



HAL
open science

Analyse, stratégie thérapeutique et innovations technologiques lors de la stabilisation rotatoire du genou dans les reconstructions du ligament croisé antérieur

Christian Lutz

► To cite this version:

Christian Lutz. Analyse, stratégie thérapeutique et innovations technologiques lors de la stabilisation rotatoire du genou dans les reconstructions du ligament croisé antérieur. Chirurgie. Université de Strasbourg, 2024. Français. NNT : 2024STRAJ009 . tel-04687499

HAL Id: tel-04687499

<https://theses.hal.science/tel-04687499v1>

Submitted on 4 Sep 2024

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

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

ÉCOLE DOCTORALE DES SCIENCES DE LA VIE ET DE LA SANTÉ

THÈSE présentée par :

Christian LUTZ

soutenue le : **26 mars 2024**

pour obtenir le grade de : **Docteur de l'université de Strasbourg**

Discipline/ Spécialité : Sciences Médicales

**Analyse, stratégie thérapeutique et innovations
technologiques lors de la stabilisation rotatoire
du genou dans les reconstructions du ligament
croisé antérieur**

THÈSE dirigée par :

Mme JESSEL Nadia

PU-PH, Centre de Recherche en Biomédecine de Strasbourg,
Université de Strasbourg

PRESIDENTE DU JURY :

Mme RASSENEUR Laurence

MCF-HDR, Laboratoire interdisciplinaire en études culturelles,
Université de Strasbourg

RAPPORTEURS :

Mme THOREUX Patricia

PU-PH, Institut de Biomécanique humaine Georges Charpak,
Université Sorbonne Paris Nord

Mr MICHEL Fabrice

PU-PH, Laboratoire de Nanomédecine, Imagerie, Thérapeutique,
Université de Franche-Comté

AUTRES MEMBRES :

Mr CLAVERT Philippe

PU-PH, Centre Hospitalier Universitaire de Strasbourg,

Mme SCHUSTER Catherine

PU-PH, Institut de recherche sur les Maladies Virales et
Hépatiques, Université de Strasbourg



Année Universitaire 2023 – 2024



DOSSIER DE DEMANDE DE VALIDATION DES ACQUIS DE L'EXPÉRIENCE

Vu la loi n° 2002-72 du 17 janvier 2002 de modernisation sociale et le code de l'éducation et notamment ses articles R 613-32 et suivants

LUTZ Christian

Doctorat Sciences Médicales

Déclaration sur l'honneur

Je déclare sur l'honneur que toutes les informations fournies dans ce dossier sont exactes.
J'ai été rendu attentif au fait qu'agrémenter mon travail de citations en omