou étudié.

Un repère bassin a été défini à partir de 3 cibles fixées sur l'épine iliaque antéro-supérieure homolatérale. Le fémur et le tibia étaient équipés de 4 cibles chacun : F1 à F4 et T1 à T4 (**Figure 2**). Ces cibles étaient fixées à l'aide de broches bi-corticales placées de telle manière à laisser libres les muscles et les ligaments. Trois points étaient suffisants pour reconstruire les mouvements d'un solide dans l'espace. Le 4^{ème} permettait donc une redondance d'information en cas de décrochement d'une cible ou de masquage temporaire.

A l'aide d'un palpateur, des points d'intérêt ont été repérés. A partir des points palpés (**Figure 2**, cercles violets), les milieux des épicondyles et des malléoles étaient calculés (**Figure 2**, étoiles violettes). Le centre de la hanche était calculé à partir d'une circumduction [59] (**Figure 2**, étoile violette). A noter que le centre du massif des épines (ICE) a été palpé par arthroscopie à posteriori. L'ensemble permettait de déterminer les axes et les repères fémoraux et tibiaux comme défini dans les conventions ISB et les travaux de Grood et Suntay [60,61]. Les cibles disposées sur le tibia et le fémur permettaient ensuite de reconstruire ces repères à chaque instant. De la même manière, les points d'insertion tibiaux et fémoraux ont été palpés puis reconstruits pour le ALL et le ACL. Pour le ACL, les points d'insertions étaient palpés sous arthroscopie.

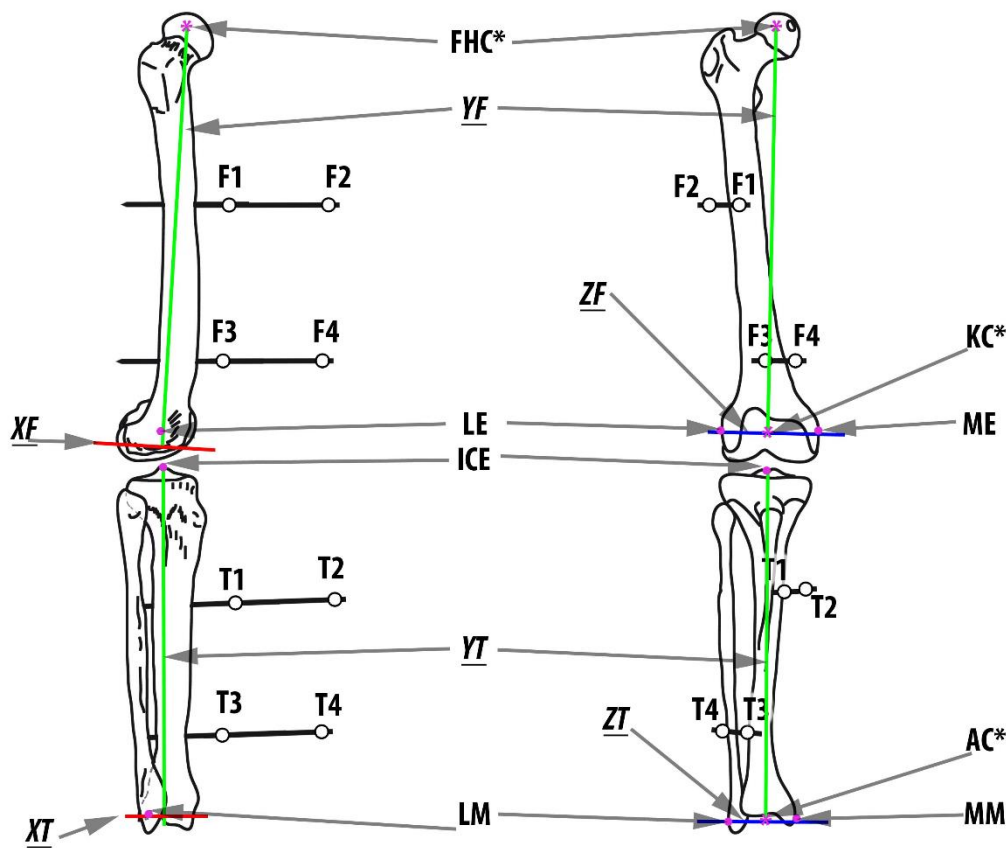


Figure 2. Définition des repères et des axes osseux

- Fémur : F1, F2, F3, F4, FHC* (Femoral Head Center), Lateral Epicondyle (LE), Medial Epicondyle (ME), KC* (Knee center)
- Tibia : T1, T2, T3, T4, center of Inter Condylar Eminences (ICE)
- Cheville : Medial malleolar (MM), Lateral malleolar (LM), Ankle Center* (AC)
- Cercles violets = repères palpés
- Etoile violette = repères calculés
- Axes fémoraux : XF (en rouge), YF (en vert), ZF (en bleu)
- Axes tibiaux : XT (en rouge), YT (en vert), ZT (en bleu)

Acquisition des données

L'étude a été réalisée en deux sessions distinctes de 10 genoux chacune, séparées de 1 mois. Les installations et les cinématiques ont été effectuées par deux opérateurs différents afin d'apprécier la variabilité du processus expérimental.

Cette étude était conçue pour déterminer si ce système optoélectronique était adapté à l'évaluation de la cinématique du ALL. Nous avons donc dans un premier temps évalué la reproductibilité du protocole. Puis dans un second temps, nous avons évalué la cinématique du ALL au cours des mouvements de flexion–extension du genou en fonction de la rotation appliquée. Enfin, afin de mieux interpréter cette cinématique, nous avons également analysé la cinématique du ACL en appliquant les mêmes conditions de flexion et de rotation.

Les cinématiques de flexion (extension vers flexion) du genou étaient effectuées dans 3 conditions de test différentes : Rotation interne forcée (IR) Rotation Externe forcée (ER) et rotation neutre (NR). La NR était définie comme une position de rotation du tibia non contrainte, le pied en rotation neutre et le tibia dans sa position normale par rapport au fémur. La IR et la ER étaient réalisées en exerçant des contraintes de rotation interne ou externe sur le tibia. Afin de quantifier la force du couple de rotation, une clé dynamométrique réglée à 5 Nm et placée sur la mortaise tibio-fibulaire était utilisée. Les données étudiées lors des cinématiques étaient l'angle de rotation interne-externe au cours de la flexion (ROT), la distance entre l'insertion fémorale et l'insertion tibiale du ALL (ALLlength) et la distance entre l'insertion fémorale et l'insertion tibiale du ACL (ACLlength). Pour chaque condition de test, nous avons répété 5 fois le même mouvement en partant de l'extension complète jusqu'à la flexion maximale possible du genou. Après traitement des cinématiques à l'aide du logiciel Cortex® (Motion Analysis corp, Santa Rosa, CA, USA), les données étaient filtrées (filtre de Butterworth d'ordre 4 avec une fréquence de coupure de 6 Hz). Elles étaient ensuite interpolées afin d'avoir des valeurs depuis l'extension complète jusqu'à la flexion maximale possible à chaque degré de flexion.

Analyse statistique

Toutes les analyses statistiques ont été réalisées à l'aide du logiciel SPSS® (IBM, Armonk, New York, United States).

Une première analyse statistique avait pour but d'étudier la reproductibilité des 5 cycles pendant les acquisitions, afin d'obtenir une cinématique de chaque genou à chaque condition. Un test statistique du coefficient de corrélation intra classe (ICC) était utilisé pour chaque variable mesurée (ROT, ALLlength). Des calculs d'ICC mixte à 2 facteurs avec une recherche de cohérence absolue étaient réalisés. L'ICC était considéré comme bon s'il était ≥ 0.75 et excellent s'il était ≥ 0.85 . Pour l'acceptation des données sans modification, un seuil de 0.85 était requis. Ainsi, notre démarche était la suivante :

- Si l'ICC était au-dessus de 0.85, toutes les courbes étaient conservées et nous utilisons la moyenne sur les 5 courbes.
- Si l'ICC était en dessous de 0.85, nous supprimons une des 5 courbes. La courbe était choisie en calculant les ICC sur 4 courbes. L'ICC le plus haut permettait d'exclure la courbe la moins bonne.
- Si l'ICC restait en dessous de 0.85, nous effectuons une seconde suppression de courbe avec la même méthode.

Cette première analyse a porté sur l'ensemble des 20 genoux pour 3 conditions (IR, ER et NR) et 2 types de mesure (ROT, ALLlength), soit en tout 120 ICCs calculés.

Une seconde analyse statistique permettait d'évaluer la reproductibilité de notre protocole. L'étude avait été effectuée en deux sessions de mesures séparées de 1 mois, avec une désinstallation complète du système, un changement d'opérateur et des séries de genoux différents. Avec la méthode statistique décrite précédemment, nous avons calculé les courbes moyennes des mesures (ROT, ALLLenght) lors des 2 sessions pour les 3 conditions de test (IR, ER et NR). L'ICC de ces courbes moyennes a ensuite été calculé sur les données des deux sessions. Cette fois-ci, nous avons effectué un calcul d'ICC aléatoire à deux facteurs car les genoux et les opérateurs étaient différents et le test portait sur l'homogénéité des valeurs car les genoux étaient différents.

Afin de comparer les longueurs de ALL et du ACL entre l'IR, la NR et l'ER, une étude d'analyse de la variance (ANOVA) sur mesures répétées a été réalisé. Le seuil de significativité était fixé par un $p < 0.05$.

RESULTATS

Reproductibilité

Lors de la première analyse sur la reproductibilité des 5 cycles, les ICC ont été effectués pour 120 mesures. 82% des mesures avaient un ICC > 0.85 et ne nécessitaient pas de suppression de courbe. 15% ont nécessité la suppression d'une courbe pour obtenir un ICC \geq 0.85. 3% ont nécessité la suppression de 2 courbes. Dans le cas le moins favorable, l'ICC après suppression de 2 courbes était de 0.76. La **Figure 3** illustre la variabilité des 5 mesures (acquisitions) pour un genou.

La seconde analyse montrait soit des bonnes soit des excellentes reproductibilités des mesures intersession par des opérateurs différents et des genoux différents. Pour la mesure ROT, les ICC étaient de 0.93 en IR et de 0.83 en ER. Pour la mesure ALLLenght, les ICC étaient de 0.86 en IR, de 0.99 en ER et de 0.98 en NR.

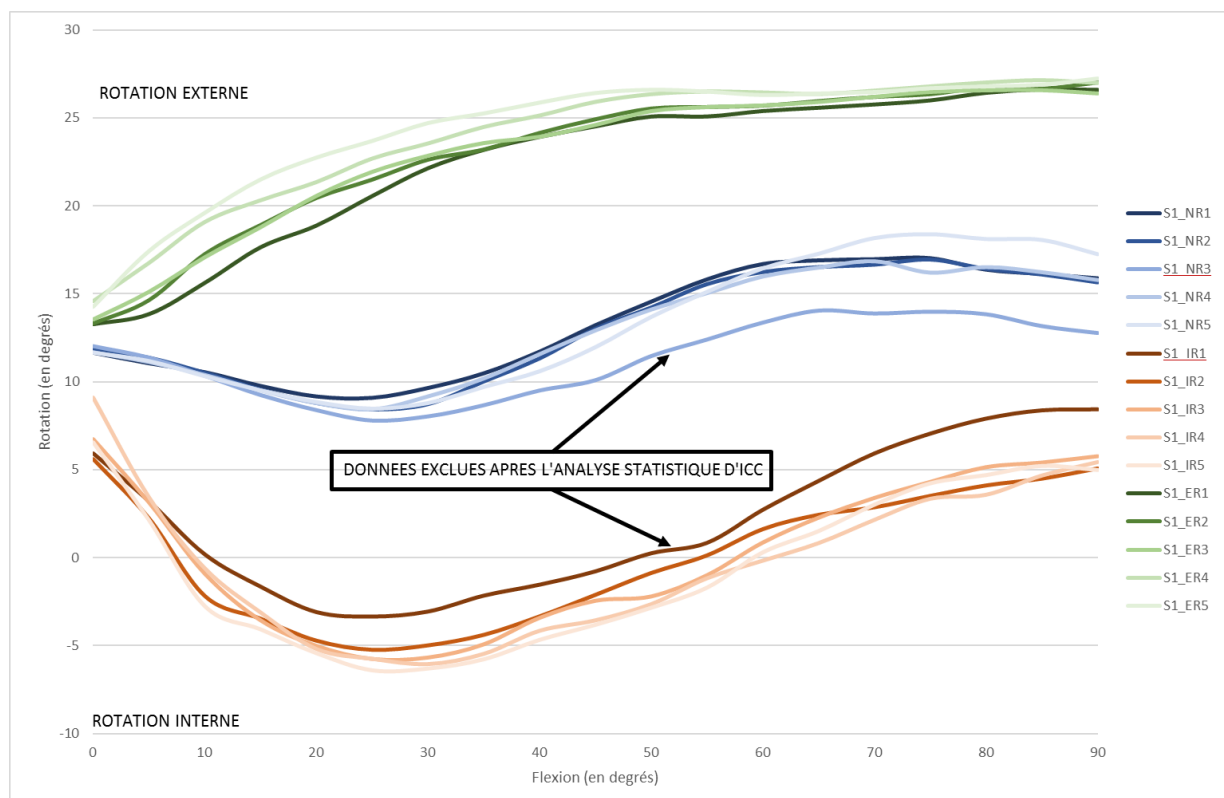


Figure 3.

Exemple illustrant la reproductibilité des mesures de 5 acquisitions pour un même genou et pour chacune des 3 conditions (IR, ER et NR).

(ALL : Ligament Antérolatéral, IR : Rotation Interne, ER : Rotation Externe, NR : Rotation Neutre)

Cinématique du ALL pour un genou intact

Grâce à la détermination des points d'insertion fémorale et tibiale du ALL, il a été possible de mesurer la longueur du ALL à chaque instant durant les cinématiques. Cette longueur a été étudiée pour les 3 conditions de rotation afin de déterminer les conditions de flexion et de rotation pour lesquelles le ALL était en tension (longueur maximale). Il existait une différence significative de longueur du ALL entre la IR et la NR et entre la IR et la ER ($p < 0.05$), et ce quel que soit le degré de flexion (**Figure 5**). A contrario, il n'existait pas de différence significative entre la NR et la ER ($p > 0.05$). La **figure 5** permettait également d'observer que la longueur du ALL était maximale en IR entre 20 et 25° de flexion.

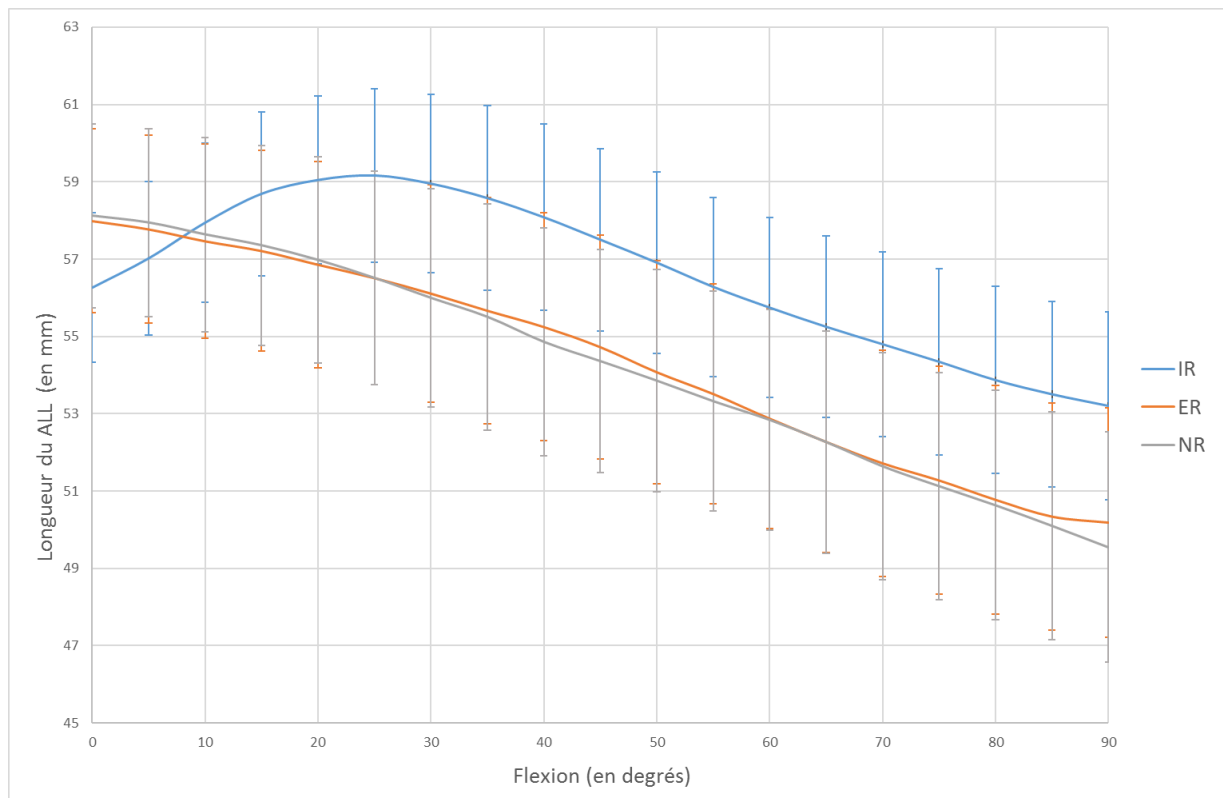


Figure 5. Variation de la longueur du ALL au cours de la flexion du genou.
(ALL : Ligament Antérolatéral, IR : Rotation Interne, ER : Rotation Externe, NR : Rotation Neutre)

Cinématique du ACL pour un genou intact

Grâce à la détermination des points d'insertion fémorale et tibiale du ACL, la longueur du ACL a pu être déterminée à tout instant durant les cinématiques. Cette longueur a été étudiée pour les 3 conditions de rotation afin de déterminer les conditions de flexion et de rotation pour lesquelles le ACL était en tension (longueur maximale).

Il n'existait pas de différence significative de longueur du ACL entre les 3 conditions de rotation ($p < 0.05$), et ce quel que soit le degré de flexion (**Figure 4**). Le ACL avait toutefois une tendance non significative à avoir une longueur plus importante en ER et IR comparativement à la NR. En revanche, il existait une diminution de la longueur du ACL au cours de la flexion (maximum en extension et minimum à 90° de flexion).

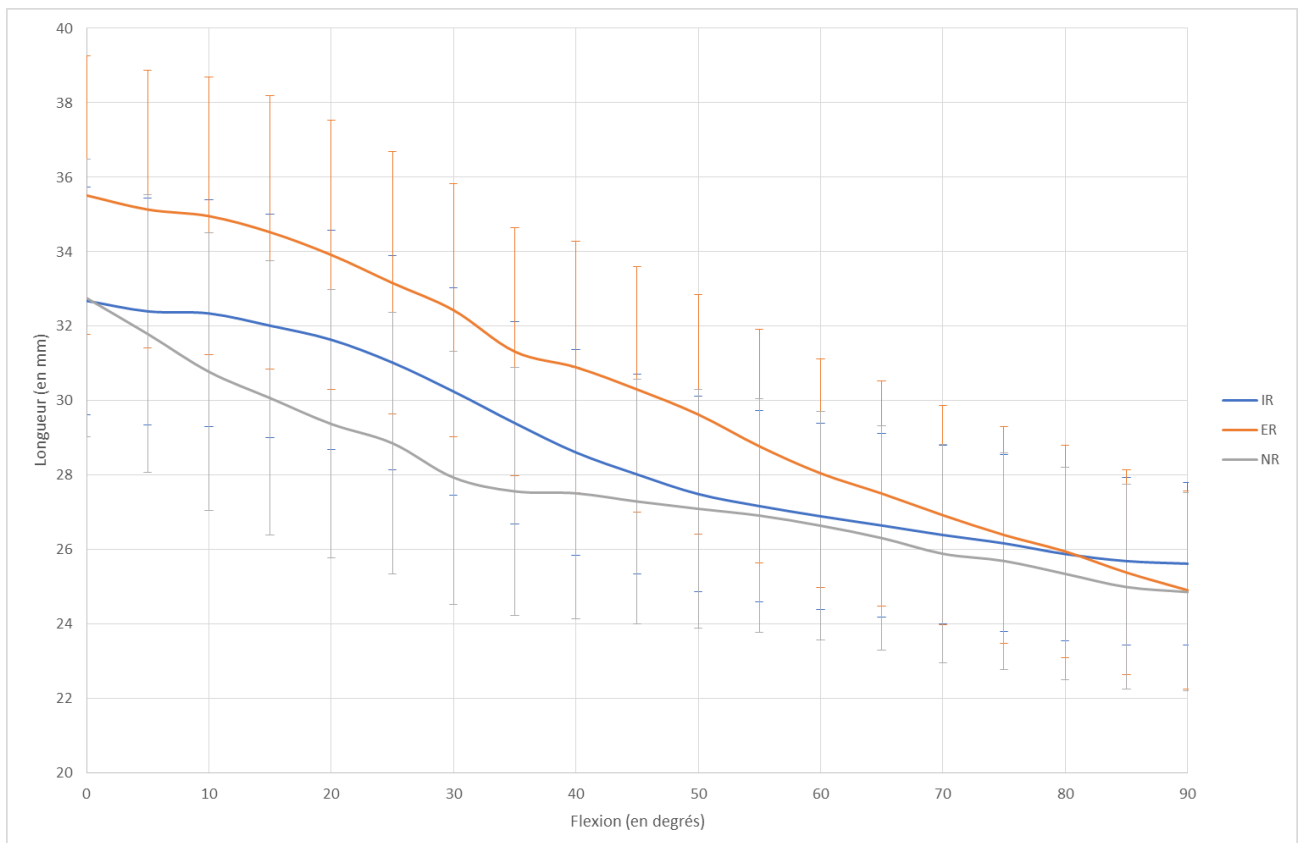


Figure 4. Variation de la longueur du ACL au cours de la flexion du genou.
(ACL : Ligament Croisé Antérieur, IR : Rotation Interne, ER : Rotation Externe, NR : Rotation Neutre)

DISCUSSION

Les points forts de ce protocole étaient qu'il était utilisable sur un genou avec préservation des structures latérales et qu'il possédait une bonne reproductibilité, que cela soit dans la répétition des mesures ou dans l'absence de variabilité entre deux sessions distinctes avec des conditions expérimentales différentes. Le ACL avait une longueur maximale proche de l'extension. Puis elle diminuait avec la flexion du genou. L'analyse de la cinématique du ALL retrouvait une longueur maximale en IR entre 20 et 25° de flexion.

Pendant l'enregistrement des données, plusieurs sources d'erreur ont pu affecter la précision et la reproductibilité de nos mesures : les erreurs dites instrumentales et les erreurs dites expérimentales. Seule la variabilité expérimentale peut être contrôlée pendant la mise en place du protocole. Elle dépend essentiellement du type de fixation des capteurs, du nombre et de la configuration des caméras et du volume d'acquisition défini. Pour diminuer l'incidence de ce type d'erreur systématique, nous avons utilisé dans notre protocole un nombre de caméras important (8 caméras HD), un volume d'acquisition le plus restreint possible (médio-latéral 0.8 m, antéro-postérieur 1.2 m, cranio-caudal 1.5 m), une fixation osseuse très stable et des inter-distances entre deux cibles importantes. L'erreur moyenne était toujours inférieure à 0.15 mm et l'erreur de mesure des angles inférieure à 0.2 degrés. Les systèmes de stéréophotogrammétrie comme le Motion analysis® sont reconnus comme le gold standard actuel de mesure tridimensionnelle nécessaire pour évaluer une cinématique. Ce protocole a donc une précision quasi absolue. Néanmoins, cette précision d'acquisition est largement supérieure à celle du pointage du centre des structures d'intérêt. En effet, les zones d'insertion du ALL sont supra-centimétriques et il est toujours difficile d'en évaluer exactement le centre. Afin de minimiser ce biais, l'ensemble des dissections et des pointages de ces points a toujours été fait un opérateur expérimenté.

Concernant la variabilité, notre protocole a démontré à la fois une bonne reproductibilité dans la répétition des mesures et surtout une excellente reproductibilité intersession. Cela permet de valider son utilisation dans des études biomécaniques multisessions.

Concernant la diminution de longueur du ACL avec l'augmentation de la flexion du genou, nos résultats étaient conformes à ceux de la littérature [62,63]. Ainsi, quelle que soit la rotation appliquée, le ACL avait une longueur maximale proche de l'extension. De plus, il existait une tendance non significative à l'augmentation de la longueur avec la rotation interne ou externe. Pour la rotation interne, il semble logique qu'il se mette en tension du fait de son anatomie. Pour la rotation externe, il est probable que la longueur augmente car le ACL s'enroule autour du condyle latéral ce qui augmente la distance séparant ses deux points d'insertion.

La revue de la littérature sur les analyses biomécaniques du ALL montre qu'il existe plusieurs façons d'évaluer ses variations de longueur. Les premières études, comme celle de Claes *et al.*, ont été réalisées avec un pied à coulisse et ne pouvaient pas réaliser de cinématique [4]. Les mesures n'étaient prises qu'à des valeurs de flexion et de rotation prédéfinies. Les études, basées sur de l'imagerie tridimensionnelle (CT scan et IRM), avaient l'avantage de pouvoir être réalisées *in vivo* sur des sujets avec des genoux sains [39,44,54–56]. Néanmoins la localisation des insertions était théorique et ne prenait pas en compte les variabilités anatomiques interindividuelles bien décrites dans la littérature [11,37]. De plus, ces études ne proposaient qu'une analyse statique où la longueur du ALL était évaluée à des degrés de flexion prédéfinis. D'autres études ont utilisé des robots («freedom robotic system») ou des bancs de test («knee extension rig») [16,41,43,49,52,53]. Ces systèmes permettaient d'avoir une reproductibilité et une précision optimale en se passant de manipulation par un opérateur humain. En revanche toutes ces études utilisaient des genoux isolés, avec une section en amont et en aval des structures musculo-tendineuses, comme le tendon du biceps. De plus, les structures latérales telles que l'ITB étaient sectionnées. Ces structures

anatomiques participent également au contrôle de la stabilité rotatoire du genou [15,64]. En leur absence, il reste difficile d'évaluer le rôle propre du ALL. Enfin d'autres études ont proposé des évaluations du comportement biomécanique du ALL en utilisant les systèmes optoélectroniques de navigation utilisés pour la chirurgie prothétique du genou [40,57]. En proposant une évaluation dynamique, ces systèmes proposaient une compréhension plus physiologique du ALL. Néanmoins, les dispositifs type Polaris® ne peuvent pas proposer des cinématiques complètes comparables à celles obtenues avec le Motion analysis® car leurs fréquences d'acquisition sont nettement inférieures et les tripodes définis dans le système ont des inter-distances réduites. De plus, du fait de l'utilisation de moins de caméras avec des définitions inférieures, la précision est moindre en bordure du volume de travail [65].

Ce protocole permettra de développer de nombreuses implications cliniques. In vitro, il permettra une étude approfondie de la cinématique du genou sous conditions physiologiques ou alors après la section d'éléments anatomiques, comme le ALL et le ACL. Cela permettra de mieux appréhender leurs rôles respectifs dans le contrôle de l'instabilité antérieure et rotatoire du genou. In vivo, en apportant des éléments biomécaniques supplémentaires, ce protocole permettra peut-être de répondre à de nombreuses questions qui font débat autour de la ligamentoplastie du ALL. Sa reconstruction est-elle efficace sur les instabilités rotatoires ? Entraîne-t-elle des modifications de cinématique du genou ? Comment régler le positionnement et de la tension de la greffe ?

En retrouvant une longueur maximale du ALL en IR vers 20 -25° de flexion, cette étude d'analyse cinématique continue, permettait de confirmer les résultats de notre étude anatomique (où la longueur maximale était à 30° de flexion). Néanmoins, ce dispositif d'analyse dynamique était plus précis que l'étude statique préalablement réalisée. Ainsi, nous avons pu déterminer que la mise en tension du ALL intervenait plus tôt. Notre étude permet également d'avancer l'hypothèse que le ALL doit assurer un rôle dans le contrôle de la rotation interne du tibia par rapport au fémur aux alentours de cette zone de flexion. Lors d'une reconstruction anatomique du ALL, la tension de la greffe devra probablement être réglée dans ce secteur de flexion, afin d'être efficace tout en évitant les hypercorrections.

CONCLUSION

Le protocole optocinétique tridimensionnel développé permet d'analyser la cinématique complète du ALL, tout en conservant les structures latérales adjacentes. Sa bonne reproductibilité et sa précision extrême, permettront de réaliser des analyses biomécaniques nécessaires à la compréhension de son rôle et essentielles à l'optimisation de sa reconstruction.

L'analyse de la cinématique du genou, nous a permis de déterminer que dans les premiers degrés de flexion le ACL était tendu. Puis avec l'augmentation de flexion, il se détendait pendant que le ALL se mettait à son tour progressivement en tension. Le ALL avait une longueur maximale en rotation interne entre 20 et 25° de flexion.

2.2. Rôle du ligament antérolatéral sur la stabilité du genou

(Article soumis : «Role of the Anterolateral ligament on the control of knee stability: an optoelectronic kinematic analysis»)

RESUME

INTRODUCTION : L'objectif de notre travail était d'évaluer à partir d'analyses cinématiques optoélectroniques continues, la participation respective des lésions du ligament antérolatéral (ALL) et du ligament croisé antérieur (ACL) sur la translation tibiale antéro-postérieure et sur la stabilité rotatoire du genou. Notre hypothèse était que la lésion du ALL serait à elle seule responsable d'une modification significative de la cinématique articulaire du genou.

METHODES : Un total de 10 genoux cadavériques a été étudié selon un nouveau protocole de dissection conservateur sans lésions des structures latérales. L'analyse cinématique a été réalisée à l'aide d'un système optoélectronique tridimensionnel type Motion Analysis®. Après mise en place de repères osseux, les insertions tibiales et fémorales du ACL et du ALL étaient palpées. L'étude portait sur trois conditions d'états du genou : genou intact (intact), genou avec une résection isolée du ALL (ALL_{sec}), genou avec une résection du ALL et du ACL (ALL+ACL_{sec}). Pour les 3 états du genou, les effets des ruptures successives sur la rotation interne (IR) et sur la translation tibiale antérieure à 30 et 60 et 90° de flexion du genou (AP30, AP60, AP90) étaient analysés successivement en le comparant respectivement avec l'état intact.

RESULTATS : Concernant la rotation interne, il existait une différence significative globale entre les différents états (intact, ALL_{sec}, ALL+ACL_{res}) ($p < 0.05$). Il existait une synergie du ALL et du ACL dans le contrôle de la rotation interne du tibia. Avec une augmentation significative de la rotation interne entre l'état ALL_{sec} et l'état intact à partir de l'intervalle de flexion 15 à 20° ($p < 0.05$), le ALL contrôlait la rotation interne à partir de cette zone de flexion. Avec une augmentation significative de la rotation interne l'état ALL+ACL_{sec} et l'état intact ($p < 0.05$) entre 0 et 15° de flexion, le ACL quant à lui semblait contrôler la rotation interne dès les premiers degrés de flexion. Concernant la translation tibiale antérieure, il n'existait pas de différence significative entre les états intact et ALL_{sec} ($p > 0.05$). En revanche, il existait une différence significative entre l'état intact et l'état ALL+ACL_{sec} (pour AP 30, AP60 et AP90) ($p < 0.05$).

CONCLUSION : Avec une majoration de la rotation interne après rupture à partir de 15-20° de flexion, notre étude a pu démontrer que le ALL avait un rôle prépondérant, en synergie avec celui du ACL dans le contrôle de la stabilité rotatoire du genou. Ainsi, la rotation interne était contrôlée par le ACL dans les premiers degrés de flexion, puis par le ALL à partir de 15-20° de flexion. En revanche, le ALL ne semble pas exercer un contrôle important sur la translation tibiale antérieure. Afin d'obtenir une reconstruction anatomique du ALL efficace et isométrique, nous recommandons donc de régler la tension de la greffe dans cette zone de flexion.

MOTS CLES : Genou, Ligament antérolatéral, Rotation interne, translation tibiale antérieure, Cinématique

INTRODUCTION

La compréhension de la fonction du ALL a fait l'objet de travaux récents, anatomiques et biomécaniques, qui ont confirmé sa participation à la stabilité rotatoire du genou [16,18,49,52,53,57,66]. Néanmoins, partant de l'hypothèse que le ALL serait lésé conjointement au ligament croisé antérieur (ACL), aucune étude ne s'est intéressée à étudier l'effet d'une rupture isolée du ALL. Seules quelques études ont étudié la rupture conjointe du ALL et du ACL. La participation respective de ses deux structures ligamentaires dans le contrôle de la rotation médiale reste donc pleinement à déterminer. De plus, la plupart de ces études présentaient des limitations importantes. Celles réalisées avec des robots ou des bancs d'essai, avaient des précisions et une reproductibilité excellentes et permettait d'avoir une cinématique complète [16,49,53]. Néanmoins elles étaient effectuées sur des genoux cadavériques isolés où pour la plupart d'entre elles, l'ensemble des structures musculo-tendineuses proximales dont des éléments importants de stabilité latérale du genou, comme la bandelette ilio tibiaie (ITB), étaient réséqués [51]. D'autres études ont développé des modèles basés sur des imageries tridimensionnelles [39,44,54–56]. Elles avaient l'avantage d'être réalisées sur des sujets vivants, mais restaient basées sur des points d'insertion théoriques. Enfin d'autres auteurs ont utilisé des systèmes de navigation standard, comme ceux utilisés dans la chirurgie prothétique du genou [40,57]. Néanmoins la plupart de ces études souffraient d'un défaut de précision et ne réalisaient pas de véritable cinématique car les mesures étaient réalisées sur des valeurs cibles de flexion du genou.

Afin de s'affranchir de ces limitations, nous avons développé à l'aide d'un système optoélectronique type Motion Analysis®, un nouveau protocole permettant d'étudier une cinématique continue et précise du genou, sur corps entier où l'ensemble des structures stabilisatrices étaient préservées.

L'objectif de notre travail était donc d'évaluer à partir d'analyses cinématiques optoélectroniques continues, la participation respective des lésions du ALL et du ACL sur la translation tibiale antéro-postérieure et sur la stabilité rotatoire du genou. Notre hypothèse était que la lésion du ALL serait à elle seule responsable d'une modification significative de la cinématique articulaire du genou.

MATERIEL ET METHODES

La fonction biomécanique du ALL a été étudiée à partir de 10 genoux cadavériques humains sur corps entiers frais congelés (6 hommes et 4 femmes). L'âge moyen était de 75.6 ± 9 ans [55 à 82] au moment du décès. La taille moyenne était de 175 ± 9 cm [157 à 191].

Les conditions d'obtention, de conservation, de préparation et d'utilisation des corps, ainsi que les critères d'inclusion et d'exclusion étaient similaires à ceux de l'étude biomécanique réalisée au préalable (**chapitre 2.1 : cinématique du ALL**).

Préparation des corps

Le protocole de dissection utilisé était toujours celui mise en place lors de l'étude anatomique préalable (**chapitre 1.1 : définition d'un protocole de dissection conservateur**)[29]. L'intérêt était de pouvoir identifier le ALL sans endommager les structures latérales. A la fin de la dissection, une fois les insertions identifiées et les acquisitions faites, l'ITB et le tendon du biceps étaient soigneusement refermés afin de limiter le biais de mesure induit par la dissection.

Installation du système expérimental

L'analyse cinématique a été réalisée en se basant sur le protocole d'analyse optoélectronique déjà décrit et validé précédemment (**chapitre 2.1 : cinématique du ALL**).

Protocole de tests biomécaniques

Trois états étaient définis et réalisés consécutivement.

- **L'état 1 (intact)** correspondait à un genou sain sans lésion ligamentaire.
- **L'état 2 (ALL_{sec})** correspondait à un genou où une section isolée du ALL était réalisée. Le ALL, était détaché complètement au niveau de ses insertions osseuses fémorales et tibiales. Après cette étape l'ITB était refermée afin de ne pas affecter la stabilité du genou.
- **L'état 3 (ALL+ACL_{sec})** correspondait à un genou où une lésion du ALL et du ACL étaient réalisées. Le ACL était sectionné sous arthroscopie.

Toutes les manipulations ont été réalisées par un seul opérateur expérimenté. Même si notre protocole de dissection était conservateur, l'abord latéral pouvait induire à lui seul des effets sur les mesures. Pour cette raison la dissection du ALL était faite au début de la manipulation. Cela nous permettait de nous affranchir de cette limitation. La seule différence anatomique entre les 3 états était la section de la structure d'intérêt (ACL ou ALL).

Pour ces 3 conditions les séquences d'acquisition suivantes étaient répétées (**tableau 1**).

Afin d'évaluer le contrôle du ALL sur la rotation interne tibiale, des cinématiques de flexion du genou étaient testées dans les mêmes conditions de test que décrit précédemment (**chapitre 2.1 : cinématique du ALL**). Ces tests étaient effectués en rotation interne forcée (5 Nm, avec une clé dynamométrique) pour les 3 états du genou (intact, ALL_{sec}, ALL+ACL_{sec}).

La translation antéropostérieure a été testée en induisant une translation tibiale antérieure, à 30°, 60° et 90° de flexion du genou, sous le contrôle d'un dynamomètre réglé à 130 Nm. Pour chaque condition d'état du genou (intact, ALL_{sec}, ALL+ACL_{sec}).et de test (à 30°: AP30, à 60° : AP60, à 90°: AP90), 5 répétitions ont été réalisées.

L'ensemble des données cinématiques brutes ont été traitées et analysées tels que décrit dans l'étude de validation du protocole (**chapitre 2.1 : cinématique du ALL**).

Contrôle sur l'IR	<ul style="list-style-type: none"> - Enregistrement cinématique de l'extension à la flexion maximale, avec une rotation interne appliquée - 3 conditions d'état du genou testées : Intact (5 répétitions), ALL_{sec} (5 répétitions), ALL+ACL_{sec} (5 répétitions)
Contrôle sur l'AP	<ul style="list-style-type: none"> - Enregistrement de la translation tibiale antérieure - 3 valeurs de flexion testées : à 30° (AP30), à 60° (AP60), à 90° (AP90) - 3 conditions d'état du genou testées : Intact (5 répétitions), ALL_{sec} (5 répétitions), ALL+ACL_{sec} (5 répétitions)

Tableau 1. Tableau récapitulatif des paramètres testés et des séquences effectuées

Analyse statistique

L'analyse statistique a été réalisée par l'intermédiaire du logiciel SPSS Statistic® (SPSS Inc, IBM©, Chicago, United States). Le seuil de significativité était fixé pour tous les tests par un $p < 0.05$.

Afin d'évaluer les différences entre les 3 états du genou une analyse statistique de la variance sur mesures répétées (ANOVA) à l'aide du modèle général linéaire (GLM) à 2 facteurs a été utilisée. L'avantage de l'analyse à mesures répétées (mesures des différents états de genou chez un même sujet) était de contrôler au mieux les différences individuelles entre les sujets car chaque sujet était son propre contrôle selon les différents états du genou. Les corrélations ont été analysées à l'aide de tests de corrélations intra-sujet type sphéricité supposée, Greenhouse-Geisser et de Huynh-Feldt.

Pour évaluer l'influence des états du genou sur la rotation interne, le premier facteur correspondait au facteur flexion (valeurs par tranches de 5° de flexion) et le deuxième facteur correspondait au facteur état du genou (intact, ALL_{sec}, ALL+ACL_{sec}). Pour le facteur flexion une différence était recherchée par rapport à l'état de flexion précédent. Pour le facteur état du genou, une différence était recherchée en comparant les états ALL_{sec} et ALL+ACL_{sec} à l'état intact.

Pour évaluer l'influence des états du genou sur la translation tibiale antérieure, le premier facteur correspondait au facteur flexion (AP30, AP60, AP90) et deuxième facteur correspondait au facteur état du genou (intact, ALL_{sec}, ALL+ACL_{sec}). Une différence entre les états du genou était recherchée en comparant les états ALL_{sec}, ALL+ACL_{sec} à l'état intact.

RESULTATS

Rotation interne

Il existait une différence significative globale entre les différents états (intact, ALL_{sec}, ALL+ACL_{sec}) ($p < 0.05$) et une différence significative globale entre l'état de genou en fonction de la flexion ($p < 0.05$) en rotation interne. De plus, il existait une différence statistiquement significative entre l'état intact et les deux autres états ($p < 0.05$).

La **figure 2** montre qu'il existait une augmentation significative de la rotation interne entre l'état ALL_{sec} et l'état intact à partir de l'intervalle de flexion 15 à 20° ($p < 0.05$). Pour l'état ALL+ACL_{sec}, la rotation interne était augmentée significativement par rapport à l'état intact dès les premiers degrés de flexion ($p < 0.05$).

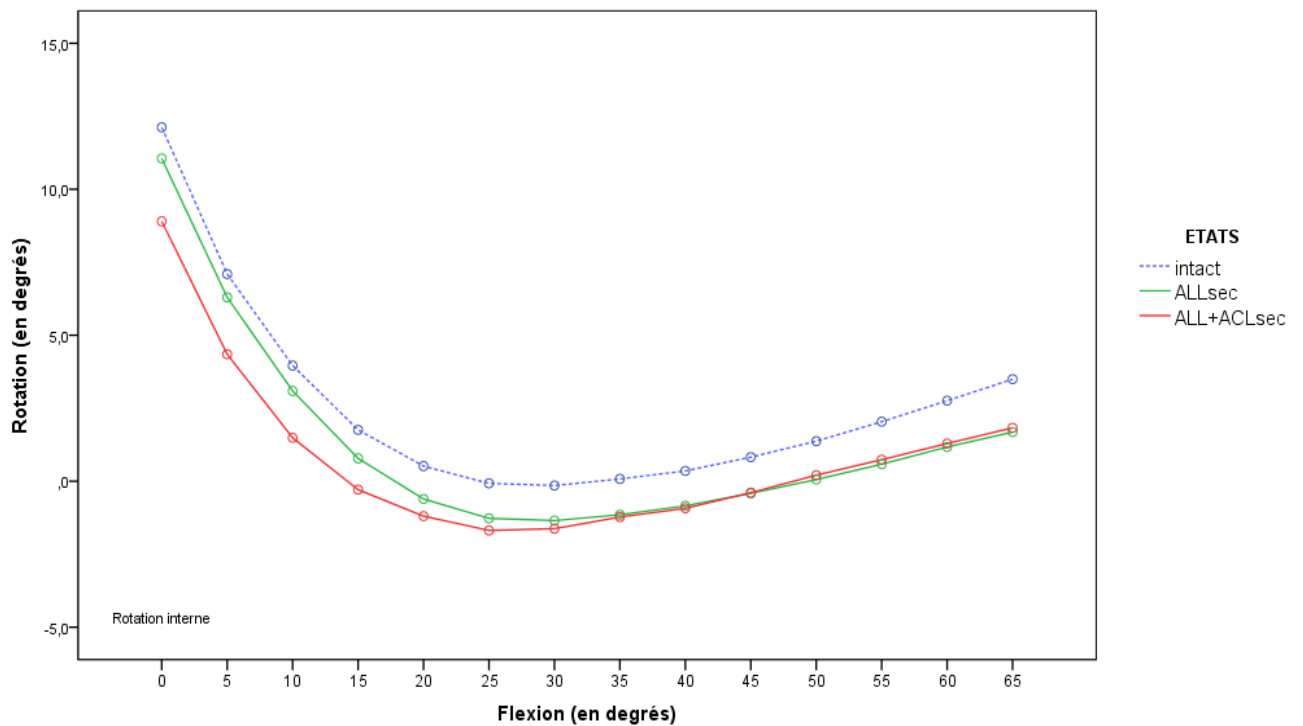


Figure 2. Rotation interne (moyenne marginale estimée) en fonction de la flexion du genou selon les 3 états définis (intact, ALL_{sec}, ALL+ACL_{sec}).

Translation tibiale antérieure

Quel que soit le degré de flexion du genou, il n'existait pas de différence significative entre les états intact et ALL_{sec} (**Figure 3**). En revanche, il existait une différence significative entre l'état intact et l'état ALL+ACL_{sec}, pour les valeurs (30°, 60° et 90°) de flexion du genou ($p < 0.05$).

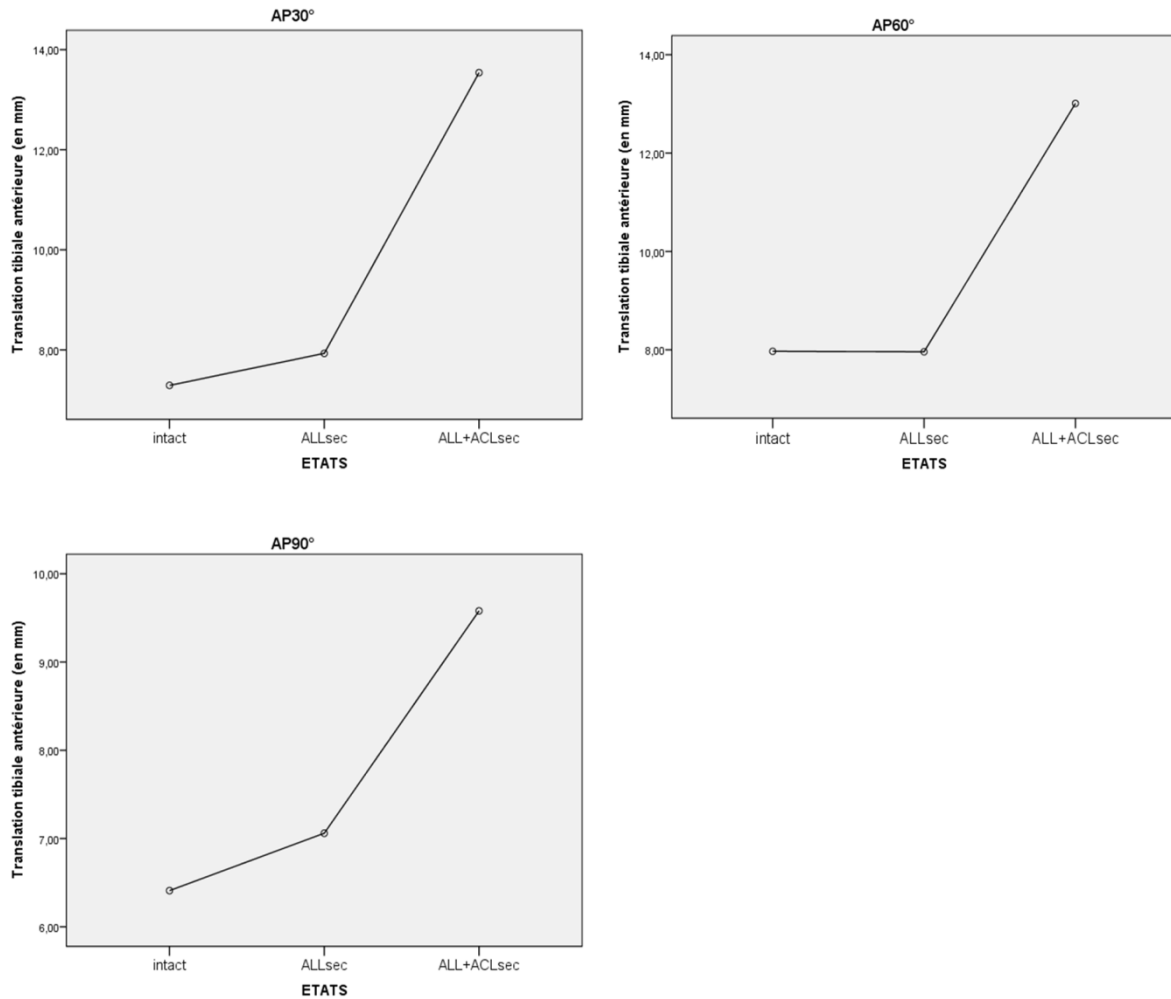


Figure 3. Translation tibiale antérieure en fonction des 3 états (intact, ALL_{sec}, ALL+ACL_{sec}) à 30° de flexion (AP30°), 60° de flexion (AP60°) et 90° de flexion (AP90°).

DISCUSSION

Lors d'une rupture du ALL il existait une augmentation significative de la rotation interne à partir de 15° de flexion. Ces résultats suggèrent que le ALL permettrait de contrôler la rotation interne du tibia dans cette zone de flexion. En revanche, le ALL ne semble avoir aucun rôle sur le contrôle de la translation tibiale antérieure.

Néanmoins, notre étude comportait plusieurs limitations. La première était qu'il s'agissait d'une étude cadavérique. Même si les spécimens n'étaient pas embaumés et qu'ils étaient frais et congelés, il est difficile d'extrapoler ces résultats à des genoux sains [67]. De plus, l'âge avancé des donateurs de corps pouvait être à l'origine d'une dégénérescence des structures. Néanmoins, la plupart des études biomécaniques étaient réalisées dans des conditions similaires, ce qui permettait la comparaison avec la littérature. Deuxièmement, avec 10 genoux, notre étude manquait de puissance. Enfin, les analyses cinématiques ont été faites avec un dispositif optocinétique et non avec un système de test robotique. Même si les conditions de test sont moins précises, avec une reproductibilité inférieure, le Motion Analysis® avait d'autres avantages. Tout d'abord comme nous l'avons démontré dans une étude préalable, il possédait une précision et une reproductibilité satisfaisante, bien supérieures à celle d'une navigation standard. De plus, ce système permettait d'avoir une cinématique continue du genou. Enfin, en permettant la conservation de l'ensemble des structures musculo-tendineuses et notamment de l'ITB, notre étude était relativement proche des conditions physiologiques *in vivo*.

Si on s'intéresse à la longueur, les différences retrouvées dans la littérature semblent liées à la variabilité de la description anatomique de l'insertion proximale du ALL. Comme nous l'avons expliqué précédemment, une insertion fémorale antérieure à l'épicondyle fémoral latéral entraîne une longueur maximale vers les 90° de flexion [4,20,37] (**chapitre 1.2 section discussion, tableau 5**). A l'inverse, une insertion, postérieure et proximale, comme dans notre série, entraîne une tension maximale du ALL dans les premiers degrés de flexion [9,11,16,46]. Notre étude confirme donc les résultats de Dodds *et al.*, sur le fait que le ALL n'a pas un comportement isométrique au cours de la flexion, et que la longueur maximale du ligament se situe entre 20-25° de flexion en rotation interne maximale.

D'un point de vue biomécanique, il existe une hétérogénéité des résultats dans la littérature (**Tableau 1**).

Concernant la translation tibiale antérieure, nos résultats sont conformes à ceux de la littérature. Si le ACL joue un rôle indiscutable dans le contrôle du tiroir tibial antérieur, le ALL ne semble avoir aucune fonction prépondérante sur cette composante de translation. Seules les études de Rasmussen, Drews et de Thein, retrouvent un rôle mineur du ALL sur la translation [53,68,69]. Néanmoins, l'analyse d'une composante unique de translation sur un axe reste difficile à interpréter, surtout dans des degrés importants de flexion où l'on sait qu'il existe une rotation interne automatique du tibia.

Concernant la rotation interne, la majorité des études s'accorde pour dire que la section du ALL sur un genou « ACL déficient » entraîne une augmentation significative de la rotation interne [49,53,57,68,70,71]. Même s'il est probable que le ACL soit rompu avant le ALL, nous pensons que si l'on voulait déterminer la fonction propre du ALL, il était indispensable d'analyser la cinématique du genou avec une section isolée du ALL. Notre étude qui était conçue sur ce principe, montre les mêmes conclusions sur l'état ALL+ACL_{sec}. Cependant, elle est la seule à montrer que la rupture isolée du ALL induit à elle seule une augmentation de la rotation interne. Ce résultat confirme donc formellement son rôle dans le contrôle de la stabilité rotatoire. Cette conclusion est également partagée par Parsons *et al.* [49]. Pour eux, une rupture isolée du ALL pourrait expliquer un signe du pivot shift positif sur un genou avec un ACL intact [72,73]. Pour Drew *et al.*, le ALL n'est jamais sous tension si le ACL n'est pas rompu [53]. A l'inverse de ces résultats faisant du ALL un stabilisateur

latéral du genou, les études de Saiegh et Noyes ne retrouvent aucun effet de la section du ALL sur la stabilité rotatoire [66,74]. Concernant l'étude de Saiegh, seulement 6 genoux ont été inclus. Le manque de puissance peut peut-être expliquer l'absence de différence retrouvée. Pour l'étude de Noyes, il existe à notre sens une incertitude sur l'identification du ALL. Les auteurs décrivent une section antérieure au tendon poplité, alors que l'insertion du ALL est postérieure à ce tendon.

Concernant le secteur de flexion, notre étude montrait que le ALL commençait à jouer son rôle dès 20 degrés de flexion. Cela était en accord avec nos résultats sur la cinématique du ALL sur genou intact, qui montraient une tension maximale entre 20 et 25° de flexion. Imbert et Sonnery-Cottet estiment, comme nous, que le ALL a un rôle précoce dans la flexion du genou, aux alentours de 20° [40,71]. Dans les autres études et notamment celle de Bonanzinga *et al*, il est le plus souvent réalisé des mesures à des valeurs cibles de flexion (30°, 60° et 90°) [4,9,17,57]. En ne réalisant pas des cinématiques complètes, ces études n'ont donc pas pu conclure sur ces premiers degrés de flexion.

Enfin, il existe une véritable synergie du ALL et du ACL dans le contrôle de la rotation interne du tibia [66,75]. Notre étude, comme celles de Kittl et de Parsons, suggère que le ACL contrôle la rotation interne plus tôt dans la cinématique de flexion du genou que le ALL [49,76]. Ainsi, dans les premiers degrés de flexion du genou (0 à 15°), le ACL contrôle à lui seul la rotation interne. Sa rupture majore significativement la rotation interne dans ce secteur de flexion proche de l'extension. Comme nous l'avons démontré précédemment, avec l'augmentation de flexion le ACL se détend (surtout ses fibres les plus postérieures), et le ALL commence à se mettre en tension (**chapitre 2.1 cinématique du ALL**). [62,63]. A partir de 20° de flexion, le ALL est proche de sa tension maximale et sa rupture serait alors responsable d'une augmentation de la rotation interne pouvant expliquer les instabilités rotatoires majeures.

année	n=	Protocole d'analyse	ITB préservée	états du genou testé	influence du ALL sur la translation tibiale antérieure	influence du ALL sur la rotation interne	influence du ALL sur le pivot shift	
Rasmussen <i>et al.</i>	2015	10	système robotique	non	intact, ACLsec, ACL+ALLsec	oui (augmentation de 0.9mm entre ACLsec et ACL+ALLsec)	oui (+2.7° entre ACLsec et ACL+ALLsec)	oui (augmentation significative de la composante de translation et de la composante de rotation)
Spencer <i>et al.</i>	2015	12	système robotique	oui	intact, ACLsec, ACL+ALLsec	non	oui +2° entre ACLsec et ACL+ALLsec	oui (augmentation significative de la composante de rotation au début du test)
Parsons <i>et al.</i>	2015	11	système robotique	non	intact, ACLsec, ACL+ALLsec	non	oui (influence augmente avec l'augmentation de la flexion)	NR
Kittle <i>et al.</i>	2015	16	système robotique	oui	ACLintact group (ITBsuperf, ITBdeep, ALL, capsule), ACLdeficient group (ITBsuperf, ITBdeep, ALL, capsule)	non	mineur (contribution maximale à 30° de flexion de 11%)	non
Thein <i>et al.</i>	2016	12	système robotique	non	intact, ACLsec, ACL+ALLsec	oui (augmentation de 3mm à 30 et 60° entre ACLsec et ACL+ALLsec)	NR	oui (augmentation significative de la composante de translation et de la composante de rotation)
Sonnery-Cottet <i>et al.</i>	2016	16	système de navigation standard	oui	intact, ACLsec, ACL+ALLsec, ACL+ALL+ITBsec	NR	oui (+3° à 20° de flexion et +5° à 90° de flexion entre ACLsec et ACL+ALLsec)	oui
Bonanzinga <i>et al.</i>	2016	10	système de navigation standard	oui	intact, ACLsec, ACL+ALLsec	non (à 30 et 90° de flexion)	oui (à 30 et 90° de flexion)	non
Saiegh <i>et al.</i>	2017	6	système de navigation standard	oui	intact, ACLsec, ACL+ALLsec	non	non	non
Drews <i>et al.</i>	2017	8	système robotique	non	intact, ACLsec, ACL+ALLsec	oui (à 30° de flexion)	oui (entre 60 et 120° de flexion)	non
Noyes <i>et al.</i>	2017	14	système robotique	oui	intact, ACLsec, ACL+ALLsec, ACL+ALL+ITBsec	non	non	non
Notre étude	2017	10	système de navigation (Motion analysis®)	oui	intact, ALLsec, ALL+ACLsec	non (à 30, 60, 90° de flexion)	oui	NR

Tableau 1. Comparaison des différentes biomécaniques sur la fonction du ligament antérolatéral. Concernant les états il s'agit de séquences lésionnelles réalisées (intact : genou normal, ACLsec : section du Ligament croisé antérieur, ACL+ALLsec : section du Ligament croisé antérieur et du ligament antérolatéral, ACL+ALL+ITBsec : résection du Ligament croisé antérieur, du ligament antérolatéral et de la bandelette iliotibiale (superficielle ou profonde), NR : non renseigné)

CONCLUSION

Avec une majoration de la rotation interne après rupture à partir de 15-20° de flexion, notre étude a pu démontrer que le ALL avait un rôle prépondérant, en synergie avec celui du ACL dans le contrôle de la stabilité rotatoire du genou. Ainsi, la rotation interne était contrôlée par le ACL dans les premiers degrés de flexion, puis par le ALL à partir de 15-20° de flexion.

En revanche, contrairement au ACL, le ALL ne semble pas exercer un contrôle important sur la translation tibiale antérieure.

Afin d'obtenir une reconstruction anatomique du ALL efficace et isométrique, nous recommandons donc de régler la tension de la greffe dans cette zone de flexion.

POINTS CLES DU CHAPITRE 2 « ROLE BIOMECANIQUE DU ALL »

<p>2.1 Cinématique du ligament antérolatéral : validation d'un protocole optoélectronique</p>	<ul style="list-style-type: none">• Mise en place d'un protocole optocinétique tridimensionnel par Motion Analysis® permettant l'analyse de la cinématique complète du ALL, tout en conservant les structures latérales adjacentes• Bonne reproductibilité du protocole<ul style="list-style-type: none">- ICC \geq 0.75 (bon) pour toutes les mesures- ICC \geq 0.85 (excellent) pour 80 % des mesures• Excellente précision du protocole<ul style="list-style-type: none">- erreur de mesure des longueurs $<$ 0.15 mm- erreur de mesure des angles $<$ 0.2 degrés• Longueur maximale du ACL proche de l'extension. Il se détendait l'augmentation de flexion du genou• Longueur maximale du ALL en rotation interne entre 20 et 25° de flexion
<p>2.2 Rôle du ligament antérolatéral sur la stabilité du genou</p>	<ul style="list-style-type: none">• Rôle prépondérant du ALL, en synergie avec celui du ACL, dans le contrôle de la stabilité rotatoire du genou<ul style="list-style-type: none">- ACL contrôle la rotation interne proche de l'extension- ALL contrôle la rotation interne à partir de 15-20° de flexion• Pas de contrôle important du ALL sur la translation tibiale antérieure• Pour obtenir une reconstruction anatomique du ALL efficace et isométrique, réglage de la tension de la greffe à 20° de flexion

3. LA RECONSTRUCTION DU LIGAMENT ANTEROLATERAL

Dans ce troisième chapitre, nous nous proposons de réaliser la description et l'évaluation d'une technique chirurgicale du ALL.

Dans un premier temps, nous avons élaboré une technique chirurgicale de reconstruction du ALL basée sur les impératifs anatomiques et biomécaniques préalablement définis.

Puis, grâce au protocole d'analyse optoélectronique tridimensionnelle décrit précédemment, nous avons évalué et comparé les cinématiques du genou après une reconstruction concomitante du ACL et du ALL et après une reconstruction du ACL associée à une ténodèse latérale extra-articulaire au fascia lata. L'objectif était d'analyser leurs profils cinématiques respectifs afin d'évaluer leur efficacité sur la stabilité du genou (contrôle de la rotation interne et de la translation tibiale antérieure) et de rechercher d'éventuelles hyper-contraintes induites.

3.1. Descriptif d'une technique chirurgicale de reconstruction combinée du ligament antérolatéral et du ligament croisé antérieur basée sur des impératifs anatomiques et biomécaniques

CHOIX DE LA TECHNIQUE

La technique utilisée dans les travaux biomécaniques est celle développée par Sonnery-Cottet *et al.* à laquelle nous avons apporté quelques modifications afin de répondre aux impératifs biomécaniques préalablement mis en évidence [28]. Nous avons choisi cette technique parmi d'autres pour plusieurs raisons [30–34,77]. Premièrement, elle nous semblait être la plus proche de nos résultats anatomiques et biomécaniques. Deuxièmement, il s'agit de la technique avec le recul clinique le plus important (548 patients avec un recul moyen de 35.5 mois) et avec des résultats montrant une absence de raideur et un taux de ré-rupture comparable à celui de la littérature (2.6%, survenant en moyenne autour du 18^{ème} mois postopératoire). Enfin, cette technique ne nécessitait pas de matériel supplémentaire par rapport à une simple reconstruction du ACL.

Lors de nos tests, nous avons utilisé un ancillaire mise à disposition par la société Arthrex®. Les iconographies suivantes ont été reproduites avec l'autorisation de la société Arthrex®.

INSTALLATION

Le corps était positionné en décubitus dorsal, avec simplement une cale latérale (positionnée au niveau du garrot chez le sujet vivant). Deux cales (foot roll) étaient positionnées au ras de la table pour pouvoir positionner le genou à 90° de flexion (position de travail) et à 25° de flexion (position pour fixer le ACL et le ALL). Cette installation permettait lors du geste chirurgical d'effectuer des mouvements d'extension, de flexion et de rotation du genou sans contraintes, tout en évitant la rotation externe induite par la hanche. Lors des enregistrements de la cinématique l'ensemble des cales étaient retirés pour avoir un genou non contraint.

PRELEVEMENT DES TENDONS ISCHIO-JAMBIERS ET PRECALIBRAGE DE LA GREFFE.

A l'aide d'un stripper ouvert les tendons du Demi tendineux (DT) et du gracilis (Droit interne, DI) étaient prélevés à l'aide d'une courte incision antéro-médiale verticale de 4 cm (**Figure 1**).

A noter que le DT était laissé pédiculé sur son insertion distale afin de conserver une vascularisation tendineuse et d'améliorer la fixation tibiale de la greffe. En revanche, le DI était détaché complètement afin de décaler sa fixation sur la greffe et d'avoir ainsi une longueur suffisante pour la reconstruction du ALL. Un précalibrage de la greffe était réalisé afin d'estimer le diamètre de la greffe. Le diamètre obtenu était le plus souvent entre 8 et 10 mm. Ce précalibrage permettait de réaliser les tunnels tibiaux et fémoraux directement avec le diamètre adapté.



Figure 1. Prélèvements des tendons ischio-jambiers. (DT : demi tendineux, DI : droit interne).

REALISATION DES TUNNELS OSSEUX POUR LA RECONSTRUCTION DU ACL

Le tunnel tibial était réalisé à l'aide d'un viseur arthroscopique afin de sortir au niveau de l'insertion tibiale du ACL (**Figure 2**). Le reliquat du ACL était intégralement conservé ; sauf au niveau de son insertion fémorale afin de contrôler la mise en place du viseur OUT-IN fémoral. Afin de préparer le passage de la greffe, le reliquat était creusé de l'intérieur à l'aide d'un couteau de shaver introduit par le tunnel tibial. Cette étape correspondait au principe de la « SAMBBA technique » décrit par Sonnery-Cottet *et al.* [78]. La préservation du ACL natif avait deux objectifs : favoriser une intégration biologique de la greffe, et s'assurer de son positionnement anatomique.

Le tunnel fémoral était réalisé avec une visée OUT-IN afin de contrôler l'exacte position du tunnel fémoral. Pour cette reconstruction combinée, l'entrée comme la sortie du tunnel fémoral étaient importantes à déterminer. Le point d'entrée extra-articulaire latéral du tunnel fémoral correspondait à l'insertion fémorale du ALL. Comme, nous l'avons déterminé dans les travaux anatomiques préalables, ce point devait être postérieur et proximal à l'épicondyle latéral. En pratique courante, nous recommandons de faire un mini abord de cette zone sur 2 cm afin de mieux la repérer. Il est indispensable de respecter cette position afin d'éviter des problèmes d'isométrie du transplant et d'éviter de fragiliser l'insertion fémorale du LCL. De plus cet abord permettra d'être certain de passer la greffe du ALL entre la face profonde de l'ITB et la face latérale de la capsule. Concernant la sortie intra-articulaire du tunnel fémoral, elle correspondait au point anatomique de l'insertion fémorale du ACL (« footprint fémoral du ACL »). Ce point était contrôlé par vue arthroscopique. Le diamètre du tunnel fémoral était le même que celui du tunnel tibial.

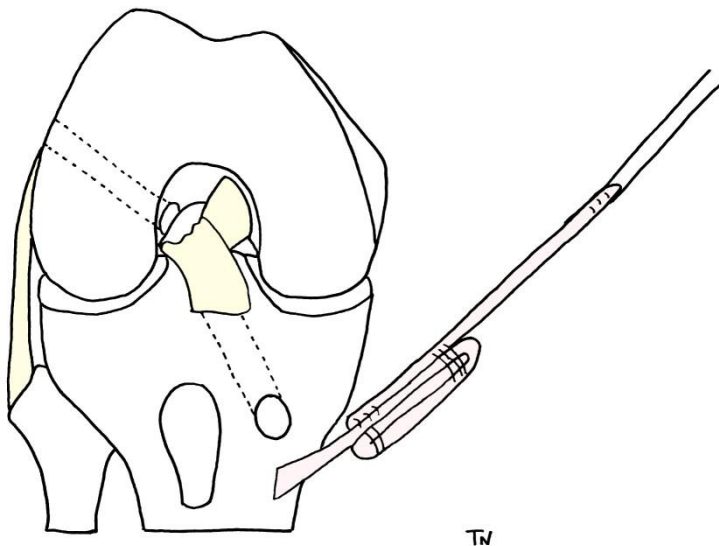


Figure 2. Réalisation des tunnels osseux et préparation de la greffe pour la reconstruction du ACL.

(DT : demi tendineux, DI : droit interne).

(Illustration : d'après les schémas d'Arthrex®)

PREPARATION DE LA GREFFE

La greffe du ACL comprenait 4 brins et correspondait au tendon du DT replié en 3 sur lui-même (DT3) et au tendon du DI (DT3 + DI) (**Figure 2**). La greffe du ALL correspondait au DI seul. Pour la réalisation, le DT était replié sur lui-même et laissé pédiculé en distal. Le DI était détaché complètement et suturé sur le DT à l'endroit où commence le tunnel tibial. La longueur entre l'insertion du DT et le début du tunnel fémoral (environ 20 à 40mm) et la longueur totale nécessaire à la reconstruction du ACL (de l'insertion tibiale du DT à la fin du tunnel fémoral, soit environ 120mm) étaient mesurées afin de préparer la greffe à longueur adaptée. A noter que cette mesure était réalisée avec le genou positionné à 90° de flexion, à l'aide d'un fil relais qui permettait aussi le passage de la greffe.

PASSAGE ET FIXATION DE LA GREFFE CORRESPONDANT AU ACL

A l'aide d'un système de passe fil et de fil tracteur, la greffe (DT3+DI) était ensuite montée à travers le tunnel tibial, le reliquat de ACL puis le tunnel fémoral (**Figure 3**). Les fixations fémorales et tibiales de la greffe du ACL étaient assurées par des vis d'interférence du même diamètre que la greffe. La fixation du transplant se faisait à 30° de flexion du genou (la longueur ayant été estimée à 90° de flexion afin de minimiser la longueur et de se laisser une marge d'erreur qui est le plus souvent d'environ 5 mm). Nous mettions en place d'abord la vis fémorale afin d'adapter si besoin la tension de la greffe. Ainsi, si cette dernière n'était pas assez tendue, il restait possible de tirer sur le transplant via le tunnel tibial pour gagner de la tension supplémentaire. Enfin, une vérification arthroscopique de la bonne tension de la greffe et de l'absence de conflit avec l'échancrure en extension complète était réalisée.

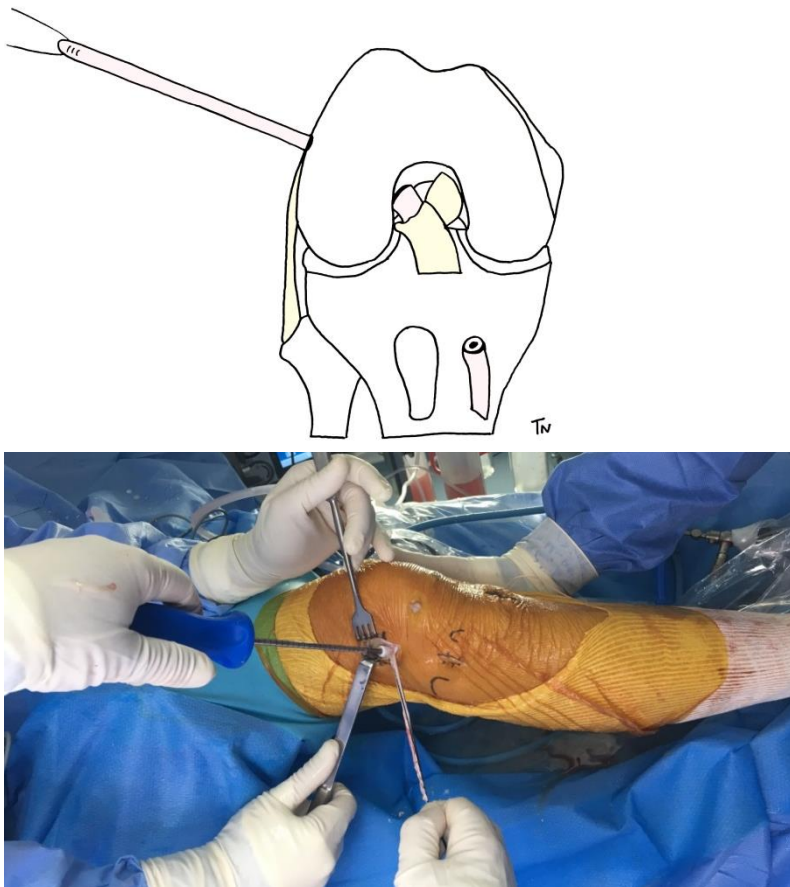


Figure 3. Passage et fixation de la greffe correspondant au ACL.
(Illustration : d'après les schémas d'Arthrex®)

REALISATION DES TUNNELS TIBIAUX POUR LA RECONSTRUCTION DU ALL

Une deuxième incision cutanée latérale verticale d'environ 3cm était d'abord réalisée. Elle était effectuée à équidistance entre le tubercule de Gerdy et de la tête de la fibula (**Figure 4**). Une broche à chas était utilisée. Le point d'entrée était effectué sur une ligne horizontale reliant le tubercule de Gerdy à la tête de la fibula, à environ 1 cm de l'interligne articulaire. La broche à chas était sortie au niveau de l'incision cutanée antéro-médiale préexistante. Nous utilisons une aiguille pour repérer précisément le niveau de l'interligne articulaire. Le centre du tunnel était calculé pour être à équidistance du tubercule de Gerdy et de la tête de la fibula. Une mèche canulée de 6 mm diamètre était utilisé afin de réaliser un tunnel borgne sur 25 mm. La longueur de la greffe (distance entre les 2 tunnels) était mesurée et reportée sur la greffe. Cette longueur était mesurée, genou fléchi à 20° de flexion et en rotation neutre. La greffe était ensuite repliée sur elle-même en ajoutant 20 mm à la longueur préalablement mesurée, puis suturée sur un fil tracteur.

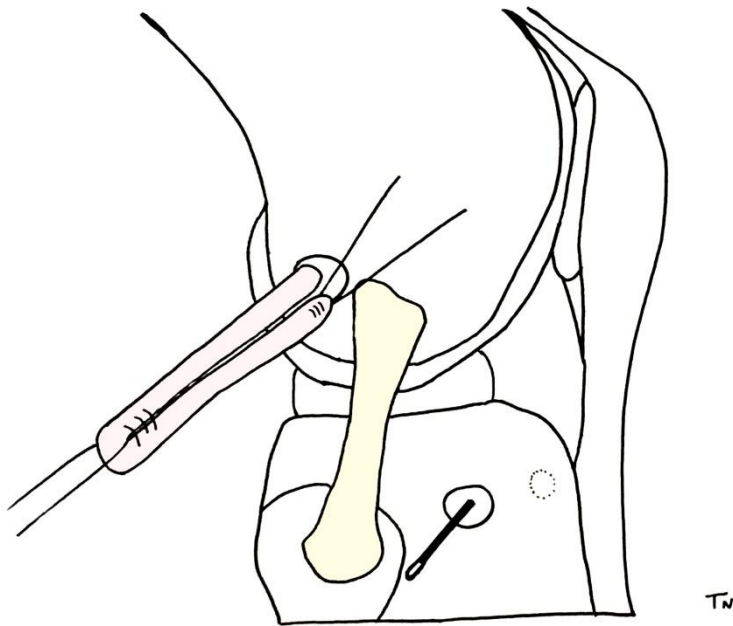


Figure 4. Réalisation des tunnels tibiaux et passage de la greffe correspondant au ALL.

PASSAGE ET FIXATION DE LA GREFFE CORRESPONDANT AU ALL

A l'aide d'un fil tracteur et de fils relais, la greffe était ensuite passée à la face profonde de l'ITB dans un plan extra-articulaire puis récupérée par la deuxième incision cutanée (**Figure 4**). Elle était ensuite passée dans le tunnel tibial borgne à l'aide de la broche à chas et du fil tracteur. La greffe était fixée dans le tunnel tibial par l'intermédiaire d'une vis d'interférence de 6 mm. Après un retour à la face profonde de l'ITB, la greffe était refixée sur elle-même au niveau de son insertion fémorale par une suture avec l'autre brins (**Figure 5**). Concernant la fixation, elle était réalisée conformément aux résultats de nos travaux biomécaniques préalables, à 20° de flexion, genou en rotation neutre, sans la tendre. La greffe n'était volontairement pas fixée en rotation interne afin que l'excès de longueur induit par la mise en rotation forcée mette en tension la greffe et soit compensé par l'élasticité de la greffe. Après la fixation l'ensemble des incisions de l'ITB était refermé pour ne pas compromettre la stabilité latérale du genou.

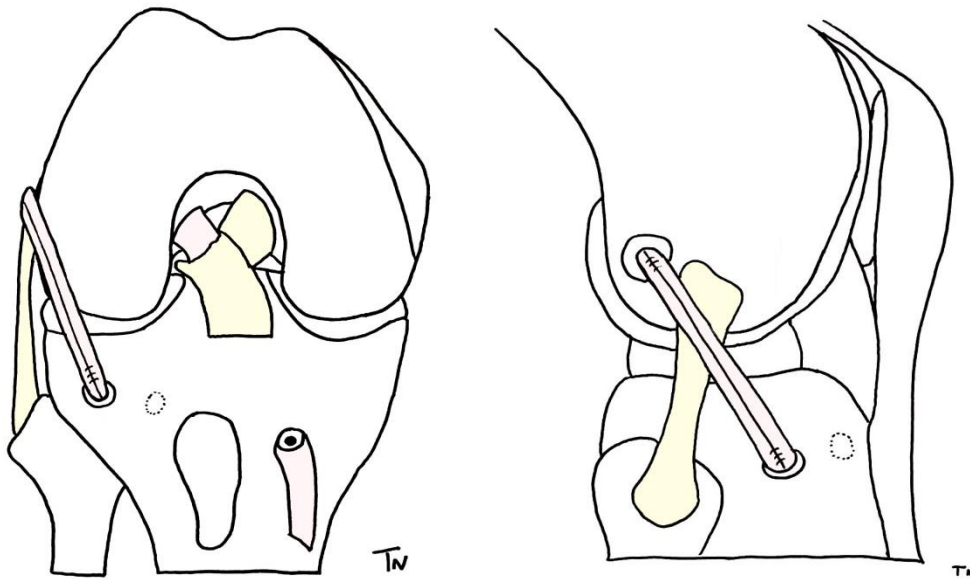


Figure 5. Fixation de la greffe du ALL.

3.2. Evaluation de la reconstruction du ligament antérolatéral

(Article soumis : «Evaluation of knee kinematics after combined anterolateral and acl reconstruction: comparison with extra-articular tenodesis»)

RESUME

INTRODUCTION : L'hypothèse de cette étude était que la reconstruction du ligament antérolatéral (ALL) permettait par rapport à une procédure de ténodèse extra-articulaire (LET) au fascia lata, une reconstruction plus anatomique avec un meilleur retour à une cinématique normale du genou. Notre objectif était donc, grâce à un protocole d'analyse optoélectronique tridimensionnelle, d'évaluer et de comparer les cinématiques du genou après une reconstruction concomitante du ligament croisé antérieur (ACL) et du ALL et après une reconstruction du ACL associée à une LET au fascia lata.

METHODES : Un total de 10 genoux cadavériques a été étudié selon un nouveau protocole de dissection conservateur sans lésions des structures latérales. L'analyse cinématique a été réalisée à l'aide d'un système optoélectronique tridimensionnel type Motion Analysis®. L'étude portait sur cinq conditions d'état du genou : genou intact (intact), genou avec une résection du ACL et du ALL (ALL+ACL_{sec}), genou avec une reconstruction isolée du ACL (ACL_{rec}), genou avec une reconstruction combinée du ACL et du ALL (ACL+ALL_{rec}) et genou avec une reconstruction du ACL associée à une LET au fascia lata (ACL+LET_{rec}). Etaient analysés successivement pour les 5 états du genou en le comparant respectivement avec l'état intact, les effets des différentes reconstructions sur la rotation interne, la rotation neutre et sur la translation tibiale antérieure à 30 et 60° de flexion du genou (AP30, AP60).

RESULTATS : Avec l'état ALL+ACL_{sec}, il existait une augmentation significative de la rotation interne et une majoration de la translation tibiale antérieure ($p < 0.05$). La reconstruction anatomique isolée du ACL (ACL_{rec}), permettait de restaurer une cinématique d'un genou intact tout en corrigeant la rotation interne et la translation tibiale antérieure ($p > 0.05$). Avec l'état ACL+ALL_{rec}, la cinématique restait comparable à celle du genou sain. Il existait une simple tendance non significative à diminuer la rotation interne et la translation tibiale antérieure n'était pas affectée ($p > 0.05$). Pour l'état ACL+LET_{rec}, la cinématique était altérée avec un décalage du secteur de mobilité vers la rotation externe, quel que soit le degré de flexion du genou. Il existait une diminution significative de la rotation interne et de la translation tibiale antérieure ($p < 0.05$).

CONCLUSION : Avec une cinématique de genou proche de celle d'un genou normal, la reconstruction combinée du ACL et du ALL, semble être plus anatomique et physiologique que les LET au fascia lata. Néanmoins, à l'inverse des LET, elle n'induisait pas de contrôle supplémentaire majeur sur la stabilité du genou en termes de limitation de la rotation interne et de la translation tibiale antérieure, par rapport à une reconstruction isolée du ACL. Cette plastie constitue un renfort mécanique permettant de protéger la greffe du ACL le temps de sa ligamentisation, et d'éviter les ruptures itératives, tout en restant anatomique afin d'éviter les raideurs et les hypercontraintes constatées avec les LET. Son efficacité sur le contrôle des instabilités rotatoires devra être évaluée avec des études plus puissantes.

MOTS CLES : Genou, Ligament antérolatéral, Reconstruction anatomique, Tenodèse extra-articulaire au fascia lata, Cinématique

INTRODUCTION

La restauration de la stabilité du genou, après une rupture du ligament croisé antérieur (ACL) est un véritable enjeu. De nombreuses études ont essayé de comprendre son anatomie et son comportement biomécanique afin de mieux restaurer sa fonction [79–81].

Les premières interventions chirurgicales de l'instabilité du genou ont commencé à voir le jour dès 1938. Historiquement pour les genoux avec un ACL déficient, les laxités antérieures étaient traitées chirurgicalement par une procédure extra-articulaire isolée. Les techniques de tenodèse latérales extra-articulaire (LET) (type Lemaire, MacIntosh, Ellison, Müller...) (**Annexe 2**) sont véritablement devenues populaires dans les années 1970 [82–84]. Toutefois, ces procédures ont largement été abandonnées depuis l'émergence des techniques de reconstruction intra-articulaire du ACL qui sont rapidement devenues le gold standard du traitement chirurgical des lésions du ACL [79,85]. Ces techniques anatomiques de reconstruction du ACL simple faisceau (SB) ont montré de bons résultats [86,87]. Cependant, il persistait des instabilités rotatoires, avec un pivot shift positif dans environ 10 à 30 % des cas [88,89]. En partant de ce constat des nouvelles techniques à doubles faisceaux (DB) espéraient avec le faisceau postéro-latéral contrôler cette instabilité persistante [90,91]. Malgré cela, de nombreuses études cliniques ont démontré que ces techniques dites anatomiques ne permettaient pas un contrôle parfait de l'instabilité rotatoire [91–96]. Ce postulat, a entraîné un regain d'intérêt pour les structures et les ténodèses antérolatérales, qui pouvaient apporter une solution à ce problème d'instabilité persistante.

Existant depuis de nombreuses années, les LET n'ont jamais véritablement été abandonnées. Ces techniques ont même continué d'être améliorées afin d'être moins invasives et moins contraignantes (technique de Lemaire modifiée, Christel, Neyret, Saragaglia...) (**Annexe 2**) [97,98]. En terme d'indications, les LET ont continué d'être utilisées en association avec une reconstruction du ACL dans les chirurgies de révision et dans les instabilités rotatoires chroniques majeures. Dans la littérature, de nombreuses études, notamment biomécaniques, ont prouvé leurs efficacités sur le contrôle de la translation antérieure et de la rotation interne résiduelle [99,100]. Rezende *et al.*, à travers une méta-analyse clinique récente, montrent que l'adjonction d'une LET à une plastie intra-articulaire diminue l'instabilité persistante et a une tendance non significative à diminuer le taux de rupture de greffe [101]. Néanmoins, devant le risque de raideur, d'hypercontrainte fémoro-tibiale induite et l'absence d'amélioration significative en termes de résultats fonctionnels ou de retour au sport, les LET ont quasiment été abandonnées sur des ruptures isolées récentes du ACL [77,102].

Depuis la redécouverte du ligament antérolatéral (ALL), de nombreuses études anatomiques et biomécaniques ont remis en lumière le rôle des structures antérolatérales sur la stabilité rotatoire [4,16,49,53,66,68,69,76]. Après avoir montré que le ALL participait au contrôle la rotation interne du tibia, de nombreuses techniques ont été développées afin d'en proposer une reconstruction anatomique [28,30–34]. En l'associant à une reconstruction du ACL, les objectifs de cette nouvelle reconstruction étaient multiples. Ils étaient de proposer un renfort mécanique permettant à la fois de diminuer les instabilités rotatoires persistantes et de protéger la greffe du ACL le temps de sa ligamentisation, et d'éviter les ruptures itératives, tout en restant anatomique afin d'éviter les raideurs et les hypercontraintes constatées avec les LET.

Ainsi, l'hypothèse de cette étude était que la reconstruction du ALL permettait par rapport à une procédure de LET au fascia lata, une reconstruction plus anatomique avec un meilleur retour à une cinématique normale du genou.

Notre objectif était donc, grâce à un protocole d'analyse optoélectronique tridimensionnelle, d'évaluer et de comparer les cinématiques du genou après une reconstruction concomitante du ACL et du ALL et après une reconstruction du ACL associée à une LET au fascia lata.

MATERIEL ET METHODES

Il s'agissait d'une étude cadavérique réalisée sur 10 genoux sur corps entiers frais congelés (4 hommes et 6 femmes). L'âge moyen était de 69 ± 9 ans [56 à 81]. La taille moyenne était de 171 ± 8 cm [155 à 185].

Les conditions d'obtention, de conservation, de préparation et d'utilisation des corps, ainsi que les critères d'inclusion et d'exclusion étaient similaires à ceux de l'étude biomécanique réalisée au préalable (**chapitre 2.1 : cinématique du ALL**).

Préparation des corps

Le protocole de dissection utilisé était toujours celui mis en place lors de l'étude anatomique préalable (**chapitre 1.1 : définition d'un protocole de dissection conservateur**) [29]. L'intérêt était de pouvoir identifier le ALL sans endommager les structures latérales. A la fin de la dissection, une fois les insertions identifiées et les acquisitions faites, l'ITB et le tendon du biceps était soigneusement refermés afin de limiter le biais de mesure induit par la dissection.

Installation du système expérimental

L'analyse cinématique a été réalisée en se basant sur le protocole d'analyse optoélectronique déjà décrit et validé précédemment (**chapitre 2.1 : cinématique du ALL**).

Protocole de tests biomécaniques

Cinq états étaient définis et réalisés consécutivement. Toutes les manipulations ont été réalisées par un seul opérateur expérimenté.

- **L'état 1 (intact)** correspondait à un genou sain sans lésion ligamentaire.
- **L'état 2 (ALL+ACL_{sec})** correspondait à un genou où une lésion du ALL et du ACL étaient réalisées. Pour le ALL, il était détaché complètement au niveau de ses insertions osseuses fémorales et tibiales. Après cette étape l'ITB était refermée afin de ne pas affecter la stabilité du genou. Le ACL était sectionné sous arthroscopie.
- **L'état 3 (ACL_{rec})** correspondait à une reconstruction chirurgicale avec préservation biologique du ACL [78]. Etait utilisée une greffe aux ischio-jambiers (Demi tendineux : DT, et Droit interne : DI) avec 4 brins (DT3 pédiculé + DI) correspondant à la greffe permettant la reconstruction combinée du ACL et du ALL [28]. Pour cet état, seule la partie correspondant à la greffe du ACL était fixée. La partie de la greffe correspondant au ALL était laissée non fixée afin de tester seulement la reconstruction du ACL. L'ensemble de la procédure chirurgicale est détaillé dans le **chapitre 3.1**.
- **L'état 4 (ACL+ALL_{rec})** correspondait à une reconstruction chirurgicale du ACL (4 brins : DT3 pédiculé + DI) et du ALL avec la partie restante du DI [28]. La partie de la greffe correspondant au ALL pour cet état était fixée afin de tester la reconstruction combinée du ACL et du ALL. Une fois la greffe fixée, l'ITB était refermée afin de ne pas affecter la stabilité du genou. L'ensemble de la procédure chirurgicale est détaillé dans le **chapitre 3.1**.
- **L'état 5 (ACL+LET_{rec})** correspondait à une reconstruction chirurgicale du ACL (4 brins : DT3 pédiculé + DI) et d'une tenodèse latérale extra-articulaire au fascia lata selon la technique de Lemaire modifiée par Christel, où la greffe était passée au-dessus du LCL [83,98] (**Annexe 3**). Avant cette étape, la greffe du ALL précédemment réalisée était sectionnée en plein corps. En revanche, la fixation du ACL restait intact. De cette manière, le genou revenait temporairement à l'état 3. Puis le geste de LET était réalisé (état 5). De cette façon, étaient testées la reconstruction du ACL et la LET. Une fois la greffe fixée, l'ITB était refermée afin de ne pas affecter la stabilité du genou.

Pour ces 5 conditions les séquences d'acquisition suivantes étaient répétées.

Afin d'évaluer l'effet des états sur le contrôle rotatoire, des cinématiques de flexion du genou étaient testées dans les mêmes conditions de test que décrit précédemment (**chapitre 2.1 : cinématique du ALL**). Ces tests étaient effectués dans 2 conditions de rotation (IR : rotation interne forcée avec une clé dynamométrique réglée à 5 Nm, NR : rotation neutre) pour les 5 états du genou (intact, ALL+ACL_{sec}, ACL_{rec}, ACL+ALL_{rec}, ACL+LET_{rec}).

La translation antéropostérieure a été testée en induisant une translation tibiale antérieure, à 30°, 60° et 90° de flexion du genou, sous le contrôle d'un dynamomètre réglé à 130 Nm. Pour chaque condition d'état du genou (intact, ALL+ACL_{sec}, ACL_{rec}, ACL+ALL_{rec}, ACL+LET_{rec}), et de test (à 30° : AP30, à 60° : AP60), 5 répétitions ont été réalisées. La condition AP90, préalablement utilisée (**chapitre 2.2**), n'était pas analysée dans cette étude car elle nous semblait sans grand intérêt.

L'ensemble des données cinématiques brutes ont été traitées et analysées tel que décrit dans l'étude de validation du protocole (**chapitre 2.1 : cinématique du ALL**).

Analyse statistique

L'analyse statistique a été réalisée par l'intermédiaire du logiciel SPSS Statistic® (SPSS Inc, IBM©, Chicago, United States). Le seuil de significativité était fixé pour tous les tests par un $p < 0,05$.

Afin d'évaluer les différences entre les 5 états du genou, une analyse statistique de la variance sur mesures répétées (ANOVA) à l'aide du modèle général linéaire (GLM) à 2 facteurs a été utilisée. L'avantage de l'analyse à mesures répétées (mesures des différents états de genou chez un même sujet) était de contrôler au mieux les différences individuelles entre les sujets car chaque sujet était son propre contrôle selon les différents états du genou. Les corrélations ont été analysées à l'aide de tests de corrélation intra-sujet type sphéricité supposée, Greenhouse-Geisser et de Huynh-Feldt.

Pour évaluer l'influence des états du genou sur la rotation (IR et NR), le premier facteur correspondait au facteur flexion (valeur par tranches de 5° de flexion) et le deuxième facteur correspondait au facteur état du genou (intact, ALL+ACL_{sec}, ACL_{rec}, ACL+ALL_{rec}, ACL+LET_{rec}). Pour le facteur flexion une différence était recherchée par rapport à l'état de flexion précédent. Pour le facteur état du genou, une différence était recherchée en comparant les états ALL+ACL_{sec}, ACL_{rec}, ACL+ALL_{rec} et ACL+LET_{rec} à l'état intact.

Pour évaluer l'influence des états du genou sur la translation tibiale antérieure, le premier facteur correspondait au facteur flexion (AP30, AP60) et deuxième facteur correspondait au facteur état du genou (intact, ALL+ACL_{sec}, ACL_{rec}, ACL+ALL_{rec}, ACL+LET_{rec}). Une différence entre les états du genou était recherchée en comparant les états ALL+ACL_{sec}, ACL_{rec}, ACL+ALL_{rec} et ACL+LET_{rec} à l'état intact.

RESULTATS

Analyse de la rotation interne

Il existait une différence significative entre l'état ALL+ACL_{sec} et l'état intact ($p < 0.05$). La **figure 1** montre que la lésion associée du ACL et du ALL entraînait une augmentation de la rotation interne par rapport au genou sain (courbe rouge décalée vers le bas).

Il n'existait pas de différence significative entre l'état ACL_{rec} et l'état intact ($p > 0.05$). La reconstruction du ACL permettait de retrouver une cinématique comparable au genou sain.

De même, il n'existait pas de différence significative entre l'état ACL+ALL_{rec} et l'état intact ($p > 0.05$). La reconstruction du ALL n'entraînait pas de modification de la cinématique. Cette dernière avait un profil physiologique, similaire à celui d'un genou normal, avec une tendance non significative à diminuer la rotation interne ($p = 0.092$).

En revanche, il existait une différence significative entre l'état ACL+LET_{rec} et l'état intact ($p < 0.05$). L'adjonction de la LET entraînait des modifications majeures de la courbe de cinématique. Le profil cinématique obtenu était non superposable à celui du genou sain et était décalé vers la rotation externe (courbe orange décalée vers le haut).

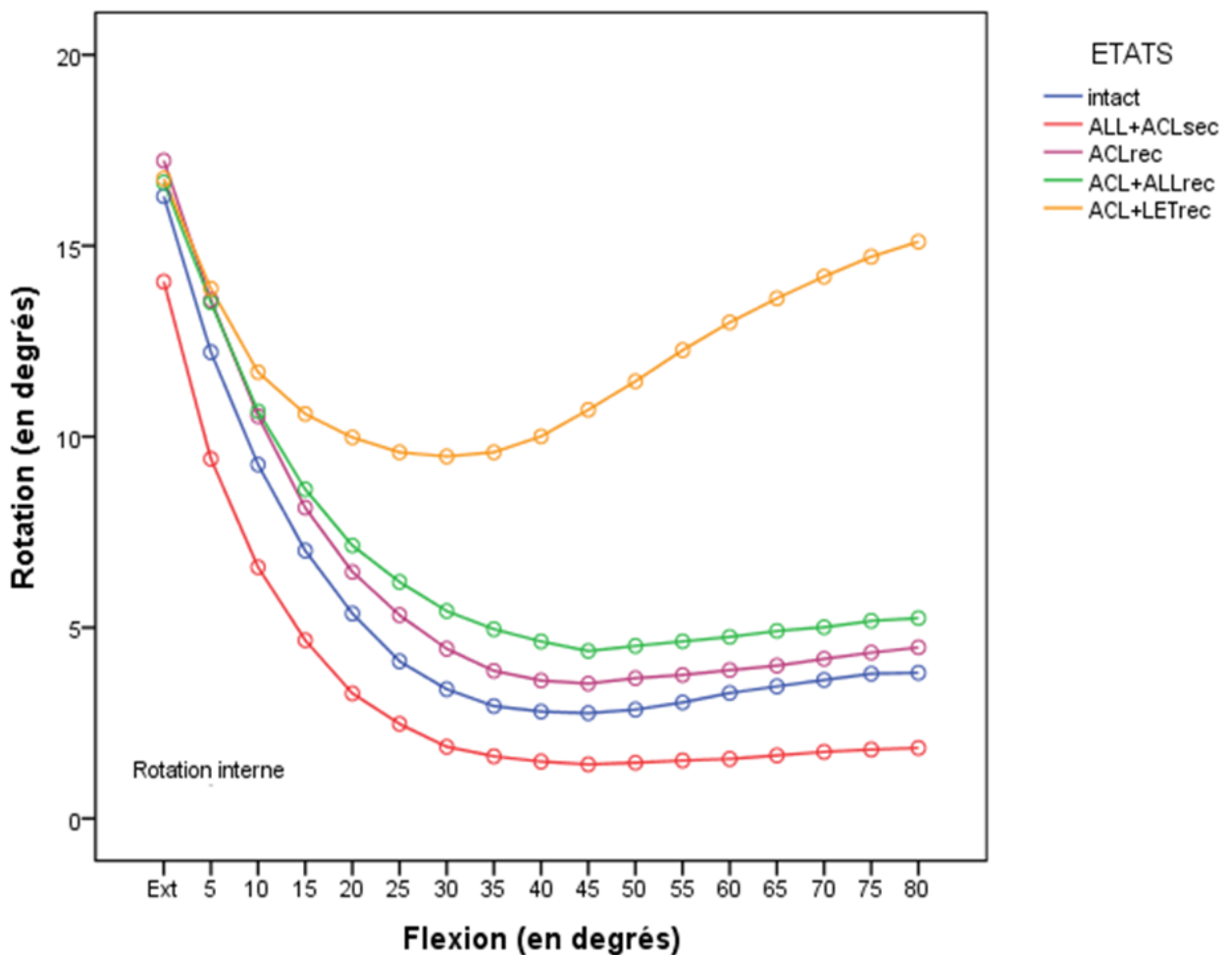


Figure 1. Variations de la cinématique en rotation interne des 5 états du genou (intact, ALL+ACL_{sec}, ACL_{rec}, ACL+ALL_{rec}, ACL+LET_{rec}).

Analyse de la rotation neutre

Il n'existait pas de différence significative entre l'état ALL+ACL_{sec} et l'état intact, entre l'état ACL_{rec} et l'état intact et entre l'état ACL+ALL_{rec} et l'état intact ($p>0.05$) (**Figure 2**). En rotation neutre, la section conjointe du ACL et du ALL, ainsi que leurs reconstructions respectives, n'avaient pas d'influence sur la cinématique.

En revanche, comme pour l'analyse de la rotation interne, il existait une différence significative entre l'état ACL+LET_{rec} et l'état intact avec une cinématique changée et décalée vers la rotation externe ($p<0.05$) (courbe orange décalée vers le haut).

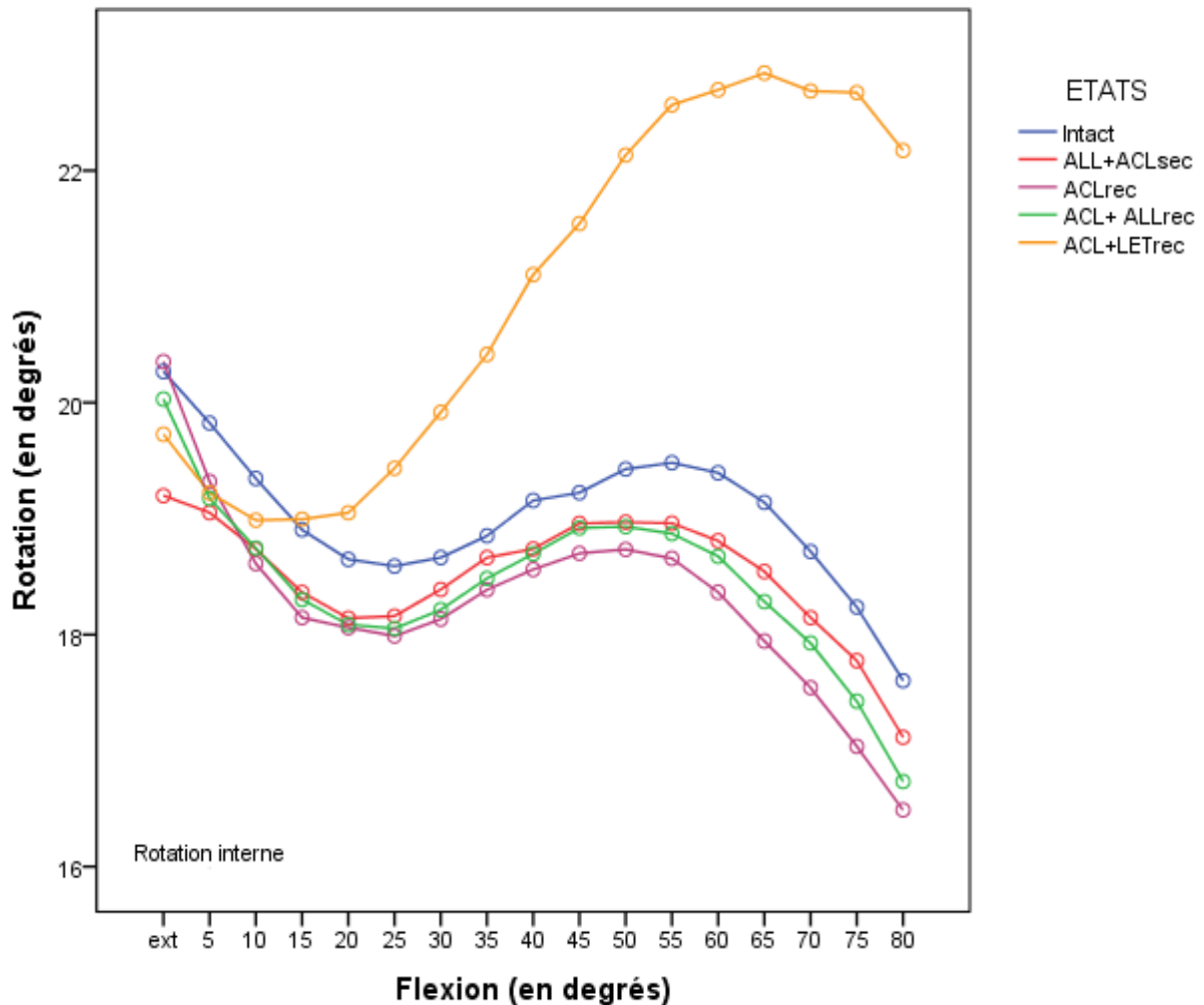


Figure 2. Variations de la cinématique en rotation neutre des 5 états du genou (intact, ALL+ACL_{sec}, ACL_{rec}, ACL+ALL_{rec}, ACL+LET_{rec}).

Analyse de la translation tibiale antérieure

Il existait une différence significative entre l'état ALL+ACL_{sec} et l'état intact, pour les valeurs AP30 et AP60 de flexion du genou ($p < 0.05$) (**Figure 3**). La section conjointe de ces deux ligaments augmentait significativement la translation tibiale antérieure.

Il n'existait pas de différence significative entre l'état ACL_{rec} et l'état intact pour les valeurs AP30 et AP60 de flexion du genou ($p > 0.05$). La reconstruction du ACL permettait de restaurer une translation tibiale antérieure physiologique.

Il n'existait pas de différence significative entre l'état ACL+ALL_{rec} et l'état intact pour les valeurs AP30 et AP60 de flexion du genou ($p > 0.05$). La reconstruction combinée du ACL et du ALL permettait également de restaurer une translation tibiale antérieure physiologique.

En revanche, il existait une différence significative ($p < 0.05$) entre l'état ACL+LET_{rec} et l'état intact. La réalisation d'une LET entraînait une diminution supra-physiologique de la translation tibiale antérieure.

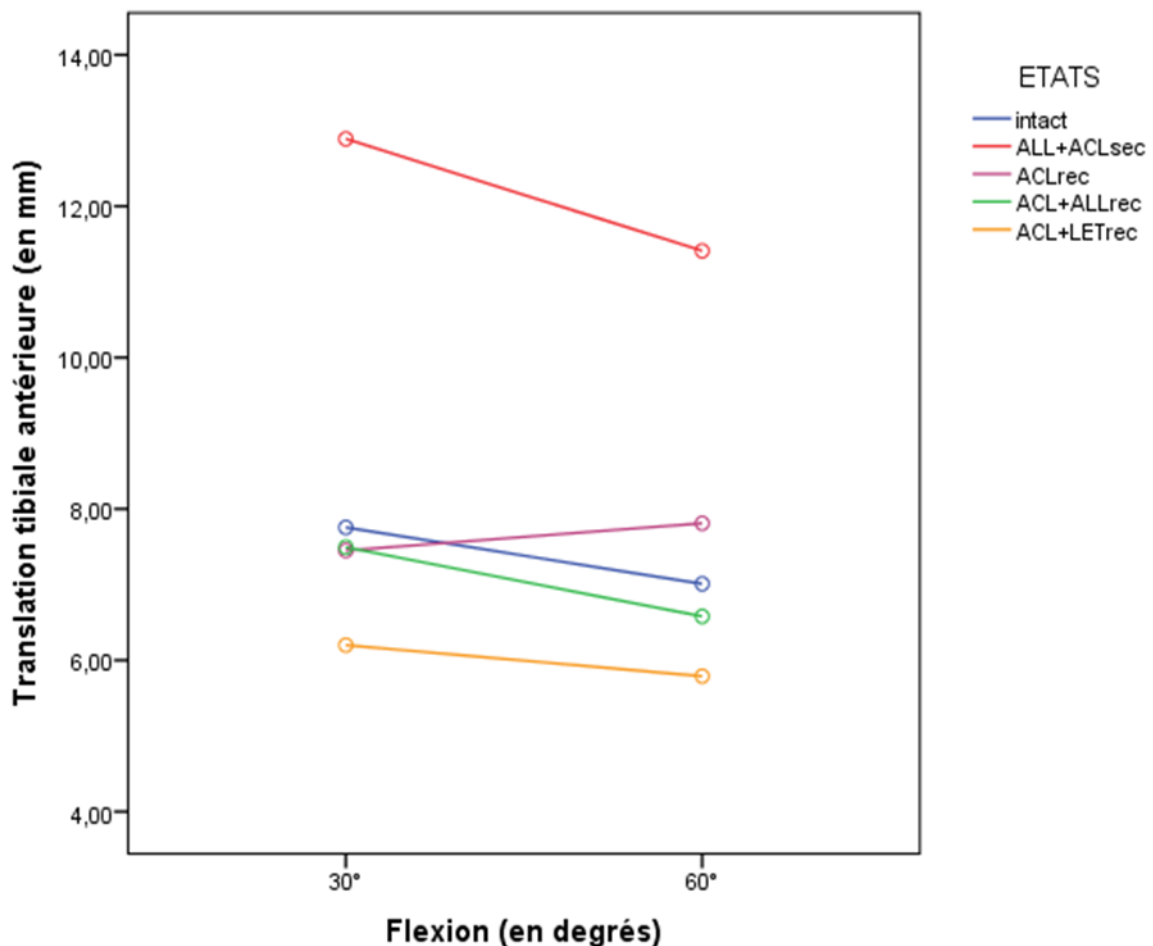


Figure 3. Variations de la translation tibiale antérieure en fonction des 5 états du genou définis (intact, ALL+ACL_{sec}, ACL_{rec}, ACL+ALL_{rec}, ACL+LET_{rec}) à 30 et 60° de flexion.

DISCUSSION

A travers une analyse cinématique optoélectronique, notre étude a confirmé notre hypothèse, à savoir que la reconstruction du ALL était plus anatomique qu'une procédure de LET au fascia lata. La reconstruction combinée du ACL et du ALL, à l'inverse d'une LET, permettait de restaurer une cinématique physiologique d'un genou normal. Néanmoins, elle n'induisait pas de contrôle supplémentaire sur la stabilité du genou alors que la LET permettait le contrôle de la rotation interne et de la translation tibiale antérieure.

Toutefois, notre étude comportait plusieurs limitations. La première était qu'il s'agissait d'une étude cadavérique. L'extrapolation à des sujets vivants, avec des propriétés tissulaires mécaniques différentes, doit donc rester prudente.

La deuxième était que notre étude manquait d'un manque de puissance. La reconstruction du ALL avait seulement une tendance non significative à diminuer la rotation interne. L'inclusion d'un nombre de sujets plus important aurait permis de confirmer ou d'infirmer l'existence d'une différence entre la reconstruction isolée du ACL et la reconstruction combinée du ACL et du ALL. Ainsi le rôle de la reconstruction du ALL sur la stabilité rotatoire pourrait être précisé.

Concernant l'intérêt clinique de la reconstruction du ALL, des éléments de réponse sont apportés par l'analyse de la littérature. Sonnerly Cottet *et al.*, ont montré dans leur série (92 patients, recul moyen de 32.4 mois), que la reconstruction associée du ALL et du ACL permettait une reprise dans 71% des cas d'un niveau d'activité comparable à celui antérieur [28]. Aucun cas d'instabilité rotatoire résiduelle n'était décrit. Avec aucune complication spécifique, la tolérance de la technique semblait ne pas poser de problème. Cette même série a été reprise par Thauinat *et al.* (548 patients, recul moyen de 35.5 mois) qui montraient que l'addition d'une procédure combinée n'entraînait pas une augmentation supplémentaire du taux de complication [103]. Avec un taux de ré-opération pour toutes causes de 14%, dont 2.6% pour causes de rupture itérative, les résultats étaient similaires à une procédure isolée de reconstruction du ACL. Dans la littérature, les taux de ré-opération pour la ligamentoplastie isolée du ACL, varient entre 6.5% et 26.7% [86,104]. Dans la série de Hettrich *et al.* (980 patients, recul de 6 ans), 18.9% des patients ont subi une ré-opération, avec un taux de ré-rupture de la greffe de 4.8% à 2 ans et 7.7% à 6 ans [104]. Il en est de même pour la série de Kartus *et al.* (604 patients, recul de 2 à 5 ans) avec un taux de ré-opération de 26.7 % [105]. En somme, la reconstruction combinée du ACL et du ALL ne semble donc pas entraîner de complications supplémentaires que l'on pouvait retrouver avec les LET [103]. En effet, la littérature a démontré que le recours à une LET entraînait des taux de complications supérieurs [106–114]. De nombreuses études biomécaniques et cliniques relatent des hypercontraintes avec des raideurs [41,100,102,108,115–120], des complications du site donneur [112], des risques septiques accrus [121] et des résultats cliniques subjectifs et objectifs égaux ou inférieurs [114,122,123].

Concernant l'intérêt biomécanique, Bonanzinga *et al.*, en comparant des reconstructions isolées double faisceaux du ACL et des plasties mixtes ACL et ALL, ont mis en évidence qu'à 30° de flexion, seule la reconstruction conjointe du ACL et du ALL permettait de réduire la rotation interne et le pivot shift de manière significative [124]. Notre étude montrait seulement une tendance non significative à diminuer la rotation interne.

Néanmoins peu d'études se sont intéressées à comparer les reconstructions du ALL avec les LET. En accord avec nos résultats, Spencer *et al.*, ont montré que la reconstruction du ALL ne permettait qu'un contrôle minime de la rotation interne, alors que la LET permettait un contrôle à la fois de la rotation et de la translation [70]. Ces résultats confirment nos résultats et ceux d'autres études biomécaniques réalisées uniquement sur les LET [100,116]. Une étude récente de Inderhaug

et al., a comparé différents type de procédure : reconstruction isolée du ACL, reconstruction combinée du ACL avec un MacIntosh, un Lemaire (greffe passée au-dessus ou sous le LCL) et une reconstruction du ALL [99]. Ils trouvaient que seules les procédures de Macintosh et de Lemaire permettaient de restaurer une cinématique normale. La reconstruction isolée du ACL, comme celle combinée du ACL et du ALL étaient insuffisantes pour restaurer une cinématique physiologique. La procédure de Lemaire, où la greffe était passée sur le LCL, induisait, comme dans notre étude, une hypercontrainte avec une modification de la cinématique. Les résultats de notre étude semblent donc en accord sur le fait que la LET avait une efficacité supérieure sur le contrôle de de la rotation interne et de la translation antérieure. Néanmoins, cette intervention, en décalant le secteur de mobilité vers la rotation externe, ne permettait pas de restaurer une cinématique normale, pouvant expliquer les raideurs retrouvées dans les séries cliniques. Même en rotation neutre, la LET induisait des contraintes modifiant la cinématique du genou. Toutefois, la question de l'efficacité des reconstructions du ALL reste non complètement élucidée au vue de la littérature. L'étude de Bonanzinga *et al.* montrait une efficacité sur le contrôle de la rotation interne, alors que celles de Spencer *et al.* et la nôtre montrent une simple tendance [70,124]. A l'inverse, celle de Inderhaug *et al.* constatait que cette reconstruction était insuffisante pour assurer un contrôle rotatoire optimal [99]. Etant donné que le rôle du ALL sur le contrôle de la rotation interne est désormais clairement établi, cette variabilité des résultats biomécaniques concernant sa reconstruction soulèvent des questions quant à sa réalisation chirurgicale. Le tendon du gracilis possède-t-il des propriétés mécaniques suffisantes ? La tension de la greffe était-elle suffisante ? Le positionnement des tunnels est-il bien réalisé ? Les études sur ce sujet restent encore trop peu nombreuses pour élucider ces questions.

Toutefois, quelques éléments de réponse, pouvaient être recherchés dans la différence entre les reconstructions du ALL et les LET au fascia lata. Cette différence d'efficacité entre ces deux techniques sur le contrôle de la translation et de la rotation, pouvait à notre sens être expliquée par deux facteurs.

Le premier était qu'il pouvait exister une différence entre les propriétés mécaniques des greffes utilisées : à savoir le gracilis pour le ALL et l'ITB pour la LET. L'étude récente de Wytrykowski *et al.* a analysé les caractéristiques mécaniques des différentes greffes pouvant être utilisées dans le cadre d'une reconstruction du ALL [125]. Le gracilis avait une charge ultime avant rupture de 200 N, une rigidité de 131.7 N/mm, et une élongation maximale avant rupture de 19 mm. L'ITB avait une charge ultime avant rupture de 160 N, une rigidité de 39.9 N/mm et une élongation maximale avant rupture de 20.8 mm. Cette faible différence entre les deux types de greffes utilisées, ne suffit donc pas à expliquer l'écart obtenu entre les deux cinématiques.

Le deuxième facteur pouvant expliquer cette différence de géométrie concernant les points de fixation anatomiques des deux greffes [51]. Le positionnement tibial des LET est situé au niveau du tubercule de Gerdy, donc plus antérieur (d'environ 18 à 20 mm) que celui du ALL. Ainsi la droite d'application des forces de résistance à la rotation interne du tibia et les angles d'application de ces forces, vont différer entre les LET et les reconstructions du ALL (**Figure 4**). Ainsi les angles d'application de ces forces, vont différer aussi et entraîner une rotation différente.

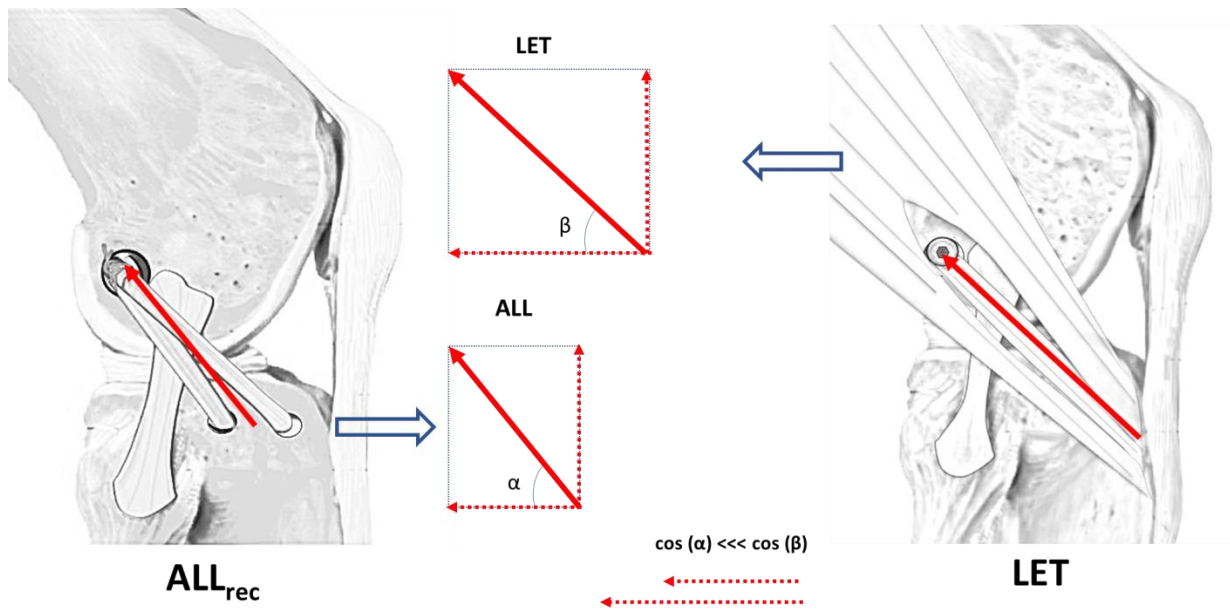


Figure 4. Comparaison entre la reconstruction anatomique du ALL et une LET au fascia lata (greffe passée au-dessus du LCL). Les angles d'application des forces vont être différents entre les deux plasties. L'angle β (LET) est plus aigu que l'angle α (ALL). Le cosinus β (composante horizontale) est donc supérieur (composante horizontale) au cosinus α . (Illustrations : source Arthrex®)

De plus, lors de la flexion du genou, le point d'insertion tibial plus postérieur pour la greffe ALL va entraîner une mise en action différente de la greffe du LET. Pour le ALL, les mesures cinématiques mettaient en évidence un comportement non isométrique avec une distance entre son insertion tibiale et fémorale maximale vers 20 à 30 ° de flexion et une réduction de la distance avant et après. Pour le LET, l'action est différente avec une longueur qui à partir de 10° augmente progressivement avec la flexion. Cela pourrait expliquer l'augmentation des contraintes lors de la flexion, constatée avec les LET. Il existe moins de différences concernant le point d'insertion fémorale car le point de fixation fémorale des LET est comme pour le ALL, postérieur et proximal à l'épicondyle fémoral. En revanche, si la greffe de la LET est passée sous le LCL, la composante vectorielle antéro-postérieure décrite précédemment va encore augmenter. A noter que ces considérations biomécaniques sont en accord avec les travaux de Amis *et al.*, mais s'opposent avec une partie de ceux de d'Inderhaug *et al.* (en ce qui concerne le passage de la greffe en fonction du LCL) [51,102]. Cliniquement, elles expliquent pourquoi les ténodèses classiques type Lemaire (greffe passée au-dessous du LCL) ont été abandonnées au profit des plasties type Christel (greffe passée au-dessus du LCL) afin d'avoir une isométrie plus favorable et de diminuer les raideurs post-opératoires [98].

CONCLUSION

Avec une cinématique de genou proche de celle d'un genou normal, la reconstruction combinée du ACL et du ALL, semble être plus anatomique et physiologique que les LET au fascia lata. Néanmoins, à l'inverse des LET, elle n'induisait pas de contrôle supplémentaire majeur sur la stabilité du genou en termes de limitation de la rotation interne et de la translation tibiale antérieure, par rapport à une reconstruction isolée du ACL.

Cette plastie constitue un renfort mécanique permettant de protéger la greffe du ACL le temps de sa ligamentisation, et d'éviter les ruptures itératives, tout en restant anatomique afin d'éviter les raideurs et les hypercontraintes constatées avec les LET. Son efficacité sur le contrôle des instabilités rotatoires devra être évaluée avec des études plus puissantes.

POINTS CLES DU CHAPITRE 3 « RECONSTRUCTION DU ALL »

<p>3.1 Reconstruction du ligament antérolatéral associée à une reconstruction du ligament croisé antérieur : Descriptif d'une technique chirurgicale basée sur des impératifs anatomiques et biomécaniques.</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Technique permettant de répondre aux impératifs biomécaniques préalablement mis en évidence • Reconstruction combinée du ACL et du ALL • Grefe unique (DT3+DI) laissée pédiculée sur l'insertion tibiale distale <ul style="list-style-type: none"> - ACL : DT3+ DI - ALL : DI doublé et resuturé sur lui même • Reconstruction premier du ACL, selon une technique biologique conservant le reliquat du ACL rompu • Tunnel fémoral : <ul style="list-style-type: none"> - visée OUT-IN - Le point d'entrée extra-articulaire latéral du tunnel fémoral du ACL correspond à l'insertion fémorale du ALL • Nécessité de réaliser un mini abord latéral (2 cm), pour : <ul style="list-style-type: none"> - bien positionner le tunnel fémoral : postérieur et légèrement proximal à l'épicondyle fémoral latéral - éviter de léser l'insertion fémorale du LCL - passer la greffe sous l'ITB • Tunnel tibial du ALL : <ul style="list-style-type: none"> - 1 tunnel borgne - équidistance du tubercule de Gerdy et de la tête de la fibula - à 1 cm de l'interligne articulaire • Fixation de la greffe <ul style="list-style-type: none"> - ACL : fixation à 30° de flexion, vis d'interférence tibiale et fémorale - ALL : fixation à 20° de flexion, pied en rotation neutre, vis d'interférence fémorale (commune avec le ACL) et suturé sur lui-même
<p>3.2 Evaluation de la reconstruction du ligament antérolatéral</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Reconstruction anatomique et physiologique <ul style="list-style-type: none"> - restaure une cinématique normale et physiologique du genou - Evite les raideurs et les hypercontraintes constatées avec les LET • Pas de contrôle supplémentaire majeur sur la stabilité du genou en termes de limitation de la rotation interne et de la translation tibiale antérieure • = Renfort mécanique permettant de protéger la greffe du ACL le temps de sa ligamentisation pour éviter les ruptures itératives

4. DIAGNOSTIC D'UNE RUPTURE DU LIGAMENT ANTEROLATERAL

INTRODUCTION

Ces dernières années, des études ont mis en évidence qu'en cas de lésion du ligament croisé antérieur (ACL) associée à des lésions des structures antérolatérales, une reconstruction isolée du ACL pouvait laisser une instabilité antérolatérale rotatoire persistante (ALRI : antéro latéral rotational instability) [88,89,99]. En réponse, des études anatomiques et biomécaniques ont évalué le rôle des structures périarticulaires du genou pouvant influencer le contrôle rotatoire du genou. Parmi les structures antérolatérales, le ligament antérolatéral (ALL), redécouvert par Claes *et al.*, a fait l'objet de nombreuses études biomécaniques qui ont confirmé sa participation au contrôle de la rotation interne du tibia [4,16,68,70,71,124]. Fort de ce constat, des techniques de reconstruction du ALL ont été développées [28,30–34].

Néanmoins de nombreuses questions persistent sur les indications de reconstruction du ALL. Doit-il être reconstruit systématiquement en cas de rupture isolée du ACL pour éviter le risque d'une instabilité rotatoire persistante ? Cette reconstruction doit-elle remplacer les ténodèses latérales dans les indications de reprise ou dans le traitement des instabilités rotatoire majeures ? Ces questions ont été débattues au niveau international par des groupes expert [126–128]. En France, le dernier symposium de la Société Française d'Arthroscopie (SFA) retenait plusieurs critères d'indication chirurgicale : les ALRI dans les sports avec un pivot important, l'existence d'une translation antérieure au test de Lachman de plus de 5 mm combinée à un tiroir antérieur à 90° de flexion et pivot shift de haut grade, l'échec de greffe du ACL avec une ALRI comme facteur de risque, les sportifs professionnels à haut risque de rupture, et les ALRI avec une fracture de Segond ou équivalent objectivé.

La mise en évidence des ALRI, repose donc en partie sur l'identification des ruptures du ALL [129].

Cliniquement, la mise en évidence d'un pivot shift de haut grade (grade 3) permettrait de suspecter une ALRI [69–71,73,130]. Néanmoins, même si ce geste a fait récemment l'objet de standardisation, ce test reste difficilement reproductible et difficile d'interprétation [130].

A l'imagerie, une fracture de Segond peut être dépistée sur une radiographie simple de genou (**Figure 1**). Même si cette lésion lorsqu'elle est présente témoigne d'une lésion du ACL dans 75 à 100% des cas, elle ne serait présente que dans 9 à 12 % des lésions du ACL [131,132]. La littérature récente, a montré que cette fracture correspondait en fait à une désinsertion de l'enthèse tibiale du ALL [16,19,47,133,134]. La présence de cette fracture témoignerait donc d'une atteinte conjointe du ACL et du ALL lors d'un traumatisme avec une composante de rotation. Même si la fracture de Segond semble spécifique d'une rupture du ALL, sa sensibilité diagnostique reste insuffisante (rupture sur son trajet ligamentaire, désinsertion infra-radiologique...) et peut conduire à une sous-estimation du diagnostic de rupture.

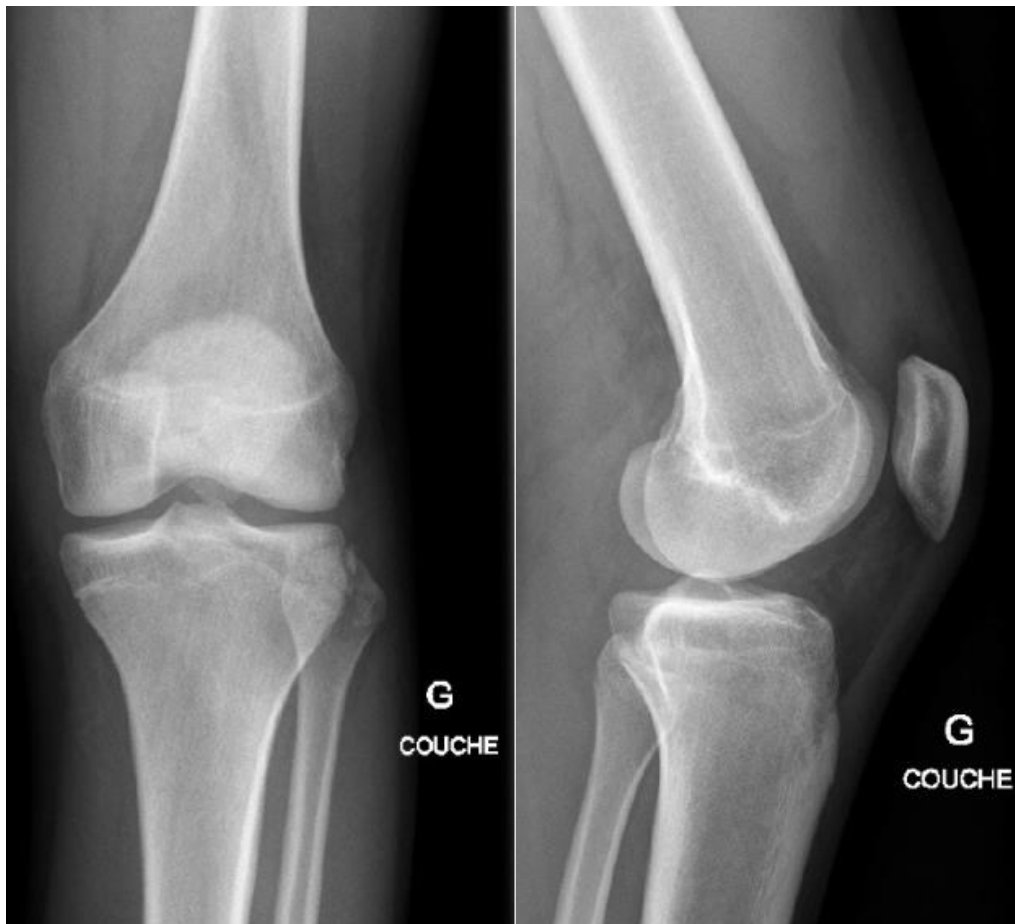


Figure 1. Radiographies (face et profil) d'un genou objectivant une fracture de Segond. Cette avulsion osseuse d'un fragment antérolatéral de l'épiphyse supérieure du tibia correspond à l'arrachement de l'insertion tibiale du ALL. Cette fracture signe une rupture du ACL dans 75 à 100% des cas.

De nombreuses équipes, ont étudié le ALL en IRM. Le consensus établi est que cette structure reste difficile à visualiser dans sa globalité, sur toute sa longueur. Helito *et al.* arrivaient à identifier le ALL entier dans 71.7% (plus facilement dans sa portion méniscale et fémorale) alors que Claes *et al.* rapportaient des taux de 76% [54,135]. Pour d'autres, l'identification entière du ALL était de 11% à l'IRM [136]. Ainsi, il semble exister de nombreuses difficultés pour identifier cette structure à l'IRM : déterminer des plans de coupe dans la bonne obliquité, obtenir une résolution suffisante et adaptée à une épaisseur ligamentaire faible (une IRM 3T est recommandée), et analyser son insertion tibiale qui est proche d'autres structures fibreuses [137].

Plus récemment, l'échographie a montré son intérêt pour la visualisation du ALL intact mais aussi pour son diagnostic de rupture ou de désinsertion. Une étude récente relate une sensibilité de 100% et une visualisation possible du ALL dans sa globalité [138]. En termes de diagnostic, le ALL serait lésé chez 63% des patients avec une rupture du ACL et dans 50% des cas cette lésion correspondrait à un arrachement de ses enthèses [139]. Si l'échographie a désormais fait ses preuves dans le diagnostic des lésions du ALL, il n'en reste pas moins un examen difficile à maîtriser, observateur-dépendant, et qui présente une importante variabilité.

Enfin, Sonnery-Cottet *et al.*, ont décrit une technique arthroscopique permettant d'identifier le ALL [140]. En créant une voie d'abord arthroscopique accessoire antérolatérale extra-articulaire, le ALL pourrait être identifié de façon sûre et reproductible. Néanmoins, il s'agit d'une technique invasive qui ne peut être envisagée qu'en peropératoire.

Malgré toutes ces avancées, le diagnostic des ALRI, et plus spécifiquement des ruptures du ALL reste difficile. Nos recherches seront donc focalisées sur des examens à la fois non-invasifs, rapides, reproductibles facilement disponibles et qui restent accessibles en pratique courante.

Dans une première partie (**chapitre 4.1**) la pertinence d'utilisation d'un laximètre type GnRB®, sera évaluée dans le diagnostic d'une rupture du ALL. Il s'agit d'un examen de routine dans le dépistage des lésions du ACL.

Dans une deuxième partie (**chapitre 4.2**), nous évaluerons l'utilisation d'un accéléromètre tridimensionnel portable (KiRA®). L'hypothèse de cette étude était qu'il était possible, à l'aide d'un accéléromètre triaxial, évaluant la translation tibiale antérieure et le pivot shift, de diagnostiquer une lésion du ALL sur un genou avec un ACL déficient. Notre objectif était donc d'évaluer la pertinence de cet accéléromètre triaxial (kiRA®) pour le diagnostic d'une rupture du ALL sur un genou avec un ACL déficient.

Enfin dans une troisième partie (**chapitre 4.3**), nous comparerons l'intérêt de deux techniques d'imagerie, l'échographie et l'IRM, pour visualiser et identifier in vivo une rupture ou une désinsertion du ALL. Pour l'échographie, des repères seront également définis afin de permettre à un opérateur inexpérimenté de visualiser le ALL. Pour l'imagerie tridimensionnelle, une IRM haute définition (3T) sera utilisée afin d'établir les différents paramètres nécessaires à la définition d'un protocole d'identification IRM du ALL reproductible. Il s'agit d'une étude prospective en cours, commencée depuis juin 2017. Les résultats ne sont donc pas encore disponibles. En conséquence, seule la partie « matériel et méthodes » sera exposée. L'intérêt dans le cadre de cette thèse de science était de détailler les protocoles utilisés et mis en place. Notamment pour l'échographie, nous avons défini un protocole détaillé, standardisé et reproductible afin d'améliorer l'accessibilité de ce geste diagnostique.

4.1. Profil laximétrique du ligament antérolatéral au GnRB

(Article soumis : «Diagnosis of anterolateral lateral ligament injury: comparaison of laximeter and triaxial accelerometer»)

RESUME

INTRODUCTION : De récentes études biomécaniques ont retrouvé une absence ou un très faible effet du ligament antérolatéral (ALL) sur le contrôle de la translation tibiale antérieure. Notre objectif était donc d'évaluer la pertinence d'un laximètre, évaluant la translation tibiale antérieure, pour le diagnostic d'une rupture du ALL sur un genou avec un ACL déficient.

METHODES : Un total de 11 genoux cadavériques a été étudié selon un nouveau protocole de dissection conservateur sans lésion des structures latérales. Un laximètre GnRB® (Genourob, France) a été utilisé pour déterminer la translation tibiale antérieure du tibia (AP). L'étude portait sur trois conditions d'état du genou : genou intact (intact), genou avec une résection isolée du ALL (ALL_{sec}), genou avec une résection du ALL et du ACL (ALL+ACL_{sec}). Pour chaque état de chaque genou, l'AP a été mesurée pour 4 valeurs de force croissante, reconnues comme standard (134, 150, 200, 250 N). A chaque niveau de force, une répétition de 3 mesures était effectuée.

RESULTATS : Sur les 396 mesures effectuées, la différence moyenne d'AP entre l'état intact et l'état ACL_{sec} était de 2.1 mm. Par rapport au genou ACL déficient, la rupture du ALL entraînait une augmentation moyenne de l'AP de 0.9 mm. Cette différence était significative quel que soit le niveau de force appliqué ($p < 0.05$).

CONCLUSION : Notre étude a montré que la rupture du ALL entraînait une augmentation significative de la translation tibiale antérieure de 0.9 mm par rapport à un genou ACL déficient. Néanmoins cette différence nous semblait trop faible pour valider en pratique courante l'utilisation d'un laximètre dans le diagnostic de rupture du ALL. L'utilisation de dispositifs de mesure évaluant une composante rotatoire nous semble plus prometteuse.

MOTS CLES : Genou, Ligament antérolatéral, translation tibiale antérieure, laximètre.

MATERIEL ET METHODES

Il s'agissait d'une étude cadavérique réalisée sur 11 genoux cadavériques humains à partir de 6 sujets entiers frais congelés (2 hommes et 4 femmes). L'âge moyen était de 69.2 ± 12 ans [57 à 85] au moment du décès. La taille moyenne était 173 ± 8 cm [155 à 187].

Les conditions d'obtention, de conservation, de préparation et d'utilisation des corps, ainsi que les critères d'inclusion et d'exclusion étaient similaires à ceux de l'étude biomécanique réalisée au préalable (**chapitre 2.1 : cinématique du ALL**).

Préparation des corps

Le protocole de dissection utilisé était toujours celui mise en place lors de l'étude anatomique préalable (**chapitre 1.1 : définition d'un protocole de dissection conservateur**)[29]. L'intérêt était de pouvoir identifier le ALL sans endommager les structures latérales. A la fin de la dissection, une fois les insertions identifiées et les acquisitions faites, l'ITB et le tendon du biceps étaient soigneusement refermés afin de limiter le biais de mesure induit par la dissection.

Installation du système expérimental

La translation tibiale antérieure (AP) était mesurée par un laximètre GNRB® (Genourob, France). Ce dispositif permettait de reproduire un test de Lachman standardisé avec un positionnement de genou constant à 30 degrés de flexion. Il générait successivement des forces de poussées croissantes (1 à 300 N) postéro-antérieures et quantifie à l'aide d'un capteur de déplacement, la translation tibiale obtenue. Ce capteur permettait de réaliser 50 points de mesure avec une précision de 1/10ème de mm pour chaque poussée. Chaque mesure était transmise directement à un ordinateur qui analysait les résultats en temps réel sur le logiciel de Laximétrie Dynamique Automatisée LDA® (Genourob, France).

Ce système, validé par des études in vitro et clinique, permettait de mesurer l'AP (en mm) en fonction de la force postérieure appliquée [141,142]. Il est couramment utilisé pour le diagnostic des lésions du ACL [143,144]. Ainsi pour chaque genou, une courbe de déplacement antérieur en fonction de la force de poussée est calculée avec le logiciel de Laximétrie Dynamique Automatisée LDA® (source GnRB®, société Genourob). Pour la courbe obtenue, l'axe des abscisses représente la force appliquée en Newtons et celui des ordonnées représente le déplacement (en mm) de l'AP. Il est possible de comparer deux courbes (par exemple avec le genou controlatéral).

Dans le cadre de notre étude, le genou cadavérique était placé sur ce dispositif de la même façon qu'en pratique courante (**Figure 1**).



Figure 1. Installation d'un genou cadavérique sur le dispositif de laximétrie GnRB®.

Protocole de tests biomécaniques

Trois états étaient définis et réalisés consécutivement.

- **L'état 1 (intact)** correspondait à un genou sain sans lésion ligamentaire.
- **L'état 2 (ACL_{sec})** correspondait à un genou où une section isolée du ACL était réalisée par une arthrotomie antéro-médiale mini invasive.
- **L'état 3 (ALL+ACL_{sec})** correspondait à un genou où une lésion du ALL et du ACL étaient réalisées. Le ALL, était détaché complètement au niveau de ses insertions osseuses fémorales et tibiales. Après cette étape l'ITB était refermée afin de ne pas affecter la stabilité du genou.

Toutes les manipulations ont été réalisées par un seul opérateur expérimenté. Même si notre protocole de dissection était conservateur, l'abord latéral pouvait induire à lui seul des effets sur les mesures. Pour cette raison la dissection du ALL était faite au début de la manipulation. Cela nous permettait de nous affranchir de cette limitation. La seule différence anatomique entre les 3 états était la section de la structure d'intérêt (ACL ou ALL).

Afin de pouvoir comparer les résultats avec ceux de la littérature, 4 valeurs de force croissante, reconnues comme standard ont été utilisées : 134, 150, 200 et 250 Newton. A chaque niveau de force, la translation tibiale antérieure moyenne était calculée à partir de 3 mesures répétées.

Ainsi, pour chaque genou, avec 3 états lésionnels, 4 niveaux de force et 3 mesures par niveau, un total de 36 mesures était réalisé. Soit pour les 11 genoux, un total de 396 mesures était réalisé.

Analyse statistique

L'analyse statistique a été réalisée par l'intermédiaire du logiciel SPSS Statistic® (SPSS Inc, IBM©, Chicago, United States). Le seuil de significativité était fixé pour tous les tests par un $p < 0,05$.

Afin d'évaluer les différences entre les 3 états du genou (intact, ACL_{sec}, ALL+ACL_{sec}) pour la variable testée (AP) une analyse statistique de la variance sur mesures répétées (ANOVA). L'avantage de l'analyse à mesures répétées (mesures des différents états de genou chez un même sujet) était de contrôler au mieux les différences individuelles entre les sujets car chaque sujet était son propre contrôle selon les différents états du genou. La significativité a été évaluée à l'aide du test de Tukey.

RESULTATS

La valeur moyenne de l'AP était de 3.4 mm \pm 1.48 pour l'état genou intact, de 5.6 mm \pm 2.14 pour l'état ACL_{sec} et de 6.5 mm \pm 2.65 pour l'état genou ACL+ALL_{sec}. L'ensemble des valeurs moyennes obtenues pour chaque niveau de force, pour les 3 états du genou, a été reporté dans le **tableau 1**.

Force appliquée	Etats genou	Moyenne (mm)	Erreur standard	Intervalle de confiance à 95 %	
				Borne inférieure	Borne supérieure
134	intact	2.27	0.19	1.9	2.63
	ACLsec	3.66	0.23	3.21	4.11
	ALL+ACLsec	4.36	0.31	3.74	4.98
150	Intact	2.65	0.19	2.28	3.01
	ACLsec	4.33	0.23	3.88	4.78
	ALL+ACLsec	5.09	0.31	4.47	5.71
200	Intact	3.84	0.19	3.47	4.2
	ACLsec	6.2	0.23	5.75	6.64
	ALL+ACLsec	7.18	0.31	6.56	7.8
250	intact	4.92	0.19	4.56	5.29
	ACLsec	8.05	0.23	7.6	8.49
	ALL+ACLsec	9.38	0.31	8.77	10,00

Tableau 1. Valeurs moyennes de la translation tibiale antérieure (AP) obtenues pour chaque niveau de force, pour les 3 états du genou (intact, ACL_{sec}, ALL+ACL_{sec}).

Il existait une différence moyenne significative de -2,1 mm entre l'état genou intact et l'état genou ACL_{sec} ($p < 0.05$) (**Tableau 2**). Entre l'état genou intact et l'état genou ACL+ALL_{sec}, il existait également une différence moyenne significative de -3,1 mm ($p < 0.05$). Entre les états ACL_{sec} et ACL+ALL_{sec}, la différence moyenne était de -0,9 mm ($p < 0.05$).

Il existait une différence significative entre les 3 états et indépendamment du niveau de force appliquée (134, 150, 200 et 250 N) ($p < 0.05$) (**Figure 2**).

(A) ETATS	(B) ETATS	Différence moyenne (A-B) (en mm)	Erreur standard	Intervalle de confiance à 95 %	
				Borne inférieure	Borne supérieure
intact	ACLsec	-2.1*	0.12	-2.37	-1.9
	ALL+ACLsec	-3.1*	0.15	-3.38	-2.79
ACLsec	intact	2.1*	0.12	1.9	2.37
	ALL+ACLsec	-.9*	0.07	-1.09	-0.8
ALL+ACLsec	intact	3.1*	0.15	2.79	3.38
	ACLsec	.9*	0.07	0.8	1.09

Tableau 2. Différence moyenne de la translation tibiale antérieure (AP) entre chaque état du genou (intact, ACL_{sec}, ALL+ACL_{sec}).

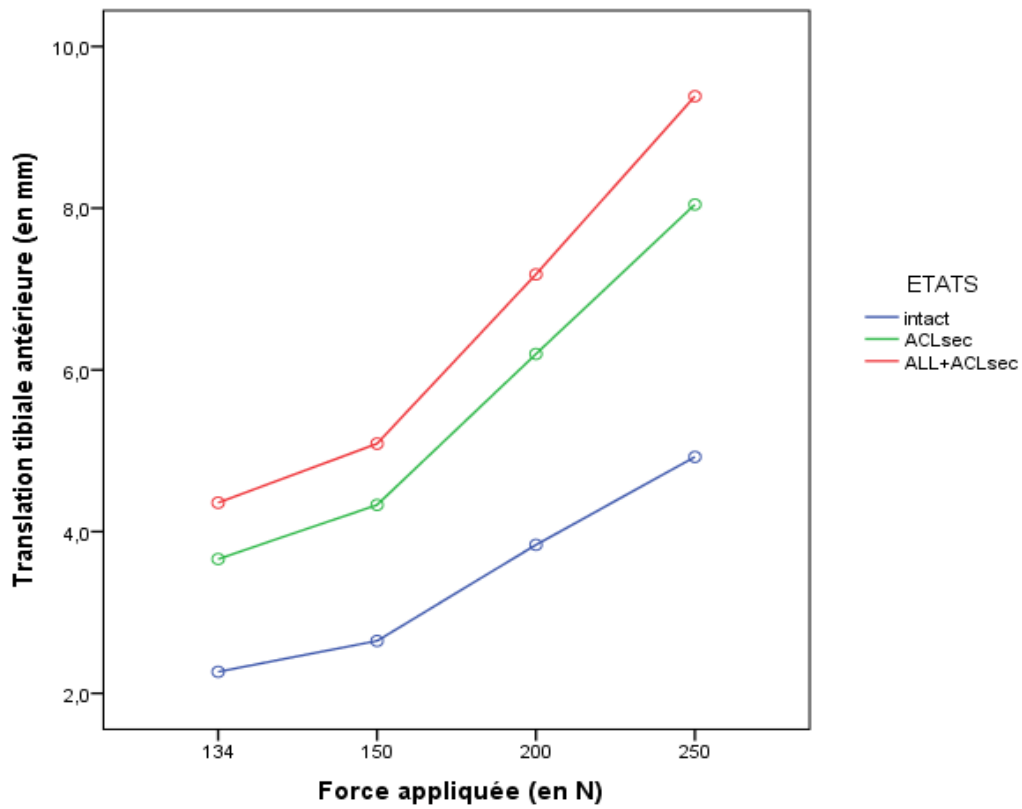


Figure 2. Différence moyenne de la translation tibiale antérieure (AP) pour chaque niveau de force et entre chaque état du genou (intact, ACL_{sec} , $ALL+ACL_{sec}$).

DISCUSSION

L'analyse du profil laximétrique du ALL, nous a permis d'analyser l'effet d'une rupture du ALL d'un genou ACL déficient sur la translation tibiale antérieure. Par rapport au genou ACL déficient, la rupture du ALL entraînait une augmentation moyenne de la translation tibiale antérieure de 0.9 mm. Même si cette différence était significative quel que soit le niveau de force appliqué, elle restait faible en valeur absolue.

Toutefois cette étude comportait plusieurs limites. Tout d'abord, avec seulement 11 genoux testés, notre étude manquait de puissance. La précision des résultats aurait pu être améliorée avec un effectif supérieur. La deuxième était qu'il s'agissait d'une étude cadavérique. L'extrapolation à des sujets vivants, avec des propriétés tissulaires mécaniques différentes, doit donc rester prudente. Toutefois, comme la plupart des études biomécaniques ayant aussi été réalisées sur des cadavres, la comparaison de notre étude avec la littérature était donc possible.

L'utilisation et la fiabilité de ce dispositif de laximétrie ont été validées *in vitro* [141,142]. En pratique courante, son utilisation a permis, en réalisant une comparaison avec le côté sain, de proposer une aide au diagnostic des lésions du ACL [143–146]. Nos résultats étaient similaires à ceux de la littérature concernant l'effet d'une rupture du ACL sur la translation tibiale antérieure, Jenny *et al.* dans une étude cadavérique obtenaient, à des forces de 134 à 250 N, une différence moyenne entre ces 2 états de 3.7 mm. Les résultats étaient supérieurs car la moyenne était établie que sur 2 valeurs de force [141]. L'étude *in vivo* de Klouche *et al.*, portant sur 118 genoux, concluait qu'une différence d'au moins 1,9 mm à 200 N suffisait à porter le diagnostic de rupture du ACL avec une sensibilité de 92,2 % et une spécificité de 98,1 % [143]. Robert *et al.*, ont démontré que cet outil, par sa précision permettait de différencier une rupture partielle (différence moyenne entre 1.5 et 3 mm) d'une rupture complète du ACL (différence moyenne supérieure à 3 mm) [144].

Concernant la participation du ALL au contrôle de la translation tibiale antérieure, la différence d'environ 1 mm constatée avec le laximètre correspondait aux valeurs retrouvées avec notre étude biomécanique réalisée avec le Motion Analys[®] (**chapitre 2.2 : rôle du ALL**). En revanche dans cette étude le mouvement de translation antérieure était plus standardisé avec un positionnement de genou constant, une force appliquée par le dispositif très reproductible et des mesures faites à l'aide d'un capteur de déplacement. Cette différence méthodologique explique la différence de significativité entre les deux études ; cela malgré des résultats avec des valeurs similaires (de l'ordre du millimètre). Nous pouvons toutefois constater la reproductibilité d'un opérateur expérimenté lors de mesures manuelles, même si l'apport d'un outil objectif est un plus indéniable [147].

A une plus grande échelle, ces résultats sont comparables à ceux de la littérature (**chapitre 2.2 : rôle du ALL, section discussion, tableau 1**). En effet, toutes les études biomécaniques disponibles, qu'elles soient faites par système robotique ou par navigation, retrouvent une absence ou un très faible effet du ALL sur la translation tibiale antérieure (de 0.9 mm pour Rasmusen *et al.* à 3 mm pour Thein *et al.*) [49,53,57,66,68–70,76]. En somme, le rôle du ALL sur la translation tibiale antérieure est soit nul soit faible de l'ordre du millimètre.

Néanmoins, à part la nôtre, aucune étude n'a analysé l'effet d'une rupture combinée du ALL et du ACL avec un laximètre. La comparaison avec la littérature reste donc difficile. Le GnRB[®] ayant une précision au 1/10^{ème} de millimètre, la différence de 0.9 mm entraînée par la rupture du ALL, même si elle est faible, reste valable et interprétable. En pratique clinique, cette différence ne nous paraît pas assez importante pour valider l'utilisation d'un laximètre dans le diagnostic du ALL. Toutefois, une rupture devra tout de même être évoquée devant des mesures de translation tibiale antérieure extrêmes (> 4 mm pour 134 N, > 5 mm pour 150 N, > 7 mm pour 200 N et > 9 mm pour 250 N).

Comme nous le montre la littérature récente, le ALL a plus un rôle dans le contrôle de la rotation interne, que dans la limitation la translation tibiale antérieure. Nous pensons que des outils diagnostiques permettant d'évaluer cette composante rotatoire, comme le GnRB® rotatoire ou l'accéléromètre seraient plus adaptés pour dépister des lésions du ALL en pratique courante.

CONCLUSION

Notre étude a montré que la rupture du ALL entraînait une augmentation significative de la translation tibiale antérieure de 0.9 mm par rapport à un genou ACL déficient. Néanmoins cette différence nous semblait trop faible pour valider en pratique courante l'utilisation d'un laximètre dans le diagnostic de rupture du ALL. L'utilisation de dispositifs de mesure évaluant une composante rotatoire nous semble plus prometteuse.

4.2. Utilisation d'un accéléromètre triaxial dans le diagnostic d'une rupture du ligament antérolatéral

(Article soumis : «Diagnosis of anterolateral lateral ligament injury: comparaison of laximeter and triaxial accelerometer»)

RESUME

INTRODUCTION : L'hypothèse de cette étude était qu'il était possible, à l'aide d'un accéléromètre triaxial, évaluant la translation tibiale antérieure et le pivot shift, de diagnostiquer une lésion du ALL sur un genou avec un ACL déficient. Notre objectif était donc d'évaluer la pertinence d'un accéléromètre triaxial pour le diagnostic d'une rupture du ALL sur un genou avec un ACL déficient.

METHODES : Un total de 11 genoux cadavériques a été étudié selon un nouveau protocole de dissection conservateur sans lésion des structures latérales. Un accéléromètre triaxial KiRA® (Kinetic Rapid Assessment) (OrthoKey, Italie) a été utilisé pour déterminer 2 paramètres : la translation tibiale antérieure du tibia (AP) et le Pivot Shift (PS). L'AP a été réalisée manuellement avec un genou fléchi à 30° dans les mêmes conditions que réalisées en pratique clinique courante. Le PS était évalué en mesurant l'accélération du plateau tibiale latéral. L'étude portait sur trois conditions d'états du genou : genou intact (intact), genou avec une résection isolée du ALL (ALL_{sec}), genou avec une résection du ALL et du ACL (ALL+ACL_{sec}). Les 2 tests (PS et AP) étaient réalisés successivement par 2 opérateurs différents (opérateur A : débutant et opérateur B : expert). Pour chaque test, 2 mesures étaient réalisées. Pour évaluer la reproductibilité du dispositif, les variabilités intra-observateur et inter-observateur ont été calculées en utilisant des coefficients de corrélation intra classe (ICC).

RESULTATS : Par rapport à un genou ACL déficient, notre étude a montré que la rupture du ALL entraînait une augmentation significative à la fois de la translation tibiale antérieure (AP) et de l'accélération du plateau tibial latéral dans le test du pivot shift (PS). A 30° de flexion, avec une différence de 1.5 mm en moyenne entre l'état ACL_{sec} et l'état ACL+ALL_{sec}, pour une différence de 2.8 mm entre l'état intact et l'état ACL_{sec}, le différentiel induit par la rupture du ALL restait faible en valeur absolue pour l'AP. Pour le PS, l'augmentation était plus conséquente. Il existait un coefficient multiplicateur entre l'état ACL_{sec} et l'état ACL+ALL_{sec} comparable à celui entre l'état intact et l'état ACL_{sec}. Les analyses de l'AP et du PS ont montré une excellente reproductibilité intra-opérateur et inter-opérateur, notamment entre 2 opérateurs d'expérience inégale.

CONCLUSION : Par son excellente reproductibilité intra et inter-opérateur, l'utilisation d'un accéléromètre triaxial nous semble fiable pour mesurer des variations de la translation tibiale antérieure et pour quantifier le pivot shift. En pratique courante, il n'existe aucun intérêt clinique à l'utilisation d'un l'accéléromètre sur le paramètre de translation tibiale antérieure pour mettre en évidence une rupture du ALL sur un genou avec un ACL déficient. La différence observée, de l'ordre du mm, reste trop faible pour poser le diagnostic avec certitude. En revanche, l'utilisation d'un accéléromètre triaxial pour quantifier l'accélération du plateau tibial latéral dans le test du pivot shift, nous semble pertinente pour dépister une lésion du ALL sur un genou avec un ACL déficient. Une étude clinique devra être réalisée avant de valider cette utilisation en pratique courante

MOTS CLES : Genou, Ligament antérolatéral, translation tibiale antérieure, pivot shift, accéléromètre triaxial, reproductibilité

MATERIEL ET METHODES

Il s'agissait d'une étude cadavérique réalisée sur 11 genoux cadavériques humains à partir de 6 sujets entiers frais congelés (2 hommes et 4 femmes). L'âge moyen était de 69.2 ± 12 ans [57 à 85] au moment du décès. La taille moyenne était 173 ± 8 cm [155 à 187].

Les conditions d'obtention, de conservation, de préparation et d'utilisation des corps, ainsi que les critères d'inclusion et d'exclusion étaient similaires à ceux de l'étude biomécanique réalisée au préalable (**chapitre 2.1 : cinématique du ALL**).

Préparation des corps

Le protocole de dissection utilisé était toujours celui mise en place lors de l'étude anatomique préalable (**chapitre 1.1 : définition d'un protocole de dissection conservateur**)[29]. L'intérêt était de pouvoir identifier le ALL sans endommager les structures latérales. A la fin de la dissection, une fois les insertions identifiées et les acquisitions faites, l'ITB et le tendon du biceps étaient soigneusement refermés afin de limiter le biais de mesure induit par la dissection.

Installation du système expérimental

L'appareil utilisé pour les mesures était un accéléromètre triaxial KiRA[®] (Kinetic Rapid Assessment, OrthoKey, Italie). Ce dispositif de mesure comportait un boîtier émetteur correspondant à l'accéléromètre triaxial fonctionnant sur batterie rechargeable. Ce boîtier était couplé par une liaison sans fil Bluetooth à une tablette tactile iPad[®] (Apple, Californie) dans laquelle une application dédiée était installée (disponible sur l'App store).

Ce dispositif, validé par des études in vitro et cliniques, permettait de mesurer deux paramètres : la translation tibiale antérieure du tibia (AP) et le Pivot Shift (PS) [148–152].

Pour la translation tibiale antérieure (AP), le dispositif était fixé sur un support de type protège tibia qui était positionné sur la face antérieure de la jambe. Le bord inférieur du support était positionné au ras de l'interligne tibio-talienne (**Figure 1**). Afin d'effectuer les mesures dans les mêmes conditions que pour le test clinique de Lachman Trillat, le genou était posé sur un support positionnant le genou à 30° de flexion. La translation antérieure manuelle maximale était réalisée, dans les mêmes conditions qu'en pratique clinique courante.



Figure 1. Installation de l'accéléromètre sur le tiers distal de la jambe afin de mesurer la translation tibiale antéro-postérieure. Le genou était ensuite fléchi à 30°

Pour le Pivot Shift (PS), le dispositif était fixé directement sur la peau et placé en regard du tubercule de Gerdy (TG). Le dispositif était maintenu par une sangle (**Figure 2**). L'accélération du plateau tibial latéral était mesurée en effectuant un test de PS, dans les mêmes conditions que réalisées en pratique clinique courante, et tel que décrit et validé dans la littérature récente [130,152].



Figure 2. Installation de l'accéléromètre en regard du tubercule de Gerdy afin de mesurer l'accélération rotatoire du plateau tibial latéral lors d'un test de Pivot Shift.

L'ensemble des données étaient transmises et stockées en temps réel sur la tablette tactile. Pour le test de la translation antéro-postérieure, les mesures étaient pondérées par la longueur du tibia. Ainsi pour chaque genou étudié, la longueur du tibia correspondant était mesurée et consignée. En pratique courante, ce dispositif permet de comparer les deux genoux chez un même patient.

Protocole de tests biomécaniques

Trois états étaient définis et réalisés consécutivement.

- **L'état 1 (intact)** correspondait à un genou sain sans lésion ligamentaire.
- **L'état 2 (ACL_{sec})** correspondait à un genou où une section isolée du ACL était réalisée par une arthrotomie antéro-médiale mini invasive.
- **L'état 3 (ALL+ACL_{sec})** correspondait à un genou où une lésion du ALL et du ACL étaient réalisées. Le ALL, était détaché complètement au niveau de ses insertions osseuses fémorales et tibiales. Après cette étape l'ITB était refermée afin de ne pas affecter la stabilité du genou.

Toutes les manipulations ont été réalisées par un seul opérateur expérimenté. Même si notre protocole de dissection était conservateur, l'abord latéral pouvait induire à lui seul des effets sur les mesures. Pour cette raison la dissection du ALL était faite au début de la manipulation. Cela nous permettait de nous affranchir de cette limitation. La seule différence anatomique entre les 3 états était la section de la structure d'intérêt (ACL ou ALL).

Les 2 tests (PS et AP) étaient réalisés successivement par 2 opérateurs différents (opérateur A : débutant et opérateur B : expert). Pour chaque test, la moyenne de 2 mesures répétées était calculée. Ainsi, pour chaque genou, avec 3 états lésionnels, 2 opérateurs, 2 tests et 2 mesures par test, un total de 24 mesures était réalisé. Soit pour les 11 genoux, un total de 264 mesures était réalisé.

Analyse statistique

L'analyse statistique a été réalisée par l'intermédiaire du logiciel SPSS Statistic® (SPSS Inc, IBM©, Chicago, United States). Le seuil de significativité était fixé pour tous les tests par un $p < 0.05$.

Afin d'évaluer les différences entre les 3 états du genou (intact, ACL_{sec} , $ALL+ACL_{sec}$) pour les 2 variables testées (AP, PS) une analyse statistique de la variance sur mesures répétées (ANOVA) était effectuée. L'avantage de l'analyse à mesures répétées (mesures des différents états de genou chez un même sujet) était de contrôler au mieux les différences individuelles entre les sujets car chaque sujet était son propre contrôle selon les différents états du genou. La significativité a été évaluée à l'aide du test de Tukey.

Pour évaluer la reproductibilité du dispositif, les variabilités intra-observateur et inter-observateur ont été calculées à partir des valeurs absolues en utilisant des coefficients de corrélation intra classe (ICC). L'ICC était considéré comme bon s'il était ≥ 0.75 et excellent s'il était ≥ 0.85 .

RESULTATS

Translation tibiale antéropostérieure (AP)

Il existait une différence significative entre l'état intact et l'état ACL_{sec} ($p < 0.05$) (**Figure 3**). La lésion isolée du ACL entraînait une augmentation significative de l'AP de 2.8 mm par rapport à l'état intact (**Tableau 1**).

Il existait une différence significative entre l'état ACL_{sec} et l'état ALL+ACL_{sec} ($p < 0.05$). La lésion supplémentaire du ALL entraînait une augmentation significative de l'AP de 4.3 mm par rapport à l'état intact et de 1.5 mm par rapport à l'état ACL_{sec}.

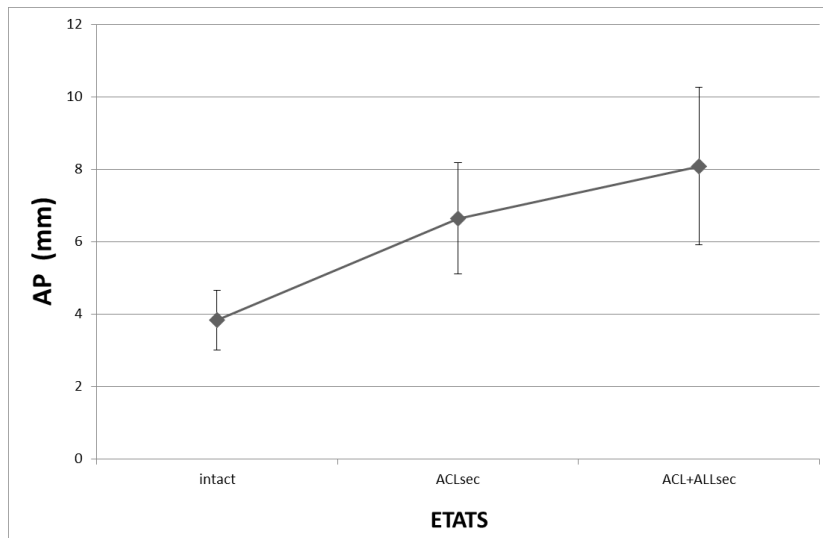


Figure 3. Translation tibiale antérieure (AP) en fonction des 3 états (intact, ALL_{sec}, ALL+ACL_{sec}) (intact : genou sain; ACL_{sec} : section isolée du ACL; ALL+ACL_{sec} : section associée du ACL et du ALL)

		Moyenne [min-max]	Ecart type	IC 95%
AP (mm)	intact	3.8 [2.9-6.4]	0.8	[3.6-4.1]
	ACL _{sec}	6.6 [4-10.3]	1.5	[6.2-7.1]
	ALL+ACL _{sec}	8.1 [3-11.6]	2.2	[7.4-8.7]
PS (m/s²)	intact	4.4 [1.6-6.8]	1.1	[4.1-4.8]
	ACL _{sec}	7.5 [3.1-15.2]	2.6	[6.7-8.3]
	ALL+ACL _{sec}	9.8 [3.4-16.4]	3.4	[8.8-10.9]

Tableau 1. Moyenne des valeurs brutes obtenues pour la Translation tibiale antérieure (AP) et le Pivot Shift (PS), en fonction des 3 états du genou (intact, ACL_{sec}, ALL+ACL_{sec}) (IC 95% : intervalle de confiance à 95%; intact : genou sain; ACL_{sec} : section isolée du ACL; ALL+ACL_{sec} : section associée du ACL et du ALL)

Pivot Shift (PS)

Il existait une différence significative entre l'état intact et l'état ACL_{sec} ($p < 0.05$) (**Figure 4**). La lésion isolée du ACL entraînait une augmentation significative du PS de 3.1 m/s² par rapport à l'état intact (coefficient multiplicateur de 1.7) (**Tableau 1**).

Il existait une différence significative entre l'état ACL_{sec} et l'état ALL+ACL_{sec} ($p < 0.05$). La lésion supplémentaire du ALL entraînait une augmentation significative du PS de 5.4 m/s² par rapport à l'état intact (coefficient multiplicateur de 2.2) et de 2.3 m/s² par rapport à l'état ACL_{sec} (coefficient multiplicateur de 1.3).

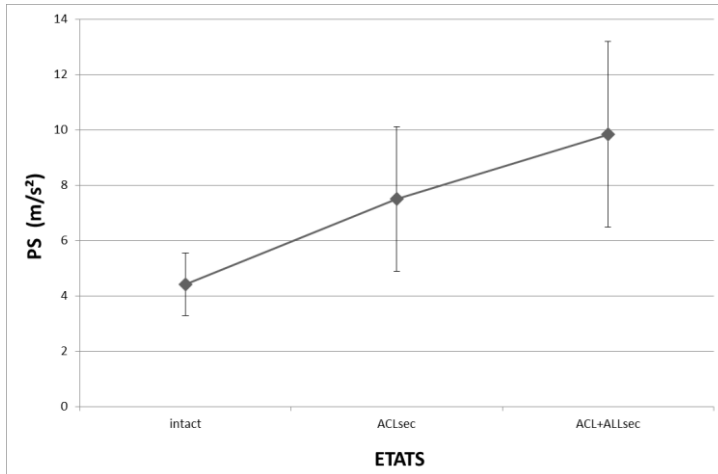


Figure 4. Pivot Shift (PS) en fonction des 3 états (intact, ALL_{sec}, ALL+ACL_{sec}) (intact : genou sain; ACL_{sec} : section isolée du ACL; ALL+ACL_{sec} : section associée du ACL et du ALL)

Reproductibilité

Concernant l'AP, il existait des excellentes reproductibilités intra-opérateur (ICC= 0.961, $p < 0.001$) et inter-opérateur (ICC= 0.910, $p < 0.001$). Il en était de même pour le PS, qui avait également des excellentes reproductibilités intra-opérateur (ICC= 0.932, $p < 0.001$) et inter-opérateur (ICC= 0.888, $p < 0.001$). D'une façon générale, quel que soit le test, les reproductibilités intra-opérateur avaient une tendance à être meilleures que les variabilités inter-opérateur. Les variabilités de l'AP avaient une tendance à être meilleures que celle du PS. Il n'existait pas de différence significative entre les valeurs mesurées par l'opérateur A (débutant) et l'opérateur B (expert) (**Figure 5**).

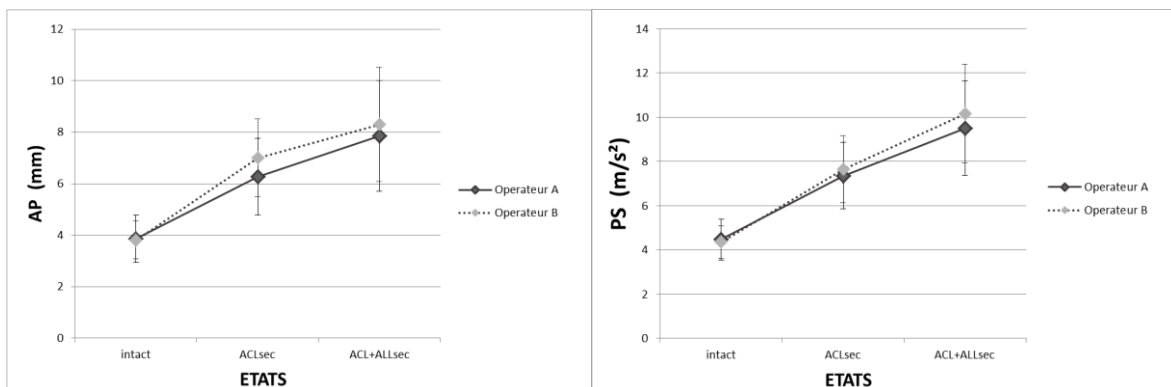


Figure 5. Comparaison des valeurs moyennes de Translation tibiale antérieure (AP) et de Pivot Shift (PS) en fonction des états du genou et des opérateurs (Opérateur A : débutant; Opérateur B : expert) (intact : genou sain; ACL_{sec} : section isolée du ACL; ALL+ACL_{sec} : section associée du ACL et du ALL)

DISCUSSION

Par rapport à un genou ACL déficient, notre étude a montré que la rupture du ALL entraînait une augmentation significative à la fois de la translation tibiale antérieure (AP) et de l'accélération du plateau tibial latéral dans le test du pivot shift (PS). A 30° de flexion, avec une différence de 1.5 mm en moyenne entre l'état ACL_{sec} et l'état ACL+ALL_{sec}, pour une différence de 2.8 mm entre l'état intact et l'état ACL_{sec}, le différentiel induit par la rupture du ALL restait faible en valeur absolue pour l'AP. Pour le PS, l'augmentation était plus conséquente. Il existait un coefficient multiplicateur entre l'état ACL_{sec} et l'état ACL+ALL_{sec} comparable à celui entre l'état intact et l'état ACL_{sec}. Les analyses de l'AP et du PS ont montré une excellente reproductibilité intra-opérateur et inter-opérateur, notamment entre deux opérateurs d'expérience inégale.

Néanmoins, cette étude comportait certaines limites. La première était qu'il s'agissait d'une étude cadavérique. L'extrapolation à des sujets vivants, avec des propriétés tissulaires mécaniques différentes, doit donc rester prudente. Toutefois, comme la plupart des études biomécaniques ayant aussi été réalisées sur des cadavres, la comparaison de notre étude avec la littérature était donc possible.

Concernant la composante de translation tibiale antérieure, la différence constatée dans cette étude ne correspond pas en termes de significativité avec celle effectuée avec notre étude cinématique (**chapitre 2.2 : rôle du ALL**). Dans cette dernière, il existait à 30° de flexion du genou, une différence de l'ordre du mm mais qui restait non significative. En revanche, les résultats obtenus avec l'accéléromètre KiRA® correspondaient aux résultats obtenus avec le laximètre GnRB®. Dans cette étude, l'analyse était plus standardisée avec un positionnement de genou constant, une force appliquée par le dispositif très reproductible (non manuelle) et des mesures faites par ordinateur à l'aide d'un capteur de déplacement. Les résultats retrouvaient que la section du ALL sur un genou ACL déficient entraînait une majoration significative mais faible de la translation tibiale antérieure de 0.9 mm en moyenne à 30° de flexion du genou.

Quelle que soit la significativité, nos résultats sont comparables à ceux de la littérature (**chapitre 2.2 : rôle du ALL, section discussion, tableau 1**). En effet, toutes les études biomécaniques disponibles, qu'elles soient faites par système robotiques ou par navigation, retrouvent une absence ou un très faible effet du ALL sur la translation tibiale antérieure (de 0.9 mm pour Rasmussen *et al.* à 3 mm pour Thein *et al.*) [49,53,57,66,68–70,76]. En somme, le rôle du ALL sur la translation tibiale antérieure est soit nul soit faible de l'ordre du millimètre. En pratique courante, dans le cadre du diagnostic de rupture du ALL, il nous semble donc qu'il n'existe aucun intérêt clinique à l'utilisation d'un outil diagnostique comme l'accéléromètre sur ce paramètre de translation tibiale antérieure.

Concernant la composante rotatoire, nos résultats sont également en accord avec ceux de la littérature (**chapitre 2.2 : rôle du ALL, section discussion, tableau 1**). A part les études de Noyes et Saiegh, l'ensemble des travaux disponibles retrouvent un rôle du ALL sur le contrôle de la rotation interne du tibia. En revanche, concernant son influence sur le mouvement du PS, les résultats divergent [66,74]. Pour certains, comme Bonanzinga, Thein, Sonnery-Cottet et Rasmussen, la lésion du ALL sur un genou ACL déficient participe à l'évolution vers un PS de haut grade (grade >3) [57,69,71,153]. Pour d'autres, comme Noyes, Saiegh, la lésion ALL n'influence pas le PS. Ces études restent toutefois minoritaires à la vue de l'ensemble des études biomécaniques et il est logique qu'elles ne trouvent aucune influence sur le PS car elles ne retrouvent également pas de résultats significatifs sur la rotation interne pure [66,74].

Comme l'ont souligné récemment Arilla *et al.*, l'analyse et l'interprétation du test du PS restent difficiles [130]. Le PS est un mouvement complexe, associant de la translation tibiale antérieure et une composante rotatoire [130,154,155]. L'utilisation d'un accéléromètre triaxial a été validée comme outil d'évaluation du PS par plusieurs études (in vitro et in vivo) [148–150,156]. Il a été montré récemment qu'il existe une corrélation entre l'importance de l'ALRI et le grade du PS

[152,157]. Son utilité dans le diagnostic des lésions du ACL a également fait l'objet d'études et a été validée [151]. Néanmoins aucune étude avant la nôtre ne s'est intéressée à utiliser un accéléromètre pour rechercher une lésion du ALL. Nos résultats montrent que la lésion du ALL sur un genou avec un ACL déficient majore l'accélération du plateau tibial latéral dans le test du PS. De ce fait, il nous semble possible de diagnostiquer une atteinte du ALL avec un accéléromètre triaxial. En pratique courante, pour différencier une atteinte du ACL, d'une atteinte combinée du ACL et du ALL, il conviendra de regarder la valeur absolue de l'accélération du PS. Pour une valeur d'environ 10 m/s^2 , il existait selon notre étude, une probabilité importante de lésion du ALL (valeur moyenne de 9.8 m/s^2 avec IC95% [8.8-10.9]).

Concernant la reproductibilité de cet accéléromètre, nos résultats étaient similaires à ceux obtenues par Lopomo *et al.* qui retrouvaient également une bonne reproductibilité intra-opérateur [150].

CONCLUSION

Par son excellente reproductibilité intra et inter-opérateur, l'utilisation d'un accéléromètre triaxial nous semble fiable pour mesurer des variations de la translation tibiale antérieure et surtout pour quantifier le pivot shift.

En pratique courante, il n'existe aucun intérêt clinique à l'utilisation d'un l'accéléromètre sur le paramètre de translation tibiale antérieure pour mettre en évidence une rupture du ALL sur un genou avec un ACL déficient. La différence observée, de l'ordre du mm, reste trop faible pour poser le diagnostic avec certitude.

En revanche, l'utilisation d'un accéléromètre triaxial pour quantifier l'accélération du plateau tibial latéral dans le test du pivot shift, nous semble pertinente pour dépister une lésion du ALL sur un genou avec un ACL déficient. Une étude clinique devra être réalisée avant de valider cette utilisation en pratique courante

4.3. Imagerie du ligament antérolatéral : comparaison de l'IRM et de l'échographie

(Publication en rapport: «Diagnosis of anterolateral lateral ligament injury: comparaison of Magnetic Resonance Imaging and Ultrasonographic imaging»)

Il s'agit d'une étude prospective en cours. Les résultats ne sont donc pas encore disponibles. En conséquence, seule la « partie matériel et méthodes » sera exposée. L'intérêt dans le cadre de cette thèse de science était de détailler les protocoles utilisés et mis en place. Notamment pour l'échographie, nous avons défini un protocole détaillé, standardisé et reproductible afin d'améliorer l'accessibilité de ce geste diagnostique.

MATERIEL ET METHODES

Il s'agissait d'une étude prospective réalisée au centre hospitalier universitaire de Saint-Etienne, commencée depuis juin 2017. Les critères d'inclusion étaient : âge ≥ 18 ans, lésion du ACL unilatérale avec coté controlatéral sain, atteinte aiguë du ACL (<3 mois), reconstruction du ACL programmé, pas d'antécédent chirurgicaux antérieurs du genou homolatéral, pas de lésion cartilagineuses avec un grade d'Outerbridge ≥ 2 . Un consentement écrit des patients était requis.

Étaient exclus, tous les patients ayant des antécédents chirurgicaux, des antécédents de rupture ou de reconstruction du ACL, une atteinte concomitante des autres ligaments du genou, de grande déformation, un flessum préalable au traumatisme, une gonarthrose sévère, une atteinte méniscale avec atteinte de sa continuité.

Les critères d'inclusion et d'exclusion étaient vérifiés par un chirurgien sénior après l'IRM.

Protocole d'IRM (Figures 1, 2 et 3)

L'IRM était réalisée avant l'échographie et permettait de définir les patients à inclure. L'interprétation était faite par un radiologue sénior. L'IRM utilisée était une IRM Spectra® 3T (Siemens, Allemagne) qui permettait d'obtenir des définitions meilleures et une épaisseur des coupes inférieures à une IRM standard 1.5T. Les séquences réalisées étaient : T2 FAT SAT 3D, T2 FAT SAT 3 plans, T1 coronal, T1 sagittal. Le plan de coupe du protocole a été déterminé au préalable avec un chirurgien afin d'être dans l'orientation anatomique du ALL.

Les critères d'évaluation recherchés à l'IRM étaient : visualisation du ALL (oui, non), insertion fémorale (normale, anomalie tendineuse, désinsertion osseuse), insertion tibiale (normale, anomalie tendineuse, désinsertion osseuse), trajet ligamentaire (normale, rupture). L'état cartilagineux, la présence de lésions méniscales et la présence d'autres lésions ligamentaires associées étaient recherchés afin de pouvoir apprécier les critères d'inclusion et d'exclusion.

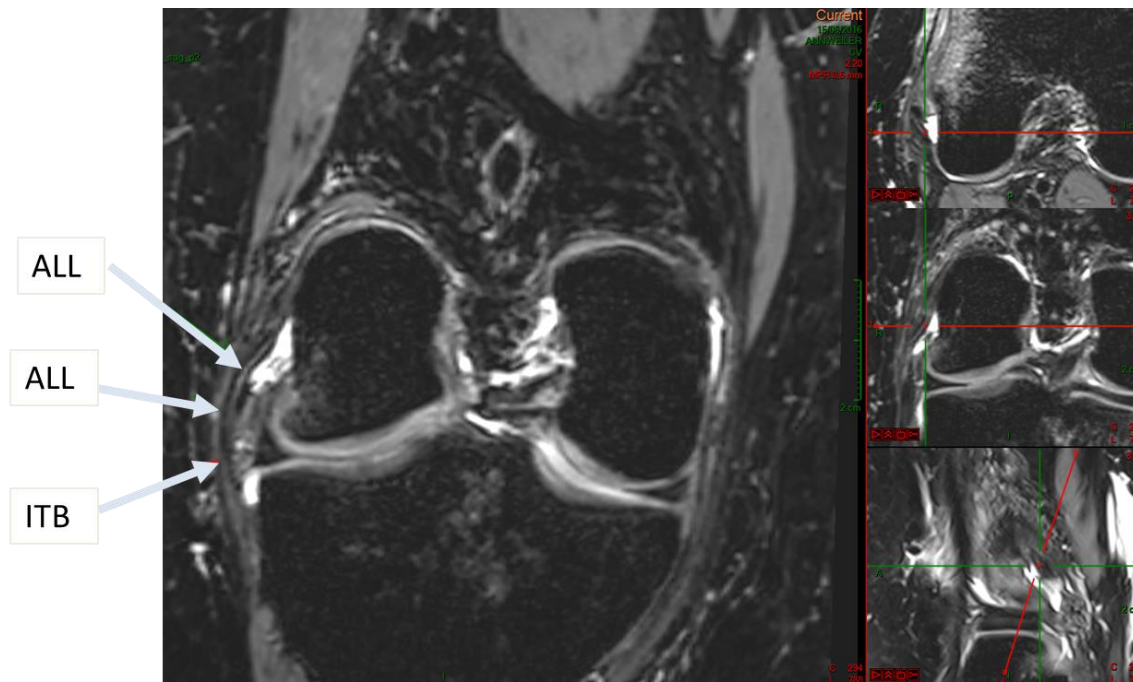


Figure 1. Détermination du plan de coupe nécessaire à la visualisation IRM du trajet du ligament antérolatéral (ALL) dans sa globalité. L'obliquité de la coupe est visualisée en bas à droite sur la vue sagittale.

Séquences T2 FAT SAT

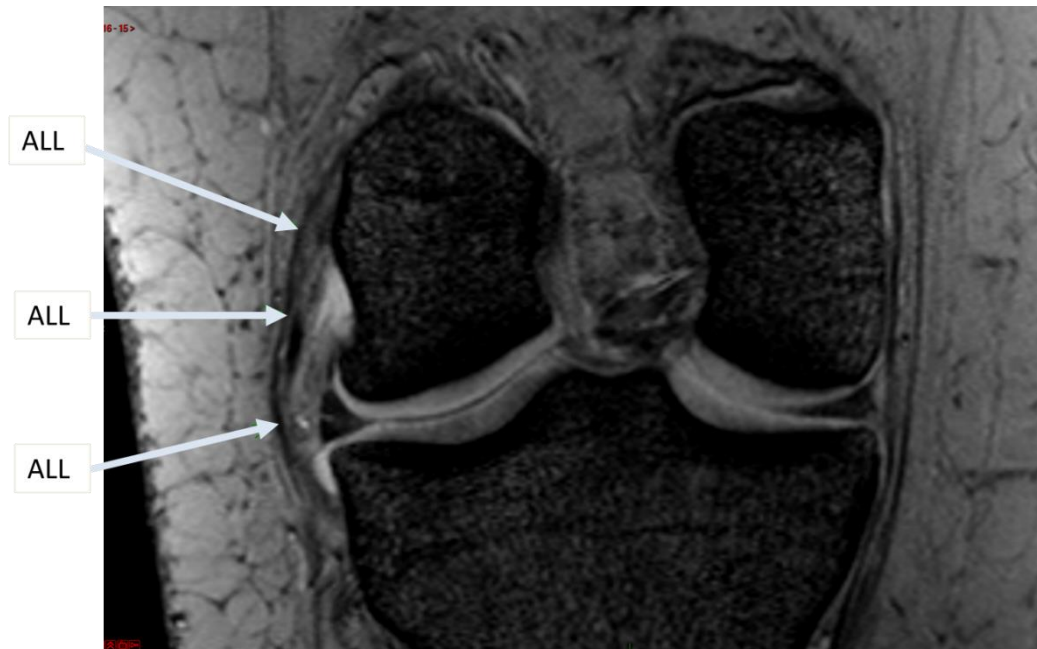


Figure 2. Exemple de visualisation IRM du ligament antérolatéral (ALL)

Séquences T2 FAT SAT

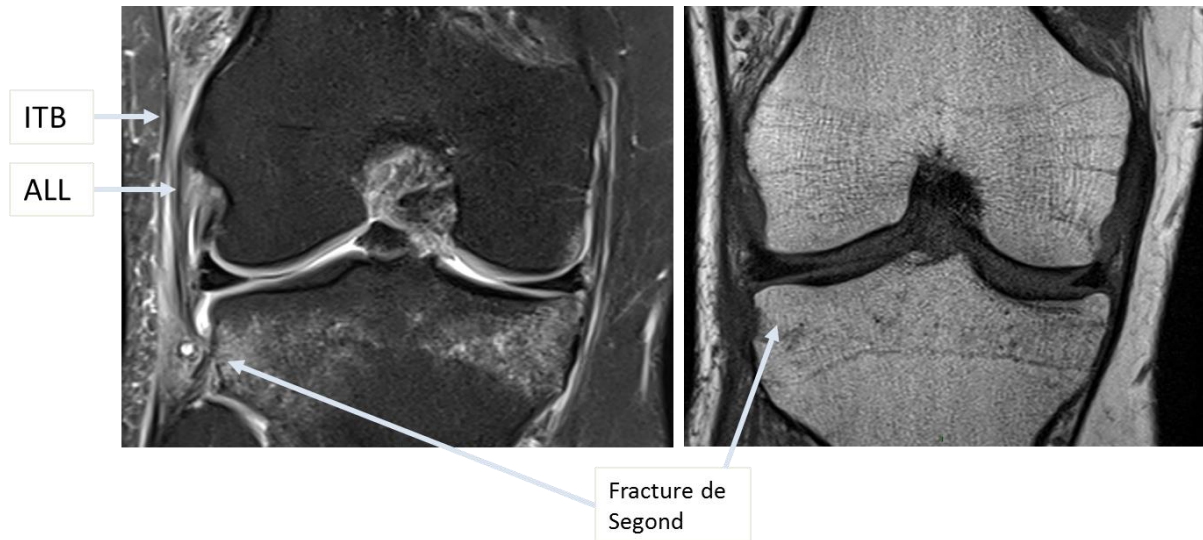


Figure 3. Exemple de fracture de Segond visualisée à l'IRM. La fracture de Segond correspond à la désinsertion de l'enthèse tibiale du ligament antérolatéral (ALL)
Séquences T2 FAT SAT à gauche et T1 à droite

Protocole d'échographie

Pour tous les patients, une échographie était réalisée par un radiologue sénior, différent de celui qui a fait l'IRM. Cet examen a donc été fait après l'IRM et le radiologue faisant l'échographie n'avait aucune connaissance des résultats de l'IRM.

L'échographe utilisé était un Toshiba Précision®. Une sonde 8T était utilisée. Le protocole utilisé a été défini préalablement afin d'être standardisé et reproductible.

Les critères d'évaluation recherchés à l'échographie étaient : visualisation du ALL (oui, non), insertion fémorale (normale, anomalie tendineuse, désinsertion osseuse), insertion tibiale (normale, anomalie tendineuse, désinsertion osseuse), trajet ligamentaire (normale, rupture).

Le patient était installé en décubitus dorsal, genou positionné à 70° de flexion, comme décrit dans la littérature [138].

1- Définition des repères cutanés

Dans un premier temps, les repères cutanés nécessaires au positionnement de la sonde étaient définis (**Figure 4**). Après palpation, les repères osseux d'intérêt étaient marqués : l'épicondyle fémoral latéral, le tubercule de Gerdy et la tête de la fibula. Ensuite, en accord avec nos travaux anatomiques préalables, le trajet du ALL était défini et marqué afin de pouvoir positionner la sonde sur cette ligne, avec la bonne obliquité. L'insertion fémorale était postérieure et légèrement proximale à l'épicondyle fémoral latéral. L'insertion tibiale était située au centre d'une ligne reliant la tête de la fibula au tubercule de Gerdy.

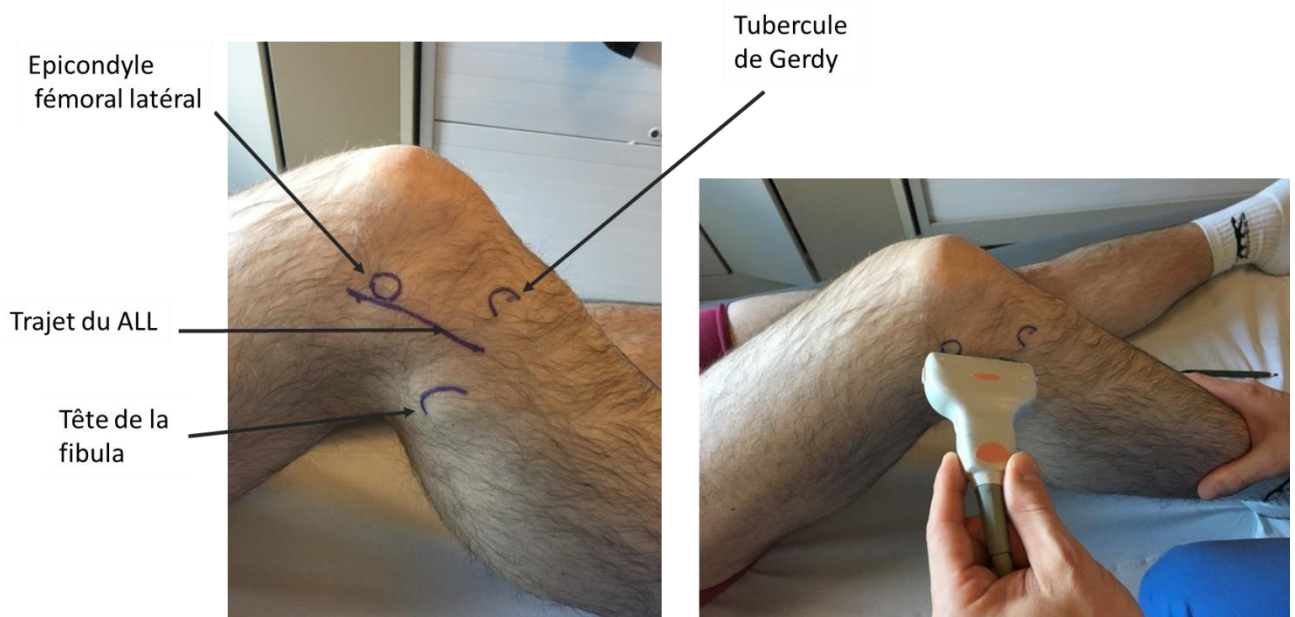


Figure 4. Définition des repères osseux et du trajet du ligament antérolatéral (ALL), nécessaires au bon positionnement de la sonde.

2- Définition des repères échographiques

Une sonde 8T était positionnée dans la même obliquité que le ALL (**Figure 4**).

Avant d'identifier le ALL, il était indispensable de repérer la face latérale de l'extrémité inférieure du fémur avec la fossette du tendon poplité, la face antérolatérale de l'extrémité supérieure du tibia, la bandelette iliotibiale (ITB), l'interligne articulaire avec le ménisque latéral (**Figure 5**).

Ensuite l'artère géniculée latéro-inferieure (LIGA) était identifiée, grâce au mode doppler (**Figure 6**). L'identification de cette structure était indispensable car elle entretenait un rapport étroit avec la face profonde du ALL [4,138].

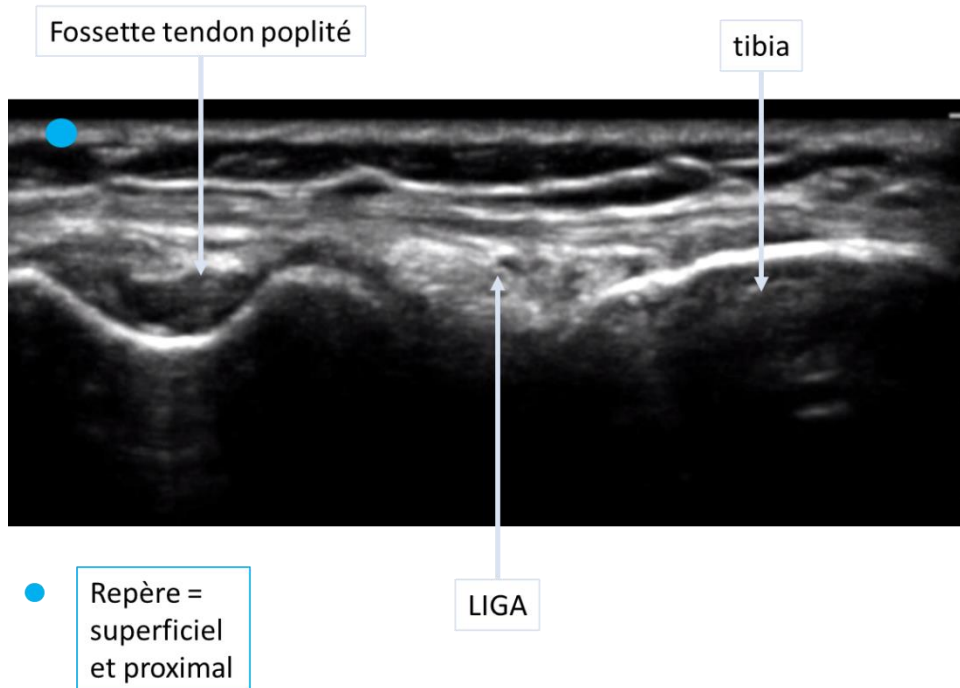


Figure 5. Définition des repères échographiques : la face latérale de l'extrémité inférieure du fémur avec la fossette du tendon poplité, la face antérolatérale de l'extrémité supérieure du tibia, l'interligne articulaire avec le ménisque latéral et l'artère géniculée latéro-inferieure (LIGA)

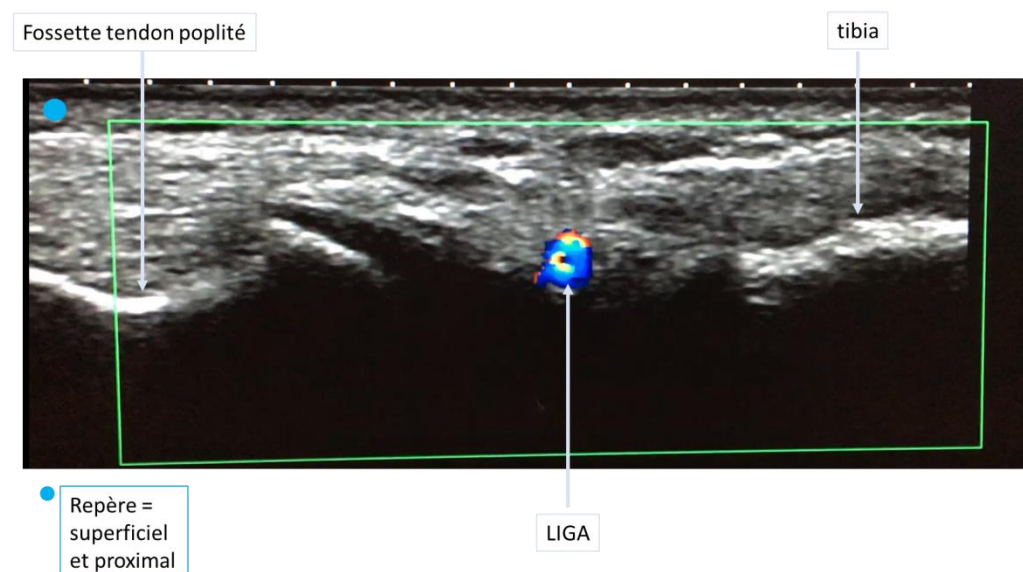


Figure 6. Identification de l'artère géniculée latéro-inferieure (LIGA) à l'aide du mode doppler.

3- Visualisation du ALL

Enfin, la sonde était légèrement décalée en postérieur en conservant son obliquité afin de trouver le plan anatomique du ALL. Afin d'identifier le ALL, une rotation interne passive était effectuée afin de le mettre en tension. Cela permettait de différencier le ALL de l'ITB (**Figure 7**). L'ITB était plus superficielle, horizontale, et variant peu avec la rotation interne. Le ALL était plus profond, arciforme avec une insertion tibiale plus large et son épaisseur était directement corrélée à la rotation interne appliquée.

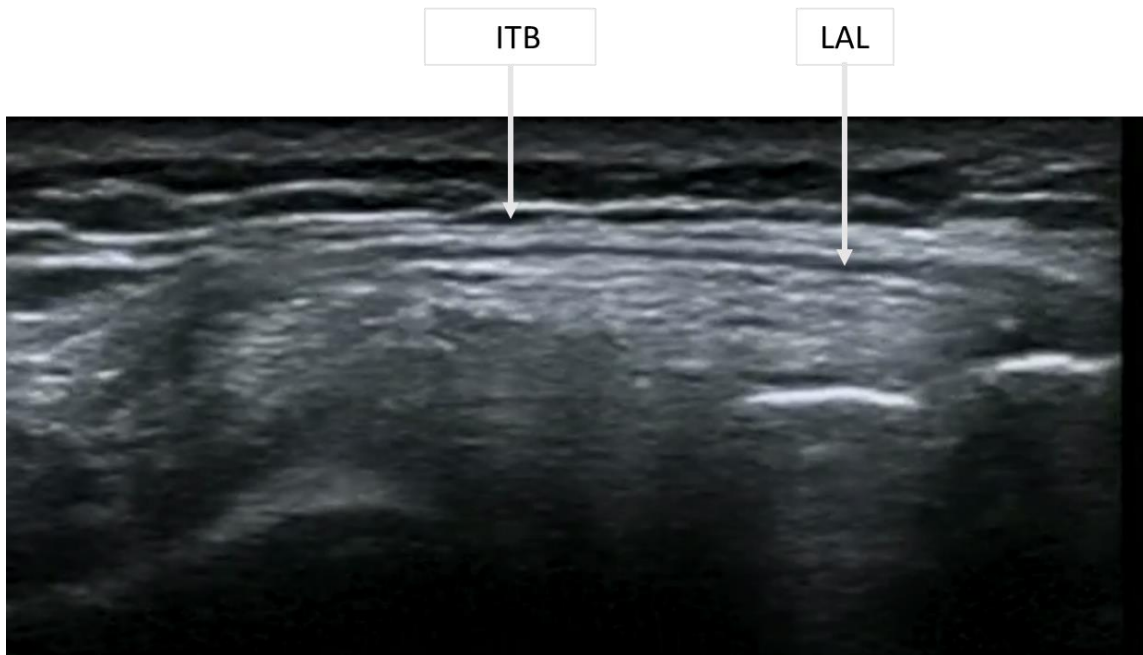


Figure 7. Identification de la bandelette iliotibiale (ITB) et du ligament antérolatéral (ALL).

4- Rupture et désinsertion du ALL

Une fois le ALL identifié, des signes de ruptures ou de désinsertion étaient recherchés.

La lésion ligamentaire corporelle correspondait à une perte de continuité. Elle était principalement mise en évidence lors d'une analyse dynamique du trajet ligamentaire (variation de la rotation du genou) (**Figure 8**).

La désinsertion de l'entéropathie correspondait à un décroché cortical au niveau de l'insertion fémorale ou tibiale (**Figure 9**). Comme expliqué précédemment, le ALL serait lésé chez 63% des patients avec une rupture du ACL et dans 50% des cas cette lésion correspondrait à une désinsertion de ses enthèses [139]. La sensibilité de l'échographie, notamment pour dépister les fractures de Segond ou équivalent est donc très largement supérieure à celle de la radiographie ou de l'IRM.

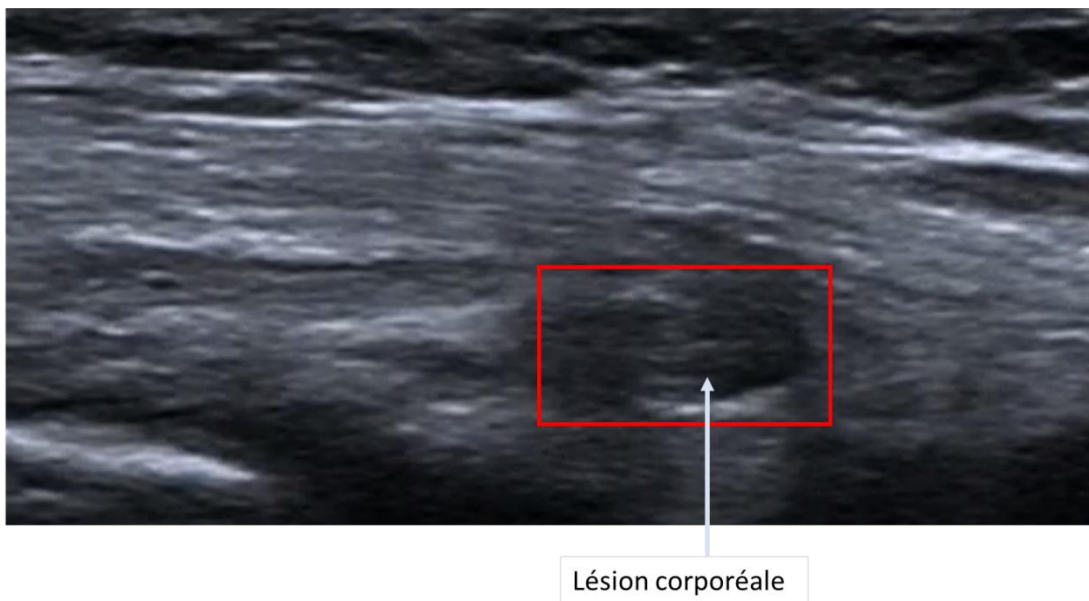


Figure 8. Exemple de lésion ligamentaire corporelle du ligament antérolatéral (ALL).

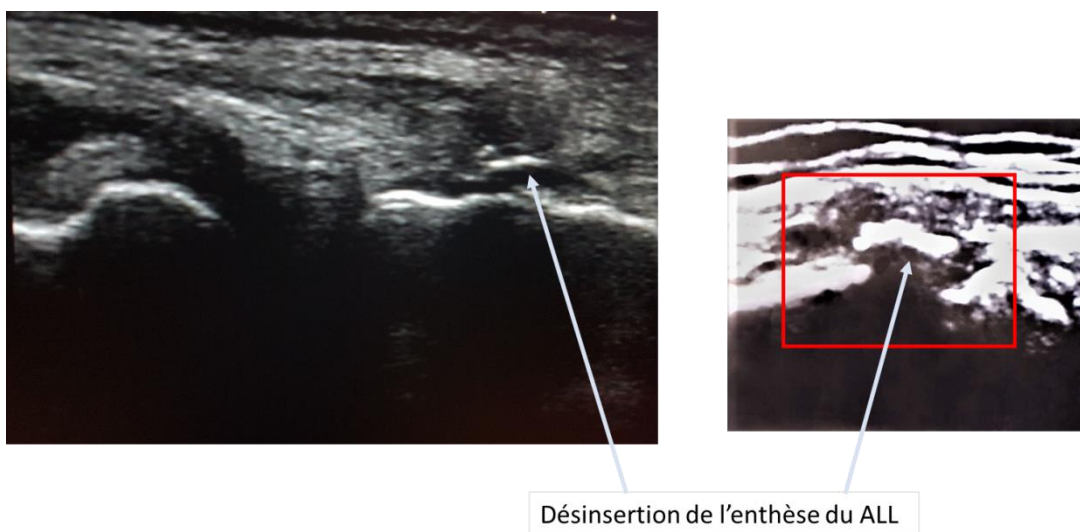


Figure 9. Exemples de désinsertion du ligament antérolatéral (ALL) au niveau de son enthèse tibiale (équivalent de fracture de Segond infraradiologique)

POINTS CLES DU CHAPITRE 4 « DIAGNOSTIC D'UNE RUPTURE DU ALL »

<p>4.1 Profil laximétrique du ligament antérolatéral au GnRB</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Après rupture du ALL : augmentation significative de la translation tibiale antérieure de 0.9 mm par rapport à un genou ACL déficient • Différence trop faible pour valider en pratique courante l'utilisation d'un laximètre dans le diagnostic de rupture du ALL
<p>4.2 Utilisation d'un accéléromètre triaxial dans le diagnostic d'une rupture du ligament antérolatéral</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Mesure et quantifie des variations : <ul style="list-style-type: none"> - de la translation tibiale antérieure - test du pivot shift (accélération du plateau tibial latéral) • Excellente reproductibilité intra et inter-opérateur • Paramètre de translation tibiale antérieure <ul style="list-style-type: none"> - différence observée trop faible (ordre du mm) - pas d'utilité diagnostique • Paramètre du pivot shift <ul style="list-style-type: none"> - pertinence diagnostique pour dépister une lésion du ALL - utilisation en pratique courante à valider par des études cliniques
<p>4.3 Imagerie du ligament antérolatéral : comparaison de l'IRM et de l'échographie</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Etude prospective en cours : résultats non disponibles • Résultats préliminaires • IRM : <ul style="list-style-type: none"> - ALL difficile à visualiser sur toute sa longueur - nécessite coupes spécifiques, IRM 3T préférable • Echographie : <ul style="list-style-type: none"> - ALL plus facile à visualiser sur toute sa longueur - observateur-dépendant, avec importante variabilité - nécessité de définir des repères échographiques simple pour augmenter la reproductibilité - Désinsertion enthèse > rupture ligamentaire

5. REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.

- [1] Hughston JC, Andrews JR, Cross MJ, Moschi A. Classification of knee ligament instabilities. Part I. The medial compartment and cruciate ligaments. *J Bone Joint Surg Am* 1976;58:159–72.
- [2] Seebacher JR, Inglis AE, Marshall JL, Warren RF. The structure of the posterolateral aspect of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 1982;64:536–41.
- [3] LaPrade RF, Gilbert TJ, Bollom TS, Wentorf F, Chaljub G. The magnetic resonance imaging appearance of individual structures of the posterolateral knee. A prospective study of normal knees and knees with surgically verified grade III injuries. *Am J Sports Med* 2000;28:191–9. doi:10.1177/03635465000280020901.
- [4] Claes S, Vereecke E, Maes M, Victor J, Verdonk P, Bellemans J. Anatomy of the anterolateral ligament of the knee. *J Anat* 2013;223:321–8. doi:10.1111/joa.12087.
- [5] Vincent J-P, Magnussen RA, Gezmez F, Uguen A, Jacobi M, Weppe F, et al. The anterolateral ligament of the human knee: an anatomic and histologic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2012;20:147–52. doi:10.1007/s00167-011-1580-3.
- [6] Macchi V, Porzionato A, Morra A, Stecco C, Tortorella C, Menegolo M, et al. The anterolateral ligament of the knee: a radiologic and histotopographic study. *Surg Radiol Anat SRA* 2016;38:341–8. doi:10.1007/s00276-015-1566-9.
- [7] Sonnery-Cottet B, Saithna A, Helito C, Daggett M, Thauat M. Regarding “Anterolateral Ligament of the Knee, Fact or Fiction?” *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc* 2016;32:1740–1. doi:10.1016/j.arthro.2016.07.001.
- [8] Kraeutler MJ, Welton KL, Chahla J, LaPrade RF, McCarty EC. Current Concepts of the Anterolateral Ligament of the Knee: Anatomy, Biomechanics, and Reconstruction. *Am J Sports Med* 2017;363546517701920. doi:10.1177/0363546517701920.
- [9] Runer A, Birkmaier S, Pamminger M, Reider S, Herbst E, Künzel K-H, et al. The anterolateral ligament of the knee: A dissection study. *The Knee* 2016;23:8–12. doi:10.1016/j.knee.2015.09.014.
- [10] Helito CP, Demange MK, Bonadio MB, Tírico LEP, Gobbi RG, Pécora JR, et al. Anatomy and Histology of the Knee Anterolateral Ligament. *Orthop J Sports Med* 2013;1:2325967113513546. doi:10.1177/2325967113513546.
- [11] Daggett M, Ockuly AC, Cullen M, Busch K, Lutz C, Imbert P, et al. Femoral Origin of the Anterolateral Ligament: An Anatomic Analysis. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc* 2016;32:835–41. doi:10.1016/j.arthro.2015.10.006.
- [12] Parker M, Smith HF. Anatomical variation in the anterolateral ligament of the knee and a new dissection technique for embalmed cadaveric specimens. *Anat Sci Int* 2016. doi:10.1007/s12565-016-0386-2.
- [13] James EW, LaPrade CM, LaPrade RF. Anatomy and biomechanics of the lateral side of the knee and surgical implications. *Sports Med Arthrosc Rev* 2015;23:2–9. doi:10.1097/JSA.0000000000000040.

- [14] Sanchez AR, Sugalski MT, LaPrade RF. Anatomy and biomechanics of the lateral side of the knee. *Sports Med Arthrosc Rev* 2006;14:2–11.
- [15] LaPrade RF, Bollom TS, Wentorf FA, Wills NJ, Meister K. Mechanical properties of the posterolateral structures of the knee. *Am J Sports Med* 2005;33:1386–91. doi:10.1177/0363546504274143.
- [16] Dodds AL, Halewood C, Gupte CM, Williams A, Amis AA. The anterolateral ligament: Anatomy, length changes and association with the Segond fracture. *Bone Jt J* 2014;96–B:325–31. doi:10.1302/0301-620X.96B3.33033.
- [17] Lutz C, Sonnery-Cottet B, Niglis L, Freychet B, Clavert P, Imbert P. Behavior of the anterolateral structures of the knee during internal rotation. *Orthop Traumatol Surg Res OTSR* 2015;101:523–8. doi:10.1016/j.otsr.2015.04.007.
- [18] Roessler PP, Schüttler KF, Stein T, Gravius S, Heyse TJ, Prescher A, et al. Anatomic dissection of the anterolateral ligament (ALL) in paired fresh-frozen cadaveric knee joints. *Arch Orthop Trauma Surg* 2017;137:249–55. doi:10.1007/s00402-016-2617-3.
- [19] Claes S, Luyckx T, Vereecke E, Bellemans J. The Segond fracture: a bony injury of the anterolateral ligament of the knee. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc* 2014;30:1475–82. doi:10.1016/j.arthro.2014.05.039.
- [20] Stijak L, Bumbaširević M, Radonjić V, Kadija M, Puškaš L, Milovanović D, et al. Anatomic description of the anterolateral ligament of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2014. doi:10.1007/s00167-014-3422-6.
- [21] Helito CP, Bonadio MB, Soares TQ, da Mota E Albuquerque RF, Natalino RJM, Pécora JR, et al. The meniscal insertion of the knee anterolateral ligament. *Surg Radiol Anat SRA* 2016;38:223–8. doi:10.1007/s00276-015-1533-5.
- [22] Brockmeyer M, Höfer D, Schäfer K, Seil R, Becker K, Paulsen F, et al. The anterolateral ligament (ALL) of the knee-Part of the iliotibial tract or a truly separate structure? *Ann Anat Anat Anz Off Organ Anat Ges* 2017;212:1–3. doi:10.1016/j.aanat.2017.02.010.
- [23] Herbst E, Albers M, Burnham JM, Shaikh HS, Naendrup J-H, Fu FH, et al. The anterolateral complex of the knee: a pictorial essay. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2017. doi:10.1007/s00167-017-4449-2.
- [24] Helito CP, do Amaral C, Nakamichi Y da C, Gobbi RG, Bonadio MB, Natalino RJM, et al. Why Do Authors Differ With Regard to the Femoral and Meniscal Anatomic Parameters of the Knee Anterolateral Ligament?: Dissection by Layers and a Description of Its Superficial and Deep Layers. *Orthop J Sports Med* 2016;4:2325967116675604. doi:10.1177/2325967116675604.
- [25] Catherine S, Litchfield R, Johnson M, Chronik B, Getgood A. A cadaveric study of the anterolateral ligament: re-introducing the lateral capsular ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2015;23:3186–95. doi:10.1007/s00167-014-3117-z.
- [26] Rezanoff AJ, Catherine S, Spencer L, Tran MN, Litchfield RB, Getgood AM. Radiographic landmarks for surgical reconstruction of the anterolateral ligament of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2015;23:3196–201. doi:10.1007/s00167-014-3126-y.

- [27] Kosy JD, Soni A, Venkatesh R, Mandalia VI. The anterolateral ligament of the knee: unwrapping the enigma. Anatomical study and comparison to previous reports. *J Orthop Traumatol Off J Ital Soc Orthop Traumatol* 2016;17:303–8. doi:10.1007/s10195-016-0392-0.
- [28] Sonnery-Cottet B, Thauinat M, Freychet B, Pupim BHB, Murphy CG, Claes S. Outcome of a Combined Anterior Cruciate Ligament and Anterolateral Ligament Reconstruction Technique With a Minimum 2-Year Follow-up. *Am J Sports Med* 2015;43:1598–605. doi:10.1177/0363546515571571.
- [29] Neri T, Palpacuer F, Testa R, Bergandi F, Boyer B, Farizon F, et al. The anterolateral ligament: Anatomic implications for its reconstruction. *The Knee* 2017. doi:10.1016/j.knee.2017.07.001.
- [30] Chahla J, Menge TJ, Mitchell JJ, Dean CS, LaPrade RF. Anterolateral Ligament Reconstruction Technique: An Anatomic-Based Approach. *Arthrosc Tech* 2016;5:e453-457. doi:10.1016/j.eats.2016.01.032.
- [31] Ferreira M de C, Zidan FF, Miduati FB, Fortuna CC, Mizutani BM, Abdalla RJ. Reconstruction of anterior cruciate ligament and anterolateral ligament using interlinked hamstrings - technical note. *Rev Bras Ortop* 2016;51:466–70. doi:10.1016/j.rboe.2015.08.021.
- [32] Helito CP, Bonadio MB, Gobbi RG, da Mota E Albuquerque RF, Pécora JR, Camanho GL, et al. Combined Intra- and Extra-articular Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament: The Reconstruction of the Knee Anterolateral Ligament. *Arthrosc Tech* 2015;4:e239-244. doi:10.1016/j.eats.2015.02.006.
- [33] Smith PA, Bley JA. Minimally Invasive Anterolateral Ligament Reconstruction of the Knee. *Arthrosc Tech* 2016;5:e1449–55. doi:10.1016/j.eats.2016.08.017.
- [34] DePhillipo NN, Cinque ME, Chahla J, Geeslin AG, LaPrade RF. Anterolateral Ligament Reconstruction Techniques, Biomechanics, and Clinical Outcomes: A Systematic Review. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc* 2017. doi:10.1016/j.arthro.2017.03.009.
- [35] Kraeutler MJ, Welton KL, Chahla J, LaPrade RF, McCarty EC. Current Concepts of the Anterolateral Ligament of the Knee: Anatomy, Biomechanics, and Reconstruction. *Am J Sports Med* 2017;363546517701920. doi:10.1177/0363546517701920.
- [36] Vieira ELC, Vieira EA, da Silva RT, Berlfein PA dos S, Abdalla RJ, Cohen M. An anatomic study of the iliotibial tract. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc* 2007;23:269–74. doi:10.1016/j.arthro.2006.11.019.
- [37] Helito CP, Demange MK, Bonadio MB, Tírico LEP, Gobbi RG, Pécora JR, et al. Anatomy and Histology of the Knee Anterolateral Ligament. *Orthop J Sports Med* 2013;1:2325967113513546. doi:10.1177/2325967113513546.
- [38] Helito CP, Helito PVP, Bonadio MB, da Mota E Albuquerque RF, Bordalo-Rodrigues M, Pecora JR, et al. Evaluation of the Length and Isometric Pattern of the Anterolateral Ligament With Serial Computer Tomography. *Orthop J Sports Med* 2014;2:2325967114562205. doi:10.1177/2325967114562205.
- [39] Kernkamp WA, Van de Velde SK, Hosseini A, Tsai T-Y, Li J-S, van Arkel ERA, et al. In Vivo Anterolateral Ligament Length Change in the Healthy Knee During Functional Activities-A Combined Magnetic Resonance and Dual Fluoroscopic Imaging Analysis. *Arthrosc J Arthrosc*

- Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc 2016.
doi:10.1016/j.arthro.2016.07.008.
- [40] Imbert P, Lutz C, Daggett M, Niglis L, Freychet B, Dalmay F, et al. Isometric Characteristics of the Anterolateral Ligament of the Knee: A Cadaveric Navigation Study. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc* 2016;32:2017–24. doi:10.1016/j.arthro.2016.02.007.
- [41] Schon JM, Moatshe G, Brady AW, Serra Cruz R, Chahla J, Dornan GJ, et al. Anatomic Anterolateral Ligament Reconstruction of the Knee Leads to Overconstraint at Any Fixation Angle. *Am J Sports Med* 2016;44:2546–56. doi:10.1177/0363546516652607.
- [42] Daggett M, Helito C, Cullen M, Ockuly A, Busch K, Granite J, et al. The Anterolateral Ligament: An Anatomic Study on Sex-Based Differences. *Orthop J Sports Med* 2017;5:2325967116689387. doi:10.1177/2325967116689387.
- [43] Kittl C, Halewood C, Stephen JM, Gupte CM, Weiler A, Williams A, et al. Length change patterns in the lateral extra-articular structures of the knee and related reconstructions. *Am J Sports Med* 2015;43:354–62. doi:10.1177/0363546514560993.
- [44] Wieser K, Fürnstahl P, Carrillo F, Fucentese SF, Vlachopoulos L. Assessment of the Isometry of the Anterolateral Ligament in a 3-Dimensional Weight-Bearing Computed Tomography Simulation. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc* 2017. doi:10.1016/j.arthro.2016.11.005.
- [45] Helito CP, Torres JA do P, Bonadio MB, Aragão JA, de Oliveira LN, Natalino RJM, et al. Anterolateral Ligament of the Fetal Knee: An Anatomic and Histological Study. *Am J Sports Med* 2016. doi:10.1177/0363546516664888.
- [46] Thomas N, Fabien P, Rodolphe T, Florian B, Bertrand B, Frederic F, et al. The anterolateral ligament: Anatomic implications for its reconstruction. *The Knee* 2017. doi:10.1016/j.knee.2017.07.001.
- [47] Campos JC, Chung CB, Lektrakul N, Pedowitz R, Trudell D, Yu J, et al. Pathogenesis of the Segond fracture: anatomic and MR imaging evidence of an iliotibial tract or anterior oblique band avulsion. *Radiology* 2001;219:381–6. doi:10.1148/radiology.219.2.r01ma23381.
- [48] Zens M, Feucht MJ, Ruhhammer J, Bernstein A, Mayr HO, Südkamp NP, et al. Mechanical tensile properties of the anterolateral ligament. *J Exp Orthop* 2015;2. doi:10.1186/s40634-015-0023-3.
- [49] Parsons EM, Gee AO, Spiekerman C, Cavanagh PR. The biomechanical function of the anterolateral ligament of the knee. *Am J Sports Med* 2015;43:669–74. doi:10.1177/0363546514562751.
- [50] Helito CP, Bonadio MB, Rozas JS, Wey JMP, Pereira CAM, Cardoso TP, et al. Biomechanical study of strength and stiffness of the knee anterolateral ligament. *BMC Musculoskelet Disord* 2016;17:193. doi:10.1186/s12891-016-1052-5.
- [51] Amis AA. Anterolateral knee biomechanics. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2017;25:1015–23. doi:10.1007/s00167-017-4494-x.

- [52] Zens M, Niemeyer P, Ruhhammer J, Bernstein A, Woias P, Mayr HO, et al. Length Changes of the Anterolateral Ligament During Passive Knee Motion: A Human Cadaveric Study. *Am J Sports Med* 2015;43:2545–52. doi:10.1177/0363546515594373.
- [53] Drews BH, Kessler O, Franz W, Dürselen L, Freutel M. Function and strain of the anterolateral ligament part I: biomechanical analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2017. doi:10.1007/s00167-017-4472-3.
- [54] Helito CP, Helito PVP, Costa HP, Bordalo-Rodrigues M, Pecora JR, Camanho GL, et al. MRI evaluation of the anterolateral ligament of the knee: assessment in routine 1.5-T scans. *Skeletal Radiol* 2014;43:1421–7. doi:10.1007/s00256-014-1966-7.
- [55] Van de Velde SK, Kernkamp WA, Hosseini A, LaPrade RF, van Arkel ER, Li G. In Vivo Length Changes of the Anterolateral Ligament and Related Extra-articular Reconstructions. *Am J Sports Med* 2016;44:2557–62. doi:10.1177/0363546516651431.
- [56] Uğur L. Comparison of reaction forces on the anterior cruciate and anterolateral ligaments during internal rotation and anterior drawer forces at different flexion angles of the knee joint. *Int J Med Robot Comput Assist Surg MRCAS* 2017. doi:10.1002/rcs.1815.
- [57] Bonanzinga T, Signorelli C, Grassi A, Lopomo N, Bragonzoni L, Zaffagnini S, et al. Kinematics of ACL and anterolateral ligament. Part I: Combined lesion. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2016. doi:10.1007/s00167-016-4259-y.
- [58] Kaplan EB. The iliotibial tract; clinical and morphological significance. *J Bone Joint Surg Am* 1958;40–A:817–32.
- [59] Gamage SSHU, Lasenby J. New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation. *J Biomech* 2002;35:87–93.
- [60] Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng* 1983;105:136–44.
- [61] Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. *International Society of Biomechanics. J Biomech* 2002;35:543–8.
- [62] Li G, DeFrate LE, Rubash HE, Gill TJ. In vivo kinematics of the ACL during weight-bearing knee flexion. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc* 2005;23:340–4. doi:10.1016/j.orthres.2004.08.006.
- [63] Fujimaki Y, Thorhauer E, Sasaki Y, Smolinski P, Tashman S, Fu FH. Quantitative In Situ Analysis of the Anterior Cruciate Ligament: Length, Midsubstance Cross-sectional Area, and Insertion Site Areas. *Am J Sports Med* 2016;44:118–25. doi:10.1177/0363546515611641.
- [64] Rahnemai-Azar AA, Miller RM, Guenther D, Fu FH, Lesniak BP, Musahl V, et al. Structural Properties of the Anterolateral Capsule and Iliotibial Band of the Knee. *Am J Sports Med* 2016;44:892–7. doi:10.1177/0363546515623500.
- [65] Güler Ö, Perwög M, Kral F, Schwarm F, Bárdosi ZR, Göbel G, et al. Quantitative error analysis for computer assisted navigation: a feasibility study. *Med Phys* 2013;40:021910. doi:10.1118/1.4773871.

- [66] Noyes FR, Huser LE, Levy MS. Rotational Knee Instability in ACL-Deficient Knees: Role of the Anterolateral Ligament and Iliotibial Band as Defined by Tibiofemoral Compartment Translations and Rotations. *J Bone Joint Surg Am* 2017;99:305–14. doi:10.2106/JBJS.16.00199.
- [67] Cartner JL, Hartsell ZM, Ricci WM, Tornetta P. Can we trust ex vivo mechanical testing of fresh--frozen cadaveric specimens? The effect of postfreezing delays. *J Orthop Trauma* 2011;25:459–61. doi:10.1097/BOT.0b013e318225b875.
- [68] Rasmussen MT, Nitri M, Williams BT, Moulton SG, Cruz RS, Dornan GJ, et al. An In Vitro Robotic Assessment of the Anterolateral Ligament, Part 1: Secondary Role of the Anterolateral Ligament in the Setting of an Anterior Cruciate Ligament Injury. *Am J Sports Med* 2016;44:585–92. doi:10.1177/0363546515618387.
- [69] Thein R, Boorman-Padgett J, Stone K, Wickiewicz TL, Imhauser CW, Pearle AD. Biomechanical Assessment of the Anterolateral Ligament of the Knee: A Secondary Restraint in Simulated Tests of the Pivot Shift and of Anterior Stability. *J Bone Joint Surg Am* 2016;98:937–43. doi:10.2106/JBJS.15.00344.
- [70] Spencer L, Burkhart TA, Tran MN, Rezansoff AJ, Deo S, Catherine S, et al. Biomechanical analysis of simulated clinical testing and reconstruction of the anterolateral ligament of the knee. *Am J Sports Med* 2015;43:2189–97. doi:10.1177/0363546515589166.
- [71] Sonnery-Cottet B, Lutz C, Daggett M, Dalmay F, Freychet B, Niglis L, et al. The Involvement of the Anterolateral Ligament in Rotational Control of the Knee. *Am J Sports Med* 2016;44:1209–14. doi:10.1177/0363546515625282.
- [72] Norwood LA, Andrews JR, Meisterling RC, Glancy GL. Acute anterolateral rotatory instability of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 1979;61:704–9.
- [73] Tanaka M, Vyas D, Moloney G, Bedi A, Pearle AD, Musahl V. What does it take to have a high-grade pivot shift? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2012;20:737–42. doi:10.1007/s00167-011-1866-5.
- [74] Saiegh YA, Suero EM, Guenther D, Hawi N, Decker S, Krettek C, et al. Sectioning the anterolateral ligament did not increase tibiofemoral translation or rotation in an ACL-deficient cadaveric model. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2017;25:1086–92. doi:10.1007/s00167-015-3787-1.
- [75] Sonnery-Cottet B, Daggett M, Fayard J-M, Ferretti A, Helito CP, Lind M, et al. Anterolateral Ligament Expert Group consensus paper on the management of internal rotation and instability of the anterior cruciate ligament - deficient knee. *J Orthop Traumatol Off J Ital Soc Orthop Traumatol* 2017. doi:10.1007/s10195-017-0449-8.
- [76] Kittl C, El-Daou H, Athwal KK, Gupte CM, Weiler A, Williams A, et al. The Role of the Anterolateral Structures and the ACL in Controlling Laxity of the Intact and ACL-Deficient Knee. *Am J Sports Med* 2016;44:345–54. doi:10.1177/0363546515614312.
- [77] Sonnery-Cottet B, Barbosa NC, Vieira TD, Saithna A. Clinical outcomes of extra-articular tenodesis/anterolateral reconstruction in the ACL injured knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2017. doi:10.1007/s00167-017-4596-5.

- [78] Sonnery-Cottet B, Freychet B, Murphy CG, Pupim BHB, Thaunat M. Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Preservation: The Single-Anteromedial Bundle Biological Augmentation (SAMBBA) Technique. *Arthrosc Tech* 2014;3:e689-693. doi:10.1016/j.eats.2014.08.007.
- [79] Getgood A, Spalding T. The evolution of anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Open Orthop J* 2012;6:287–94. doi:10.2174/1874325001206010287.
- [80] Chambat P, Guier C, Sonnery-Cottet B, Fayard J-M, Thaunat M. The evolution of ACL reconstruction over the last fifty years. *Int Orthop* 2013;37:181–6. doi:10.1007/s00264-012-1759-3.
- [81] Fu FH, Karlsson J. A long journey to be anatomic. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2010;18:1151–3. doi:10.1007/s00167-010-1222-1.
- [82] Strickler FP. A SATISFACTORY METHOD OF REPAIRING CRUCIAL LIGAMENTS. *Ann Surg* 1937;105:912–6.
- [83] Lemaire M, Combelles F. [Plastic repair with fascia lata for old tears of the anterior cruciate ligament (author's transl)]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1980;66:523–5.
- [84] Ireland J, Trickey EL. Macintosh tenodesis for anterolateral instability of the knee. *J Bone Joint Surg Br* 1980;62:340–5.
- [85] Duthon VB, Magnussen RA, Servien E, Neyret P. ACL reconstruction and extra-articular tenodesis. *Clin Sports Med* 2013;32:141–53. doi:10.1016/j.csm.2012.08.013.
- [86] Lyman S, Koulouvaris P, Sherman S, Do H, Mandl LA, Marx RG. Epidemiology of anterior cruciate ligament reconstruction: trends, readmissions, and subsequent knee surgery. *J Bone Joint Surg Am* 2009;91:2321–8. doi:10.2106/JBJS.H.00539.
- [87] Leys T, Salmon L, Waller A, Linklater J, Pinczewski L. Clinical results and risk factors for reinjury 15 years after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective study of hamstring and patellar tendon grafts. *Am J Sports Med* 2012;40:595–605. doi:10.1177/0363546511430375.
- [88] Lie DTT, Bull AMJ, Amis AA. Persistence of the mini pivot shift after anatomically placed anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop* 2007;457:203–9. doi:10.1097/BLO.0b013e3180314b01.
- [89] Kocher MS, Steadman JR, Briggs K, Zurakowski D, Sterett WI, Hawkins RJ. Determinants of patient satisfaction with outcome after anterior cruciate ligament reconstruction. *J Bone Joint Surg Am* 2002;84-A:1560–72.
- [90] Yasuda K, Kondo E, Ichiyama H, Kitamura N, Tanabe Y, Tohyama H, et al. Anatomic reconstruction of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament using hamstring tendon grafts. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc* 2004;20:1015–25. doi:10.1016/j.arthro.2004.08.010.
- [91] Zantop T, Herbort M, Raschke MJ, Fu FH, Petersen W. The role of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament in anterior tibial translation and internal rotation. *Am J Sports Med* 2007;35:223–7. doi:10.1177/0363546506294571.

- [92] Markolf KL, Park S, Jackson SR, McAllister DR. Anterior-posterior and rotatory stability of single and double-bundle anterior cruciate ligament reconstructions. *J Bone Joint Surg Am* 2009;91:107–18. doi:10.2106/JBJS.G.01215.
- [93] Georgoulis AD, Ristanis S, Chouliaras V, Moraiti C, Stergiou N. Tibial rotation is not restored after ACL reconstruction with a hamstring graft. *Clin Orthop* 2007;454:89–94. doi:10.1097/BLO.0b013e31802b4a0a.
- [94] Petersen W, Tretow H, Weimann A, Herbort M, Fu FH, Raschke M, et al. Biomechanical evaluation of two techniques for double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: one tibial tunnel versus two tibial tunnels. *Am J Sports Med* 2007;35:228–34. doi:10.1177/0363546506294468.
- [95] Woo SL-Y, Kanamori A, Zeminski J, Yagi M, Papageorgiou C, Fu FH. The effectiveness of reconstruction of the anterior cruciate ligament with hamstrings and patellar tendon . A cadaveric study comparing anterior tibial and rotational loads. *J Bone Joint Surg Am* 2002;84–A:907–14.
- [96] Yagi M, Wong EK, Kanamori A, Debski RE, Fu FH, Woo SL-Y. Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2002;30:660–6. doi:10.1177/03635465020300050501.
- [97] Saragaglia D, Pison A, Refaie R. Lateral tenodesis combined with anterior cruciate ligament reconstruction using a unique semitendinosus and gracilis transplant. *Int Orthop* 2013;37:1575–81. doi:10.1007/s00264-013-1957-7.
- [98] Christel P, Djian P. [Anterio-lateral extra-articular tenodesis of the knee using a short strip of fascia lata]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2002;88:508–13.
- [99] Inderhaug E, Stephen JM, Williams A, Amis AA. Biomechanical Comparison of Anterolateral Procedures Combined With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med* 2017;45:347–54. doi:10.1177/0363546516681555.
- [100] Engebretsen L, Lew WD, Lewis JL, Hunter RE. The effect of an iliotibial tenodesis on intraarticular graft forces and knee joint motion. *Am J Sports Med* 1990;18:169–76. doi:10.1177/036354659001800210.
- [101] Rezende FC, de Moraes VY, Martimbianco ALC, Luzo MV, da Silveira Franciozi CE, Belloti JC. Does Combined Intra- and Extraarticular ACL Reconstruction Improve Function and Stability? A Meta-analysis. *Clin Orthop* 2015;473:2609–18. doi:10.1007/s11999-015-4285-y.
- [102] Inderhaug E, Stephen JM, El-Daou H, Williams A, Amis AA. The Effects of Anterolateral Tenodesis on Tibiofemoral Contact Pressures and Kinematics. *Am J Sports Med* 2017:363546517717260. doi:10.1177/0363546517717260.
- [103] Thauinat M, Clowez G, Saithna A, Cavalier M, Choudja E, Vieira TD, et al. Reoperation Rates After Combined Anterior Cruciate Ligament and Anterolateral Ligament Reconstruction: A Series of 548 Patients From the SANTI Study Group With a Minimum Follow-up of 2 Years. *Am J Sports Med* 2017:363546517708982. doi:10.1177/0363546517708982.
- [104] Hettrich CM, Dunn WR, Reinke EK, MOON Group, Spindler KP. The rate of subsequent surgery and predictors after anterior cruciate ligament reconstruction: two- and 6-year follow-up

results from a multicenter cohort. *Am J Sports Med* 2013;41:1534–40. doi:10.1177/0363546513490277.

- [105] Kartus J, Magnusson L, Stener S, Brandsson S, Eriksson BI, Karlsson J. Complications following arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. A 2-5-year follow-up of 604 patients with special emphasis on anterior knee pain. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 1999;7:2–8. doi:10.1007/s001670050112.
- [106] Barrett GR, Richardson KJ. The effect of added extra-articular procedure on results of ACL reconstruction. *Am J Knee Surg* 1995;8:1–6.
- [107] Dandy DJ, Gray AJ. Anterior cruciate ligament reconstruction with the Leeds-Keio prosthesis plus extra-articular tenodesis. Results after six years. *J Bone Joint Surg Br* 1994;76:193–7.
- [108] Giraud B, Besse J-L, Cladière F, Ecochard R, Moyen B, Lerat J-L. [Intra-articular reconstruction of the anterior cruciate ligament with and without extra-articular supplementation by quadriceps tendon plasty: seven-year follow-up]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2006;92:788–97.
- [109] Kanisawa I, Banks AZ, Banks SA, Moriya H, Tsuchiya A. Weight-bearing knee kinematics in subjects with two types of anterior cruciate ligament reconstructions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2003;11:16–22. doi:10.1007/s00167-002-0330-y.
- [110] Moyen BJ, Jenny JY, Mandrino AH, Lerat JL. Comparison of reconstruction of the anterior cruciate ligament with and without a Kennedy ligament-augmentation device. A randomized, prospective study. *J Bone Joint Surg Am* 1992;74:1313–9.
- [111] O'Brien SJ, Warren RF, Wickiewicz TL, Rawlins BA, Allen AA, Panariello R, et al. The iliotibial band lateral sling procedure and its effect on the results of anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1991;19:21-24; discussion 24-25. doi:10.1177/036354659101900104.
- [112] Roth JH, Kennedy JC, Lockstadt H, McCallum CL, Cunning LA. Intra-articular reconstruction of the anterior cruciate ligament with and without extra-articular supplementation by transfer of the biceps femoris tendon. *J Bone Joint Surg Am* 1987;69:275–8.
- [113] Trichine F, Alsaati M, Chouteau J, Moyen B, Bouzitouna M, Maza R. Patellar tendon autograft reconstruction of the anterior cruciate ligament with and without lateral plasty in advanced-stage chronic laxity. A clinical, prospective, randomized, single-blind study using passive dynamic X-rays. *The Knee* 2014;21:58–65. doi:10.1016/j.knee.2013.06.001.
- [114] Zaffagnini S, Bruni D, Russo A, Takazawa Y, Lo Presti M, Giordano G, et al. ST/G ACL reconstruction: double strand plus extra-articular sling vs double bundle, randomized study at 3-year follow-up. *Scand J Med Sci Sports* 2008;18:573–81. doi:10.1111/j.1600-0838.2007.00697.x.
- [115] Engebretsen L, Lew WD, Lewis JL, Hunter RE, Benum P. Anterolateral rotatory instability of the knee. Cadaver study of extraarticular patellar-tendon transposition. *Acta Orthop Scand* 1990;61:225–30.
- [116] Draganich LF, Reider B, Ling M, Samuelson M. An in vitro study of an intraarticular and extraarticular reconstruction in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Am J Sports Med* 1990;18:262–6. doi:10.1177/036354659001800307.

- [117] Matsumoto H, Seedhom BB. Treatment of the pivot-shift intraarticular versus extraarticular or combined reconstruction procedures. A biomechanical study. *Clin Orthop* 1994;298–304.
- [118] Samuelson M, Draganich LF, Zhou X, Krumins P, Reider B. The effects of knee reconstruction on combined anterior cruciate ligament and anterolateral capsular deficiencies. *Am J Sports Med* 1996;24:492–7. doi:10.1177/036354659602400414.
- [119] Ferretti A, Monaco E, Ponzo A, Basigliani L, Iorio R, Caperna L, et al. Combined Intra-articular and Extra-articular Reconstruction in Anterior Cruciate Ligament-Deficient Knee: 25 Years Later. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc* 2016;32:2039–47. doi:10.1016/j.arthro.2016.02.006.
- [120] Noyes FR, Barber SD. The effect of an extra-articular procedure on allograft reconstructions for chronic ruptures of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* 1991;73:882–92.
- [121] Sonnery-Cottet B, Archbold P, Zayni R, Bortolletto J, Thaunat M, Prost T, et al. Prevalence of septic arthritis after anterior cruciate ligament reconstruction among professional athletes. *Am J Sports Med* 2011;39:2371–6. doi:10.1177/0363546511417567.
- [122] Strum GM, Fox JM, Ferkel RD, Dorey FH, Del Pizzo W, Friedman MJ, et al. Intraarticular versus intraarticular and extraarticular reconstruction for chronic anterior cruciate ligament instability. *Clin Orthop* 1989:188–98.
- [123] Yamaguchi S, Sasho T, Tsuchiya A, Wada Y, Moriya H. Long term results of anterior cruciate ligament reconstruction with iliotibial tract: 6-, 13-, and 24-year longitudinal follow-up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2006;14:1094–100. doi:10.1007/s00167-006-0129-3.
- [124] Bonanzinga T, Signorelli C, Grassi A, Lopomo N, Jain M, Mosca M, et al. Kinematics of ACL and anterolateral ligament. Part II: anterolateral and anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2017;25:1062–7. doi:10.1007/s00167-017-4496-8.
- [125] Wytrykowski K, Swider P, Reina N, Murgier J, Laffosse JM, Chiron P, et al. Cadaveric Study Comparing the Biomechanical Properties of Grafts Used for Knee Anterolateral Ligament Reconstruction. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc* 2016;32:2288–94. doi:10.1016/j.arthro.2016.03.004.
- [126] Sonnery-Cottet B, Daggett M, Fayard J-M, Ferretti A, Helito CP, Lind M, et al. Anterolateral Ligament Expert Group consensus paper on the management of internal rotation and instability of the anterior cruciate ligament - deficient knee. *J Orthop Traumatol Off J Ital Soc Orthop Traumatol* 2017;18:91–106. doi:10.1007/s10195-017-0449-8.
- [127] Vundelinckx B, Herman B, Getgood A, Litchfield R. Surgical Indications and Technique for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Combined with Lateral Extra-articular Tenodesis or Anterolateral Ligament Reconstruction. *Clin Sports Med* 2017;36:135–53. doi:10.1016/j.csm.2016.08.009.
- [128] Musahl V, Getgood A, Neyret P, Claes S, Burnham JM, Batailler C, et al. Contributions of the anterolateral complex and the anterolateral ligament to rotatory knee stability in the setting of ACL Injury: a roundtable discussion. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2017;25:997–1008. doi:10.1007/s00167-017-4436-7.

- [129] Bonasia DE, D'Amelio A, Pellegrino P, Rosso F, Rossi R. Anterolateral ligament of the knee: back to the future in anterior cruciate ligament reconstruction. *Orthop Rev* 2015;7. doi:10.4081/or.2015.5773.
- [130] Arilla FV, Yeung M, Bell K, Rahnama-Azar AA, Rothrauff BB, Fu FH, et al. Experimental Execution of the Simulated Pivot-Shift Test: A Systematic Review of Techniques. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc* 2015;31:2445–2454.e2. doi:10.1016/j.arthro.2015.06.027.
- [131] Hess T, Rupp S, Hopf T, Gleitz M, Liebler J. Lateral tibial avulsion fractures and disruptions to the anterior cruciate ligament. A clinical study of their incidence and correlation. *Clin Orthop* 1994;193–7.
- [132] Stallenberg B, Gevenois PA, Sintzoff SA, Matos C, Andrianne Y, Struyven J. Fracture of the posterior aspect of the lateral tibial plateau: radiographic sign of anterior cruciate ligament tear. *Radiology* 1993;187:821–5. doi:10.1148/radiology.187.3.8497638.
- [133] Dietz GW, Wilcox DM, Montgomery JB. Segond tibial condyle fracture: lateral capsular ligament avulsion. *Radiology* 1986;159:467–9. doi:10.1148/radiology.159.2.3961179.
- [134] Goldman AB, Pavlov H, Rubenstein D. The Segond fracture of the proximal tibia: a small avulsion that reflects major ligamentous damage. *AJR Am J Roentgenol* 1988;151:1163–7. doi:10.2214/ajr.151.6.1163.
- [135] Claes S, Bartholomeeusen S, Bellemans J. High prevalence of anterolateral ligament abnormalities in magnetic resonance images of anterior cruciate ligament-injured knees. *Acta Orthop Belg* 2014;80:45–9.
- [136] Taneja AK, Miranda FC, Braga CAP, Gill CM, Hartmann LGC, Santos DCB, et al. MRI features of the anterolateral ligament of the knee. *Skeletal Radiol* 2015;44:403–10. doi:10.1007/s00256-014-2052-x.
- [137] Patel KA, Chhabra A, Goodwin JA, Hartigan DE. Identification of the Anterolateral Ligament on Magnetic Resonance Imaging. *Arthrosc Tech* 2017;6:e137–41. doi:10.1016/j.eats.2016.09.015.
- [138] Cavaignac E, Wytrykowski K, Reina N, Pailhé R, Murgier J, Faruch M, et al. Ultrasonographic Identification of the Anterolateral Ligament of the Knee. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc* 2016;32:120–6. doi:10.1016/j.arthro.2015.07.015.
- [139] Faruch Bilfeld M, Cavaignac E, Wytrykowski K, Constans O, Lapègue F, Chiavassa Gandois H, et al. Anterolateral ligament injuries in knees with an anterior cruciate ligament tear: Contribution of ultrasonography and MRI. *Eur Radiol* 2017. doi:10.1007/s00330-017-4955-0.
- [140] Sonnery-Cottet B, Archbold P, Rezende FC, Neto AM, Fayard J-M, Thaunat M. Arthroscopic Identification of the Anterolateral Ligament of the Knee. *Arthrosc Tech* 2014;3:e389–92. doi:10.1016/j.eats.2014.02.009.
- [141] Jenny J-Y, Puliero B, Schockmel G, Harnoist S, Clavert P. Experimental validation of the GNRB® for measuring anterior tibial translation. *Orthop Traumatol Surg Res* 2017. doi:10.1016/j.otsr.2016.12.011.

- [142] Bouguennec N, Odri GA, Graveleau N, Colombet P. Comparative reproducibility of TELOS™ and GNRB® for instrumental measurement of anterior tibial translation in normal knees. *Orthop Traumatol Surg Res* 2015;101:301–5. doi:10.1016/j.otsr.2015.01.007.
- [143] Klouche S, Lefevre N, Cascua S, Herman S, Gerometta A, Bohu Y. Diagnostic value of the GNRB® in relation to pressure load for complete ACL tears: A prospective case-control study of 118 subjects. *Orthop Traumatol Surg Res* 2015;101:297–300. doi:10.1016/j.otsr.2015.01.008.
- [144] Robert H, Nouveau S, Gageot S, Gagnière B. A new knee arthrometer, the GNRB®: Experience in ACL complete and partial tears. *Orthop Traumatol Surg Res* 2009;95:171–6. doi:10.1016/j.otsr.2009.03.009.
- [145] Beldame J, Mouchel S, Bertiaux S, Adam J-M, Mouilhade F, Roussignol X, et al. Anterior knee laxity measurement: Comparison of passive stress radiographs Telos® and “Lerat”, and GNRB® arthrometer. *Orthop Traumatol Surg Res* 2012;98:744–50. doi:10.1016/j.otsr.2012.05.017.
- [146] Di Iorio A, Carnesecchi O, Philippot R, Farizon F. Multiscale analysis of anterior cruciate ruptures: Prospective study of 49 cases. *Orthop Traumatol Surg Res* 2014;100:751–4. doi:10.1016/j.otsr.2014.02.011.
- [147] Testa R, Chouteau J, Philippot R, Cheze L, Fessy M, Moyen B. In vitro analysis of varus-valgus laxity of the knee joint: Comparison of clinical evaluation with measurements using a reference motion analysis system. *Datareves19590318v31i5-6S195903181000093X* 2010.
- [148] Lopomo N, Zaffagnini S, Signorelli C, Bignozzi S, Giordano G, Marcheggiani Muccioli GM, et al. An original clinical methodology for non-invasive assessment of pivot-shift test. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2012;15:1323–8. doi:10.1080/10255842.2011.591788.
- [149] Nakamura K, Koga H, Sekiya I, Watanabe T, Mochizuki T, Horie M, et al. Evaluation of pivot shift phenomenon while awake and under anaesthesia by different manoeuvres using triaxial accelerometer. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2015. doi:10.1007/s00167-015-3740-3.
- [150] Lopomo N, Signorelli C, Bonanzinga T, Marcheggiani Muccioli GM, Visani A, Zaffagnini S. Quantitative assessment of pivot-shift using inertial sensors. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2012;20:713–7. doi:10.1007/s00167-011-1865-6.
- [151] Berruto M, Uboldi F, Gala L, Marelli B, Albisetti W. Is triaxial accelerometer reliable in the evaluation and grading of knee pivot-shift phenomenon? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2013;21:981–5. doi:10.1007/s00167-013-2436-9.
- [152] Musahl V, Griffith C, Irrgang JJ, Hoshino Y, Kuroda R, Lopomo N, et al. Validation of Quantitative Measures of Rotatory Knee Laxity. *Am J Sports Med* 2016;44:2393–8. doi:10.1177/0363546516650667.
- [153] Rasmussen MT, Nitri M, Williams BT, Moulton SG, Cruz RS, Dornan GJ, et al. An In Vitro Robotic Assessment of the Anterolateral Ligament, Part 1: Secondary Role of the Anterolateral Ligament in the Setting of an Anterior Cruciate Ligament Injury. *Am J Sports Med* 2016;44:585–92. doi:10.1177/0363546515618387.
- [154] Lopomo N, Zaffagnini S, Amis AA. Quantifying the pivot shift test: a systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2013;21:767–83. doi:10.1007/s00167-013-2435-x.

- [155] Bull AM, Andersen HN, Basso O, Targett J, Amis AA. Incidence and mechanism of the pivot shift. An in vitro study. *Clin Orthop* 1999;219–31.
- [156] Araujo PH, Ahlden M, Hoshino Y, Muller B, Moloney G, Fu FH, et al. Comparison of three non-invasive quantitative measurement systems for the pivot shift test. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2012;20:692–7. doi:10.1007/s00167-011-1862-9.
- [157] Ahldén M, Araujo P, Hoshino Y, Samuelsson K, Middleton KK, Nagamune K, et al. Clinical grading of the pivot shift test correlates best with tibial acceleration. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA* 2012;20:708–12. doi:10.1007/s00167-011-1863-8.
- [158] García-Germán D, Menéndez P, González S, de la Cuadra P, Rodríguez-Arozena R. Extra-articular lateral tenodesis for anterior cruciate ligament deficient knee: a case report. *Case Rep Orthop* 2013;2013:648908. doi:10.1155/2013/648908.
- [159] Kennedy JC, Stewart R, Walker DM. Anterolateral rotatory instability of the knee joint. An early analysis of the Ellison procedure. *J Bone Joint Surg Am* 1978;60:1031–9.
- [160] Müller W. [Principles and treatment technics of knee instability]. *Acta Orthop Belg* 1986;52:542–53.
- [161] Lerat JL, Moyon B, Mandrino A, Besse JL, Brunet-Guedj E. [A prospective study of the outcome of anterior laxity of the knee after anterior cruciate ligament reconstruction with procedures using two different patellar tendon grafting methods]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1997;83:217–28.

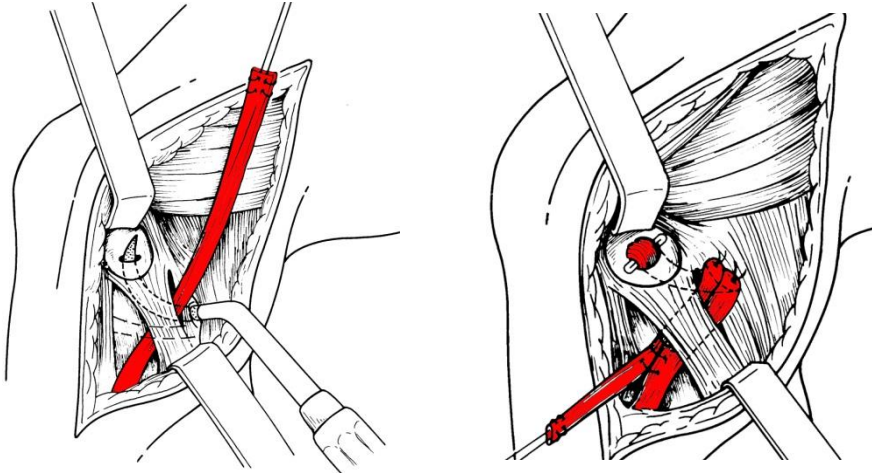
6. ANNEXES

ANNEXE 1 : Pied à coulisse numérique (Electronic Digital Caliper®) avec une précision de 0.01 mm, utilisé pour déterminer les caractéristiques quantitatives (longueur, largeur, épaisseur) du ALL lors de la première étude anatomique.



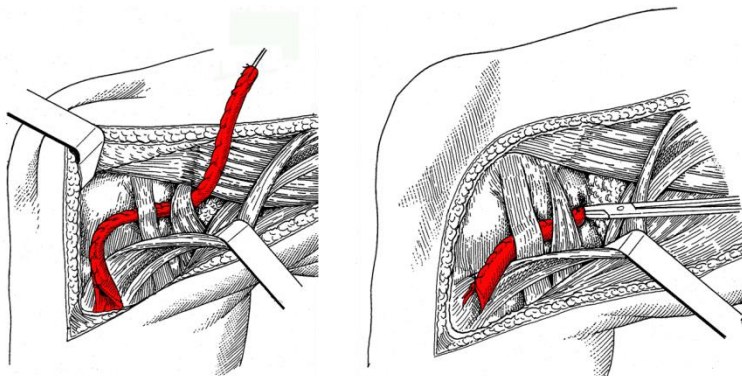
ANNEXE 2. Ténodèse latérale extra-articulaire

- **La technique de Lemaire** a été décrite en 1967 [83]. Elle consiste à utiliser une bandelette de fascia lata, pédiculée en tibiale, qui va être passée sous le ligament collatéral latéral (LCL) puis dans un tunnel fémoral (postérieur et proximal à l'épicondyle fémoral latéral) afin d'être suturée sur elle-même.



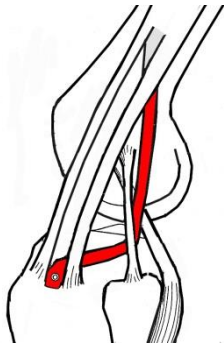
(source <http://www.lerat-orthopedie.com>)

- **La technique de Lemaire modifiée** diffère de la précédente par le mode fixation fémorale qui est assuré par un tunnel borgne avec une vis d'interférence [158].
- **La technique de Christel** (cf **Annexe 3**) est identique à la technique de Lemaire modifiée sauf que la plastie est passée dessus le LCL [98]. Cette dernière technique sera celle utilisée dans l'étude biomécanique.
- **La technique de Macintosh**, décrite en 1972, correspond à une plastie mixte (intra et extra-articulaire) permettant la reconstruction du ACL et la ténodèse latérale avec une greffe unique et continue au fascia lata [84]. La bandelette ilio-tibiale (ITB) laissée pédiculée sur le tibia, était passée sous le LCL puis devenait intra articulaire avant d'être fixée dans un tunnel tibial.



(MacIntosh version courte, source <http://www.lerat-orthopedie.com>)

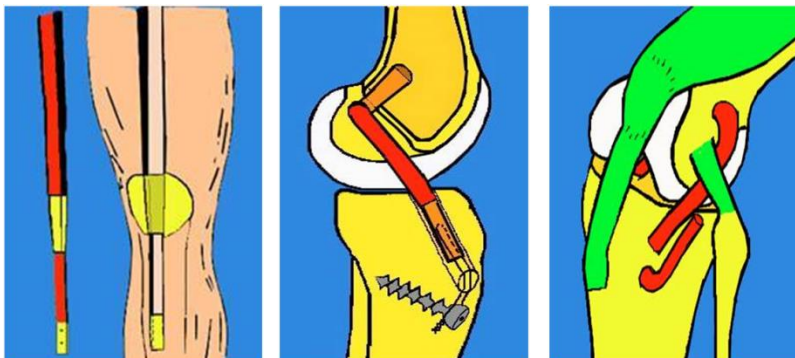
- **La technique d'Ellison**, utilise une bandelette d'ITB, qui est déroutée sous le LCL et réinsérée sur le Gerdy [159].



(source <http://www.lerat-orthopedie.com>)

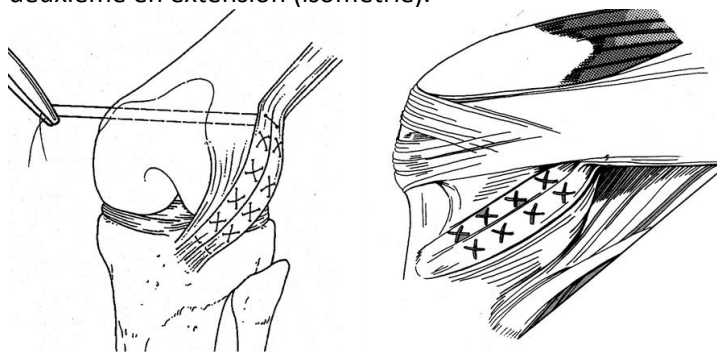
- **La technique de Müller**, utilisant une bandelette d'ITB enfouie [160]. La bandelette garde son attache tibiale. Le point de l'isométrie est défini par des essais avec une broche. Fixation sur le fémur avec des vis. L'ITB est ensuite fermée.

- **La technique de Mac Injones**, décrite par Lerat est une association de la technique de MacIntosh et de Kenneth Jones (KJ) [161]. Il s'agit de la même technique que le MacIntosh mais la greffe utilisée est la continuité du tendon patellaire (avec baguette osseuse tibiale) avec une baguette osseuse transpatellaire et un tendon quadricipital.



(source <http://www.lerat-orthopedie.com>)

- **La technique de Andrews** qui consiste à isoler 2 bandelettes d'ITB qui seront fixées au niveau fémoral, permet de reconstituer les fibres de Kaplan. La première sera tendue en flexion, la deuxième en extension (isométrie).



(source <http://www.lerat-orthopedie.com>)

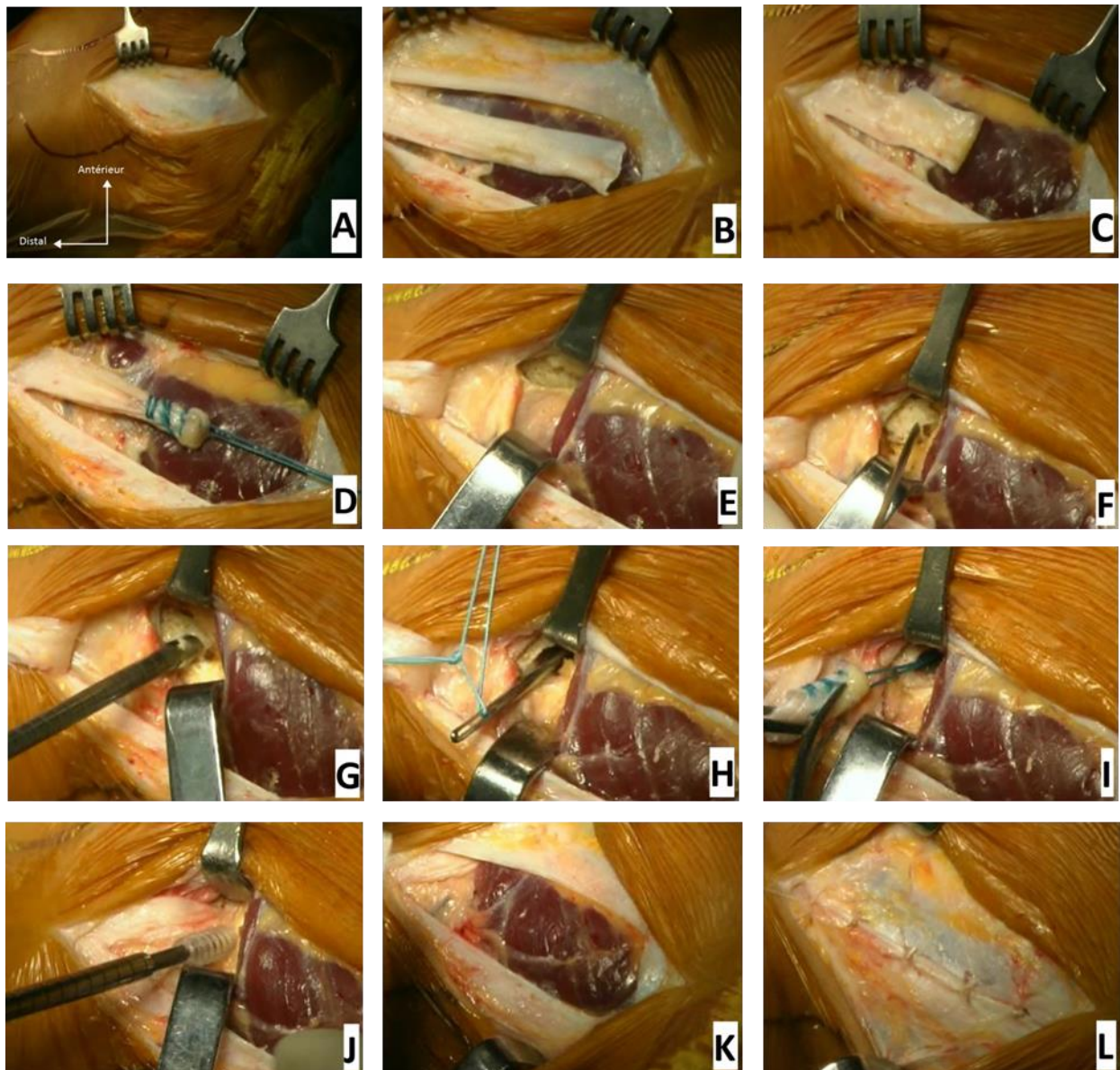
- **La technique de Neyret**, correspond à une ténodèse latérale extra-articulaire au semi tendineux. La greffe est passée sous le LCL et est constituée d'un double faisceau.



(source <http://www.lerat-orthopedie.com>)

- **La technique de Saragaglia**, décrite en 2013, correspond à une plastie mixte (intra et extra-articulaire) permettant la reconstruction du ACL et la ténodèse latérale avec une greffe unique et continue aux ischio-jambiers [97]. Le semi-tendineux (ST) et le gracilis sont prélevés et laissés pédiculés en distal. Le ST sera replié sur lui-même et constituera la greffe pour le ACL. Un tunnel fémoral OUT-IN, proximal et inférieur à l'insertion du LCL, est réalisé et permet de sortir le gracilis qui sera ensuite utilisé pour la ténodèse latérale. La greffe est ensuite passée à la face superficielle de l'ITB (donc au dessus du LCL) puis est fixée au niveau du tubercule de Gerdy par des sutures sur le fascia lata. La greffe est fixée, pied en rotation neutre, genou fléchi à 90°.

ANNEXE 3 : Tenodèse latérale extra-articulaire au fascia lata selon la technique de Lemaire modifié par Christel



Différentes étapes de la réalisation d'une ténodèse latérale extra-articulaire au fascia-lata selon Christel (D'après les travaux de R Philippot).

Schématiquement, après un abord latéral centré sur le tubercule de Gerdy (**figure A**), une bandelette de fascia lata de 1 cm de largeur sur 8 cm de longueur laissée pédiculée en tibiale était prélevée (**figure B**). Son extrémité proximale était repliée sur elle-même (**figure C**), puis faufilée sur un fil tracteur (**figure D**). La greffe était passée à la surface latérale du genou en extra-articulaire. Contrairement à la technique initiale de Lemaire la greffe était passée à la face superficielle du LCL (**figure E**). Après avoir mis une broche à chas (**figure F**), un tunnel borgne de 6 mm de diamètre était réalisé (**figure G**). A l'aide d'un fil tracteur passé dans la broche à chas (**figure H**), l'extrémité proximale de la greffe était ensuite introduite dans le tunnel borgne (**figure I**). Puis la greffe était fixée à l'aide d'une vis d'interférence (**figure J**). La fixation se faisait, comme pour le ALL, genou fléchi à 20-30° de flexion et en rotation neutre. Une fois la greffe fixée l'ITB était refermée au-dessus de la greffe (**figure K et L**).

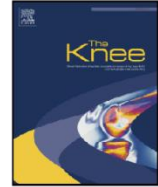
7. PUBLICATIONS EN RAPPORT AVEC LE TRAVAIL DE THESE.

- The anterolateral ligament: anatomic implications for its reconstruction. T. Neri *et al.* The Knee 2017. doi:10.1016/j.knee.2017.07.001.
- Anterolateral ligament of the knee: define of landmarks for safe anatomic surgical approach: T Neri et al., accepté, en revision dans la revue "Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research"
- Kinematics of anterolateral ligament: validation of an opto-electronic cinematic analysis protocol, T Neri *et al.*, en revision dans le journal "Clinical Biomechanics"
- The anterolateral ligament is a true ligament: histological explanations, T Neri *et al.*, en revision dans le journal "Journal of orthopedic research "
- Role of the Anterolateral ligament on the control of knee stability: an opto-electronic kinematic analysis, T Neri *et al.*, en revision dans le journal "Arthroscopy "
- Evaluation of knee kinematics after combined anterolateral and acl reconstruction comparison with extra-articular tenodesis, T Neri *et al.*, en revision dans le journal "American Journal of Sports Medecine "
- Diagnosis of anterolateral lateral ligament injury: comparaison of laximeter and triaxial accelerometer, T Neri *et al.*, en revision dans le journal "the knee "



Contents lists available at ScienceDirect

The Knee



The anterolateral ligament: Anatomic implications for its reconstruction

Neri Thomas^{a,b,*}, Palpacuer Fabien^b, Testa Rodolphe^b, Bergandi Florian^c, Boyer Bertrand^a, Farizon Frederic^{a,b}, Philippot Remi^{a,b}

^a Department of Orthopaedic Surgery, University Hospital of Saint Etienne, Saint-Etienne, France

^b Univ Lyon - UJM-Saint-Etienne, Inter-university Laboratory of Human Movement Science, EA 7424, F-42023, Saint-Etienne, France

^c Laboratory of Human Anatomy, Faculty of Medicine, University Hospital of Saint-Etienne, University of Saint-Etienne, Saint-Etienne, France

article info

Article history:

Received 4 May 2017

Accepted 5 July 2017

Available online xxxx

Keywords:

Anatomy

Anterolateral ligament

Anterolateral ligament (ALL) reconstruction

Laxity

Rotatory instability

abstract

Background: The purpose of this study was to define the best anatomic parameters with which to perform an accurate anterolateral ligament (ALL) reconstruction. These parameters were anatomical insertions, allowing favorable isometry, length variation during flexion, and anthropometric predictors of ALL lengths.

Methods: A total of 84 fresh-frozen cadaver knees were dissected to analyze the ALL, focusing on its femoral insertion. The ALL length was measured in different degrees of flexion (extension, 30°, 60°, and 90° of flexion) and rotation (neutral, internal or external rotation). The ALL width and thickness were measured. A correlation between ALL length, the general knee size and individual characteristics was investigated.

Results: The ALL was present in 80 specimens (95%). The femoral footprint was always posterior (5.52 ± 0.93 mm, range 3.83–6.94) and slightly proximal (1.51 ± 0.75 mm, range 0.63–2.37) to the lateral femoral epicondyle. The mean ALL length increased with internal rotation and decreased with external rotation ($P < 0.05$). The maximum ALL length was found at 30° of flexion, and the minimum at 90°. There was a significant correlation between the ALL length and height, sex, and proximal femur dimensions.

Conclusion: In order to get an anatomical reconstruction with favorable isometry, it is recommended that the ALL femoral graft is implanted posterior and slightly proximal to the epicondyle. It is also suggested that the tension be adjusted by fixing the graft between 0 and 30° of flexion, being tighter near extension. This will allow good rotational stability without implying any stiffness.

© 2017 Elsevier B.V. All rights reserved.

1. Introduction

It has been debated for many years whether there is a ligament or tissue structure between the femur and tibia that participates in rotational stability of the knee. Claes et al., based on the initial description of the Segond fracture, showed the existence of an extra-articular ligamentous structure, which was named the anterolateral ligament (ALL) [1–4].

Recently, some ALL anatomical reconstructions have been performed to control residual pivot shift after anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction [5]. Several techniques are available for ALL reconstruction; however, none of them have proved optimal, and many questions remain as to the positioning of the graft and optimal graft tension.

* Corresponding author at: Department of Orthopaedic Surgery, University Hospital of Saint Etienne, France.
E-mail address: thomas.neri@chu-st-etienne.fr (N. Thomas).

In order to perform an effective reconstruction of the ALL in terms of rotational stability and to maintain favorable isometric behavior during knee flexion, it is essential to precisely define its anatomical insertions; this will determine the proper knee flexion angle at which ALL graft fixation should occur. Estimating ALL length, according to individual characteristics, makes it possible to anticipate preparation of the graft during reconstruction [6].

Concerning the positioning, all studies have defined its tibial insertion as equidistance between Gerdy's tubercle and the fibula head. However, conflicting findings have been reported regarding its femoral origin relative to the lateral epicondyle of the femur. Some authors have described it as anterior and distal to the lateral epicondyle [1,7,8], whereas others have described it posterior and proximal to the lateral epicondyle [9–11]. Other studies, such as Daggett et al., have even described a variability of the ALL femoral origin [12–14].

While all authors have agreed that the length of the ALL increases with internal rotation, no consensus has been reached with regard to its length variation during knee motion. Several of the authors believed that ALL is progressively increased in length to be maximum at 90° knee flexion, and that fixation of ALL reconstruction must be performed at 60–90° flexion [15–17]. Others have thought that the maximum length is reached between 30 and 60° flexion [5,9,18–20]. Therefore, the question of which angle of flexion is the best suited to fix the graft remains unclear.

There is a paucity of literature related to length differences in the ALL. Few studies have attempted to determine correlations between individual characteristics and ALL length variations [1,11,21]. This parameter remains crucial to estimate the length of the graft necessary for the anatomic reconstruction.

The purpose of the present study was to define, through a significant anatomical series, the best anatomical parameters with which to achieve accurate reconstruction of the ALL. These parameters were anatomical insertions, which allowed favorable isometry and length variation during motion, and anthropometric predictors of ALL length.

2. Materials and methods

The characteristics of the ALL were investigated in 84 fresh-frozen cadaver knees of 42 specimens (24 men and 18 women). The mean age was 79 ± 11 years (mean \pm standard deviation) (range 57–102) at the time of the death. The mean height was 173 ± 9 cm (range 157–191). Knees with evidence of ACL injury, ACL reconstruction, prior knee surgery, gross deformities, or severe arthritis were excluded from the analysis.

The dissection was realized following the protocol defined by Claes et al. [1]. As the fascia lata is involved in internal rotatory control of the knee, the iliotibial band was not removed during the study. With the knee flexed at 60°, internal rotation was applied to the foot in order to reveal the fibers of the ALL and to better allow their individualization. Dissection of its femoral insertion was carefully performed to study the relations with adjacent structures (Figure 1A). The respective centers of the dissected structured insertions were then spotted *in situ* using small metal pins in order to make the measurements more reproducible (Figure 1B).

For each specimen, height, weight, age and sex were recorded. Using an electronic digital caliper (Mit500 196-20; Mitutoyo, Japan®) with a precision of 0.01 mm, the quantitative characteristics (length, width, thickness, relation) of ALLs were determined. The ALL length was measured in different conditions of flexion (extension, and 30°, 60°, and 90° flexion) and rotation (neutral, internal or external rotation). For flexion, an analogic goniometer with the center placed at the lateral epicondyle was used to determine all the angulations. The neutral rotation (NR) was defined with unconstrained tibial rotation: the foot placed in neutral rotation and the tibia in its reduced position with respect to the femur. The internal rotation (IR) and external rotation (ER) were performed with a rotation torque applied to the tibia, which was provided by a dynamometric torque wrench placed at the tibiofibular mortise, triggering at five Newton meters.

The ALL width was measured in three positions: tibial insertion, joint line and femoral insertion. Its thickness was estimated on the joint line. The distances of ALL with adjacent anatomical structures were also studied. Anatomic bone measurements were performed to investigate a correlation between ALL length and the general knee size: epicondylar femoral width (measured as the distance from the tip of the medial epicondyle to the tip of the lateral femoral epicondyle), femoral intercondylar notch width, and mediolateral and anteroposterior widths of the proximal tibia.

2.1. Statistical analysis

Results were noted as mean \pm standard deviation (range of minimum–maximum).

Changes in the ALL length caused by flexion or rotation of the knee were examined using analysis of variance (ANOVA) with Bonferroni, Student–Newman–Keuls and Tukey adjustments. The dependent variable was the length of the ALL. P-values ≤ 0.05 were considered statistically significant. Correlations for statistically different morphometric variables were determined with the Pearson correlation test. Parametric variables (height, sex and age) were analyzed using an unpaired Student t-test, while the Mann–Whitney test was used to analyze nonparametric variables (ALL thickness, length and width, and bone measurements). The position of the knee (extension, flexion, NR, IR, and ER) did not change at all the correlations values and the level of significance.

3. Results

3.1. Anatomic description

The ALL was present in 80 specimens (95%). For all the knees, the femoral insertion was posterior (5.52 ± 0.93 mm, range 3.83–6.94) and slightly proximal (1.51 ± 0.75 mm, range 0.63–2.37) to the epicondyle femoral, and also posterior and proximal

Please cite this article as: Thomas N, et al, The anterolateral ligament: Anatomic implications for its reconstruction, *Knee* (2017), <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2017.07.001>

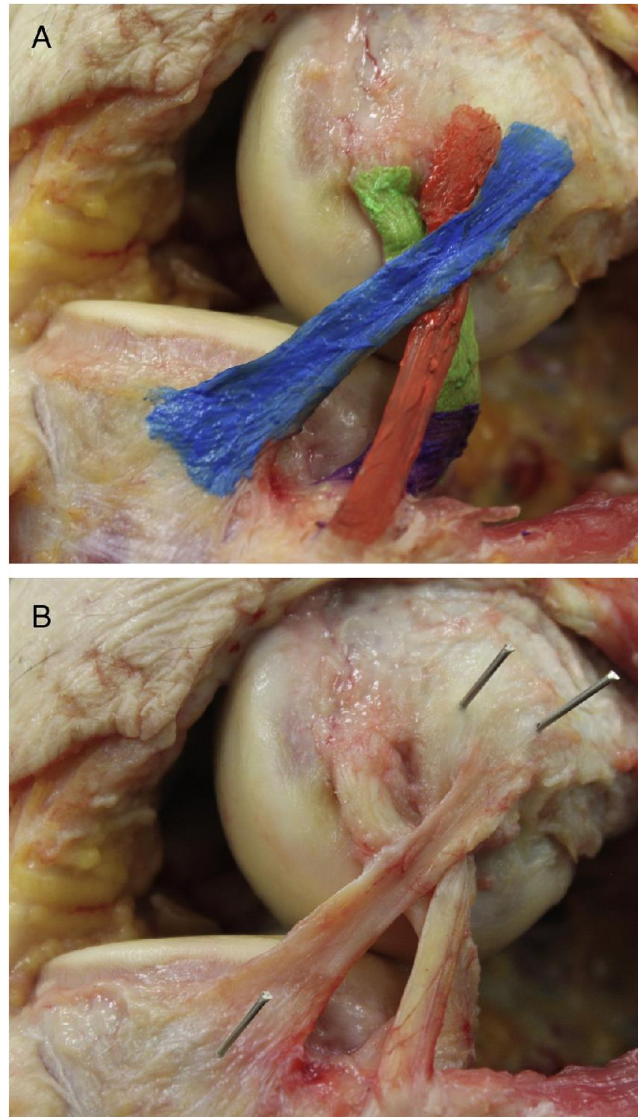


Figure 1. A. Lateral view after complete dissection of the anterolateral ligament (in blue), lateral collateral ligament (in red), popliteus tendon (in green) and popliteofibular ligament (in purple). B. Lateral view with ligament insertion landmarks. On the knees tested in this study, the fascia lata was preserved and just incised along the axis of its fibers. (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

Table 1
Quantitative ALL characterization (in mm).

Distance (mm)	Value, mean (SD; range minimum–maximum)
PT proximal–ALL proximal (posterior)	12.07 (\pm 1.35; 10.34–15.63)
PT proximal–ALL proximal (proximal)	4.15 (\pm 0.35; 3.61–4.72)
LCL proximal–ALL proximal (posterior)	5.52 (\pm 0.93; 3.83–6.94)
LCL proximal–ALL proximal (proximal)	1.51 (\pm 0.75; 0.63–2.37)
GT–ALL distal (posterior)	19.80 (\pm 2.19; 14.59–23.50)
GT–ALL distal (proximal)	3.72 (\pm 0.64; 2.13–5.80)
Fibula head–ALL distal	24.34 (\pm 2.09; 21.30–28.02)
Tibial articular cartilage–ALL distal (distal)	11.31 (\pm 1.65; 8.20–14.33)
ALL width–femoral insertion	8.36 (\pm 0.69; 6.47–9.56)
ALL width–joint space	6.75 (\pm 0.91; 4.09–8.00)
ALL width–tibial insertion	11.21 (\pm 0.95; 9.99 to 13.03)

ALL, anterolateral ligament; LCL, lateral collateral ligament; PT, popliteus tendon; GT, Gerdy's tubercle.

Please cite this article as: Thomas N, et al, The anterolateral ligament: Anatomic implications for its reconstruction, Knee (2017), <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2017.07.001>

Table 2
Length variation of anterolateral ligament with different flexion positions of the knee, tibial rotation unconstrained (neutral rotation, NR), with a five Newton meter internal rotation (IR) torque, or five Newton meter external rotation (ER) torque.

Length (mm)	Mean value \pm SD (range, minimum–maximum)
Extension	44.91 \pm 4.29 (39.02–53.76)
Flexion 30° – NR	45.29 \pm 4.14 (39.34–53.89)
Flexion 30° – LR	43.41 \pm 3.63 (38.13–49.86)
Flexion 30° – IR	50.39 \pm 6.64 (41.23–63.20)
Flexion 60° – NR	44.72 \pm 4.58 (38.49–53.29)
Flexion 60° – LR	42.96 \pm 3.87 (37.85–49.78)
Flexion 60° – NR	49.05 \pm 6.37 (40.89–60.07)
Flexion 90° – NR	44.05 \pm 4.84 (37.33–52.48)
Flexion 90° – LR	42.76 \pm 4.04 (36.8–49.33)
Flexion 90° – IR	46.84 \pm 5.91 (39.11–56.55)

compared to the popliteus tendon insertion (Table 1). The width of the joint space was 6.75 ± 0.91 mm, range 4.09–8.00. There was a significant difference between the width and the distal and proximal insertions ($P < 0.05$). The tibial insertion was posterior and slightly proximal to Gerdy's tubercle, anterior and proximal to the fibula head, and distal compared to the tibial articular cartilage.

The thickness was constant. It was measured at the joint space at 1.35 ± 0.18 mm, range 1.02–1.86.

3.2. Length variation during knee flexion

Concerning the influence of rotation, the mean length of the ALL increased significantly with internal rotation, and decreased significantly with external rotation ($P < 0.001$) (Table 2). Concerning the influence of flexion, the maximum ALL length was at 30° flexion and the minimum was 90° (Figure 2). There was a significant difference between the mean length at 30° and at 90° ($P < 0.001$). There was no significant difference between the other flexion values.

3.3. Correlations

The position of the knee (extension, flexion, NR, IR, and ER) did not change at all the correlation values and the level of significance. The ALL length was highly correlated with the subject's height ($P < 0.001$). It was also correlated with the sex ($P < 0.05$). There was no correlation with the age of the subject ($P > 0.05$). There was a significant correlation between the ALL length and the proximal femur dimensions: epicondylar width ($P < 0.001$) and femoral intercondylar notch width ($P < 0.05$). Nevertheless, there was no statistically significant correlation with the dimensions of the proximal tibia (mediolateral and anteroposterior widths) (Table 3).

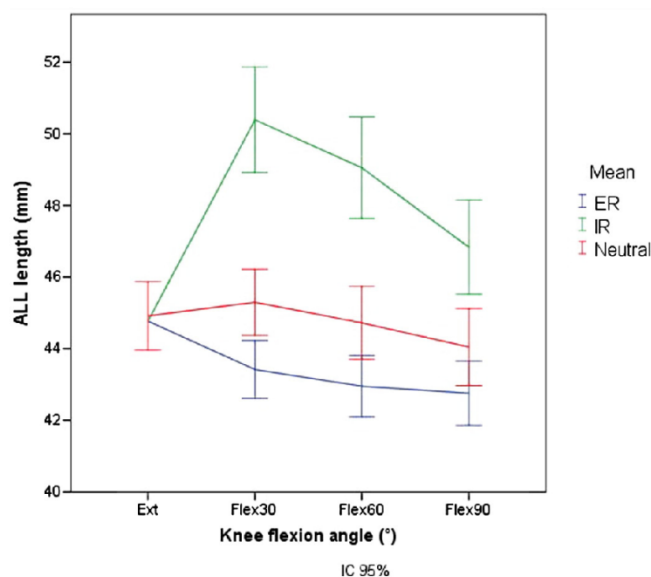


Figure 2. Mean anterolateral ligament length change with flexion of the knee, with tibial rotation unconstrained (neutral rotation, NR), with a five Newton meter internal rotation (IR) torque, or five Newton meter external rotation (ER) torque.

Please cite this article as: Thomas N, et al, The anterolateral ligament: Anatomic implications for its reconstruction, *Knee* (2017), <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2017.07.001>

Table 3

Pearson correlation test between length of the anterolateral ligament (ALL) and height, age, sex, epicondylar femoral width, femoral intercondylar notch width, mediolateral width proximal tibia, anteroposterior proximal tibia width.

ALL length	Height	Sex	Age	Epicondylar femoral width	Femoral intercondylar notch width	Mediolateral width proximal tibia	Anteroposterior proximal tibia width
Flexion 0°	0.889**	0.377*	0.292	0.586**	0.361*	0.197	0.136
Flexion 30°	0.985**	0.399*	0.213	0.600**	0.358*	0.279	0.258
Flexion 60°	0.943**	0.367*	0.048	0.598**	0.368*	0.313	0.293
Flexion 90°	0.983**	0.376*	0.081	0.708**	0.451**	0.296	0.285

The values in the table correspond to the correlations calculated for the values in neutral rotation. The values calculated in internal or external rotation are identical.

** P b 0.001.

* P b 0.05.

4. Discussion

While ALL reconstruction is an increasing procedure, there is still no consensus with regard to its anatomical features. The present study was designed with an important number of specimens showing the anatomic imperatives that need to be respected during a reconstruction of the ALL, in terms of positioning, graft length estimation and appropriate tension control. The origin of ALL graft should be posterior and proximal to the epicondyle, and tibial fixation should be realized halfway between Gerdy's tubercle and the fibula head. As ALL length seemed to be maximal around 30° flexion, it is recommended that the graft be fixed at the same degree of flexion.

Nevertheless, this study had several limitations. The first one was the advanced age of the donors, and as a consequence the potential degeneration of the structures. Even if the specimens were not embalmed and only fresh-frozen specimens were used, it would be difficult to extrapolate these results to healthy knees [22,23]. Nonetheless, most studies have been performed on dead specimens, which make the present study valid to compare the results. Second, in spite of meticulous findings, the measurements could have a lack of precision. With the insertion surfaces being wide, it was difficult to precisely appreciate their center. The fact that the measurements were only performed with fixed values of flexion and rotation made this a limitation. A kinematics system would be preferable and could confirm these results.

If the tibial insertion does not seem to be an issue anymore, the femoral insertion is still under debate. Some studies have described a femoral origin based anterior to the lateral epicondyle [1,7,8], or in association with the popliteus tendon insertion [4]. In the present study, the femoral insertion of the ALL was posterior and proximal to that of the LCL, as described by Dodds et al. [9,11,13]. Determining the femoral insertion is important for understanding ALL isometric behavior. Indeed, as shown by Wieser et al., the length and therefore the isometry of the ALL is linked to the positioning of its insertion [17,19,24]. Thus, in the literature (Table 4), the teams who advocate positioning the anterior femoral insertion with regard to the epicondyle will have a tight ALL during flexion in order to reach its maximum at 90° of knee flexion. For the others who found, just like in the present study, positioning posterior and proximal to the epicondyle, the ALL length will reach its maximum at the beginning of flexion between 0

Table 4

Comparison of the length of the anterolateral ligament (ALL) to the position of the femoral insertion.

Author	Year	N =	Type of study	ALL insertion to femoral lateral epicondyle	Length variation during flexion — ALL length increased with:	Length variation during rotation — ALL length increased with:	Flexion angle where ALL length is maximal (neutral rotation)
Caes et al.	2013	41	Cadaveric	Anterior and distal	Knee flexion	–	90°
Dodds et al.	2014	40	Cadaveric	Posterior and proximal	Knee extension	Internal rotation	0°
Helito et al.	2014	10	Cadaveric, CT scans	Anterior and distal	Knee flexion	–	90°
Kittl et al.	2014	8	Cadaveric	Anterior and distal	Knee flexion	–	90°
				Posterior and proximal	Knee extension	–	0°
Zens et al.	2015	6	Cadaveric	Anterior and distal	Knee flexion	Internal rotation	90°
Runner et al.	2015	20	Cadaveric	On epicondyle or just posterior and proximal to it	Non-isometric behavior	–	60°
Imbert et al.	2016	12	Cadaveric	Posterior and proximal	Knee extension	Internal rotation	20°
Kernkamp et al.	2016	18	In vivo, MRI and dual fluoroscopy	Anterior and distal	Knee flexion	–	90°
				Posterior and proximal	Knee flexion	–	90°
Van de velde et al.	2016	10	In vivo, MRI and dual fluoroscopy	Anterior and distal	Knee flexion	–	90°
				Posterior and proximal	Knee flexion	–	90°
Wieser et al.	2017	10	Weightbearing CT scan	Posterior and proximal	The most isometric femoral insertion points were analyzed	–	–
Present study	2017	80	Cadaveric	Posterior and proximal	Knee extension	Internal rotation	30°

CT, computed tomography; MRI, magnetic resonance imaging.

Knee extension (flexion to extension), knee flexion (extension to flexion).

Please cite this article as: Thomas N, et al, The anterolateral ligament: Anatomic implications for its reconstruction, *Knee* (2017), <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2017.07.001>

and 30°. A consensus exists on the influence of internal rotation on the tension of the ALL and on the fact that ALL has non-isometric behavior. The tibial insertion location, as Kittl et al. explained, has a smaller effect on the length change pattern [19].

Schon et al. showed that by making ligament reconstructions of the ALL, no matter what the position of the ALL graft fixation angle is, no one is able to restore control of the rotary instability without implying over-constraint on the knee [20]. However, over a follow-up of five years of ALL reconstruction, Sonnerly-Cottet et al. did not find any rigidity or overconstraint [25]. Even if there is no optimal positioning allowing perfect isometry of the ALL during the first 90° of flexion, it is believed that it is important to try to get favorable isometry. It is recommended to focus the ALL graft tension between 0 and 30° of knee flexion, in order to prevent anterior subluxation of the lateral tibial plateau without implying any knee stiffening (like non-anatomical reconstructions do, e.g. Lemaire procedure). As the ACL is mainly efficient in controlling internal tibial rotation around 30° and is tighter around knee extension, the graft could become slackened starting from 30° and be fully relaxed at 90°.

Based on the present study, Chahla and Sonnerly-Cottet's proposition of reconstructing the ALL, consisting of locating the origin of ALL proximal to the epicondyle and setting the tension between 20 and 30°, seems to respect this favorable isometry [5,26].

Contrary to Claes et al., the present study found a significant correlation between the ALL length and the distal part of the femur. Just like Daggett et al., a statistically significant correlation was found between sex and height; however, a direct relationship between sex and height made those factors confusing. Sex is an indirect reflection of the height and does not present the highest rate of correlation.

These correlations could be helpful pre-operatively or preoperatively to help in determining the transplant length during ALL reconstruction with worksheets like abacuses. However, only a few of these parameters can be used. The dimensions of the extremity of the distal femur could be appreciated on pre-operative imaging. Because of its high correlation coefficient and ease of access, height seems to be the best predictor of the length of the ALL. It could be interesting to create an algorithm "individual's height-ALL's length", to avoid preparing a graft that is too short.

5. Conclusion

The anterolateral ligament of the knee is an anatomical structure that is distinct and constant in the lateral compartment of the knee, with a femoral posterior insertion in a position slightly proximal to the epicondyle. It seems to have non-isometric behavior and reaches a maximal length when the knee is near extension, between 0 and 30° of flexion with forced internal rotation. In order to get an anatomical reconstruction with favorable isometry, meaning good rotational stability without implying any stiffness, the recommendations are to position the ALL femoral graft posterior and slightly proximal to the epicondyle and to adjust the tension by fixing the graft between 0 and 30° of flexion, so that it is tighter near knee extension. It would be interesting to conduct a more advanced biomechanical study allowing real kinematics during knee flexion.

Conflict of interest

There is no conflict of interest for any author.

Acknowledgments

Fabien Palpacuer: for assisting in knee dissection; Florian Bergandi: for assisting in knee dissection; Rodolphe Testa: for assisting in statistical analysis; Bertrand Boyer, MD, PhD: for assisting in translation; Frederic Farizon MD: for supervising this study; Remi Philippot, MD, PhD: for supervising this study.

References

- [1] Claes S, Vereecke E, Maes M, Victor J, Verdonk P, Bellmans J. Anatomy of the anterolateral ligament of the knee. *J Anat* 2013;223:321–8. <http://dx.doi.org/10.1111/joa.12087>.
- [2] Oshima T, Nakase J, Numata H, Takata Y, Tsuchiya H. Ultrasonography imaging of the anterolateral ligament using real-time virtual sonography. *Knee* 2016;23:198–202. <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2015.10.002>.
- [3] Vieira ELC, Vieira EA, da Silva RT, Berfein PA dos S, Abdalla RJ, Cohen M. An anatomic study of the iliotibial tract. *Arthroscopy* 2007;23:269–74. <http://dx.doi.org/10.1016/j.arthro.2006.11.019>.
- [4] Vincent J-P, Magnussen RA, Gezmez F, Uguen A, Jacobi M, Weppe F, et al. The anterolateral ligament of the human knee: an anatomic and histologic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012;20:147–52. <http://dx.doi.org/10.1007/s00167-011-1580-3>.
- [5] Sonnerly-Cottet B, Thauinat M, Freychet B, Pupim BHB, Murphy CG, Claes S. Outcome of a combined anterior cruciate ligament and anterolateral ligament reconstruction technique with a minimum 2-year follow-up. *Am J Sports Med* 2015;43:1598–605. <http://dx.doi.org/10.1177/0363546515571571>.
- [6] Kræutler MJ, Welton KL, Chahla J, LaPrade RF, McCarty EC. Current concepts of the anterolateral ligament of the knee: anatomy, biomechanics, and reconstruction. *Am J Sports Med* 2017;363546517701920. <http://dx.doi.org/10.1177/0363546517701920>.
- [7] Helito CP, Demange MK, Bonadio MB, Tririco LEP, Gobbi RG, Pécora JR, et al. Anatomy and histology of the knee anterolateral ligament. *Orthop J Sports Med* 2013;1. <http://dx.doi.org/10.1177/2325967113513546> [2325967113513546].
- [8] Stijak L, Bumbaširević M, Radonjić V, Kadija M, Puškaš L, Milovanović D, et al. Anatomic description of the anterolateral ligament of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2014. <http://dx.doi.org/10.1007/s00167-014-3422-6>.
- [9] Dodds AL, Halewood C, Gupta CM, Williams A, Amis AA. The anterolateral ligament: anatomy, length changes and association with the Segond fracture. *Bone Joint J* 2014. <http://dx.doi.org/10.1302/0301-620X.96B3.33033> [96-B:325–31].
- [10] Kennedy MJ, Claes S, Fuso FAF, Williams BT, Goldsmith MT, Turnbull TL, et al. The anterolateral ligament: an anatomic, radiographic, and biomechanical analysis. *Am J Sports Med* 2015;43:1606–15. <http://dx.doi.org/10.1177/0363546515578253>.
- [11] Runer A, Birkmaier S, Pamminger M, Reider S, Herbst E, Künzel K-H, et al. The anterolateral ligament of the knee: a dissection study. *Knee* 2016;23:8–12. <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2015.09.014>.

Please cite this article as: Thomas N, et al, The anterolateral ligament: Anatomic implications for its reconstruction, *Knee* (2017), <http://dx.doi.org/10.1016/j.knee.2017.07.001>

- [12] Caterine S, Litchfield R, Johnson M, Chronik B, Getgood A. A cadaveric study of the anterolateral ligament: re-introducing the lateral capsular ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2015;23:3186–95. <http://dx.doi.org/10.1007/s00167-014-3117-z>.
- [13] Daggett M, Ockuly AC, Cullen M, Busch K, Lutz C, Imbert P, et al. Femoral origin of the anterolateral ligament: an anatomic analysis. *Arthroscopy* 2016;32:835–41. <http://dx.doi.org/10.1016/j.arthro.2015.10.006>.
- [14] Rezanoff AJ, Caterine S, Spencer L, Tran MN, Litchfield RB, Getgood AM. Radiographic landmarks for surgical reconstruction of the anterolateral ligament of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2015;23:3196–201. <http://dx.doi.org/10.1007/s00167-014-3126-y>.
- [15] Helito CP, Bonadio MB, Gobbi RG, da Mota E, Albuquerque RF, Pécora JR, et al. Combined intra- and extra-articular reconstruction of the anterior cruciate ligament: the reconstruction of the knee anterolateral ligament. *Arthrosc Tech* 2015;4:e239–44. <http://dx.doi.org/10.1016/j.eats.2015.02.006>.
- [16] Helito CP, Helito PVP, Bonadio MB, da Mota E, Albuquerque RF, Bordalo-Rodrigues M, et al. Evaluation of the length and isometric pattern of the anterolateral ligament with serial computer tomography. *Orthop J Sports Med* 2014;2. <http://dx.doi.org/10.1177/2325967114562205> [2325967114562205].
- [17] Kernkamp WA, Van de Velde SK, Hosseini A, Tsai T-Y, Li J-S, van Arkel ERA, et al. In vivo anterolateral ligament length change in the healthy knee during functional activities — a combined magnetic resonance and dual fluoroscopic imaging analysis. *Arthroscopy* 2016. <http://dx.doi.org/10.1016/j.arthro.2016.07.008>.
- [18] Imbert P, Lutz C, Daggett M, Niglis L, Freychet B, Dalmy F, et al. Isometric characteristics of the anterolateral ligament of the knee: a cadaveric navigation study. *Arthroscopy* 2016;32:2017–24. <http://dx.doi.org/10.1016/j.arthro.2016.02.007>.
- [19] Kittl C, Halewood C, Stephen JM, Gupte CM, Weiler A, Williams A, et al. Length change patterns in the lateral extra-articular structures of the knee and related reconstructions. *Am J Sports Med* 2015;43:354–62. <http://dx.doi.org/10.1177/0363546514560993>.
- [20] Schon JM, Moatshe G, Brady AW, Serra Cruz R, Chahla J, Dornan GJ, et al. Anatomic anterolateral ligament reconstruction of the knee leads to overconstraint at any fixation angle. *Am J Sports Med* 2016;44:2546–56. <http://dx.doi.org/10.1177/0363546516652607>.
- [21] Daggett M, Helito C, Cullen M, Ockuly A, Busch K, Granite J, et al. The anterolateral ligament: an anatomic study on sex-based differences. *Orthop J Sports Med* 2017;5. <http://dx.doi.org/10.1177/2325967116689387> [2325967116689387].
- [22] Cartner JL, Hartsell ZM, Ricci WM, Tornetta P. Can we trust ex vivo mechanical testing of fresh-frozen cadaveric specimens? The effect of postfreezing delays. *J Orthop Trauma* 2011;25:459–61. <http://dx.doi.org/10.1097/BOT.0b013e318225b875>.
- [23] Unger S, Stefan U, Blauth M, Michael B, Schmoelz W, Werner S. Effects of three different preservation methods on the mechanical properties of human and bovine cortical bone. *Bone* 2010;47:1048–53. <http://dx.doi.org/10.1016/j.bone.2010.08.012>.
- [24] Wieser K, Fürnstahl P, Carrillo F, Fucentese SF, Vlachopoulos L. Assessment of the isometry of the anterolateral ligament in a 3-dimensional weight-bearing computed tomography simulation. *Arthroscopy* 2017. <http://dx.doi.org/10.1016/j.arthro.2016.11.005>.
- [25] Sonnery-Cottet B, Daggett M, Helito CP, Cavalier M, Choudja E, Vieira TD, et al. Anatomic anterolateral ligament reconstruction leads to overconstraint at any fixation angle: letter to the editor. *Am J Sports Med* 2016;44:NP57–8. <http://dx.doi.org/10.1177/0363546516669313>.
- [26] Chahla J, Menge TJ, Mitchell JJ, Dean CS, LaPrade RF. Anterolateral ligament reconstruction technique: an anatomic-based approach. *Arthrosc Tech* 2016;5:e453–57. <http://dx.doi.org/10.1016/j.eats.2016.01.032>.

8. COMMUNICATIONS EN RAPPORT AVEC LE TRAVAIL DE THESE.

8.1. Communications internationales

- Anterolateral ligament: anatomy and length variation during motion: poster presentation, ISAKOS congress, Shanghai, 2017

8.2. Communications nationales

- Anterolateral ligament: anatomy and length variation during motion: communication orale, congrès de la SFA, Paris, 2017
- Ligament antérolatéral: étude histologique: communication orale, congrès SFA, Paris, 2017
- Ligament antero-latéral anatomie et variation de longueur au cours du mouvement, communication orale, congrès des Journées caribéennes d'orthopédie, République Dominicaine, 2017

RESUME :

Les connaissances sur le ligament croisé antérieur (ACL) ont évolué et permis de développer de nouvelles techniques de reconstruction plus anatomiques. Malgré cela, de nombreuses études cliniques ont démontré que ces techniques dites anatomiques ne permettaient pas un contrôle parfait de l'instabilité rotatoire antérolatérale (ALRI). Ce postulat clinique a entraîné un regain d'intérêt pour les structures antérolatérales qui pourraient apporter une solution à ce problème d'instabilité persistante. Depuis la redécouverte du ligament antérolatéral (ALL), la description anatomique et biomécanique de ce ligament a bien évolué. Toutefois il persiste encore de nombreuses questions qui rendent approximative sa reconstruction chirurgicale. Quelle sont ses caractéristiques anatomiques et histologiques ? Quelle est sa participation dans le contrôle de la stabilité rotatoire du genou ? Les reconstructions proposées sont-elles physiologiques et efficaces sur les instabilités résiduelles ? Quelles sont les indications de sa reconstruction ? Est-il possible de diagnostiquer sa rupture ?

Après avoir établi un protocole de dissection non extensif et reproductible, nous avons défini par une étude sur 84 genoux cadavériques, les paramètres anatomiques pertinents à l'obtention d'une reconstruction efficace du ALL. Puis nous avons réalisé, à travers une étude histologique, une description tissulaire complète du ALL afin de confirmer sa nature ligamentaire.

Dans un second temps, grâce à la mise au point et à la validation d'un protocole d'analyse cinématique par système optoélectronique tridimensionnel, nous avons pu étudier le rôle du ALL sur la stabilité du genou. A travers une analyse des variations de sa longueur au cours du mouvement, et des conséquences de sa section, son rôle sur le contrôle de l'ALRI a pu être déterminé avec précision.

Grâce à ces travaux, nous avons pu définir, dans un troisième temps, des impératifs biomécaniques et anatomiques permettant de reconstruire de manière physiologique le ALL. Afin d'évaluer cette technique, nous avons analysé les cinématiques du genou après cette reconstruction en les comparant avec celles obtenues après une ténodèse traditionnelle latérale au fascia lata.

Enfin, afin de préciser les indications de reconstructions du ALL, différents outils cliniques (laximétrie, accéléromètre triaxial), et morphologiques (IRM, échographie) ont été analysés afin d'évaluer leurs pertinences dans le diagnostic de rupture du ALL.

En conclusion, ce travail donne une vue d'ensemble globale du ALL, de sa description anatomique et histologique, en passant par sa fonction biomécanique, jusqu'à sa reconstruction chirurgicale

MOTS CLES : Genou, Ligament antérolatéral, Instabilité rotatoire antérolatérale, Anatomie, Histologie, Biomécanique, Cinématique, Reconstruction anatomique

KEYWORDS : Knee, Anterolateral ligament, Anterolateral Rotatory instability, Anatomy, Histology, Biomechanics, kinematic, Anatomic reconstruction

JURY :

Directeur : Pr Remi Philippot

Président : Pr Frédéric Farizon

Pr Dominique Saragaglia, Rapporteur

Pr Elvire Servien, Rapporteur

Pr Werner Müller

DATE DE SOUTENANCE : 10 octobre 2017

ADRESSE PERSONNELLE : Lieu-dit "La Thérie", 42580, L'Etrat

ADRESSE PROFESSIONNELLE : Service de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique, service de Chirurgie du Sport, Pavillon B, Hôpital Nord, Saint Priest en Jarez, 42270.

ADRESSE INTERNET : thomas.neri@chu-st-etienne.fr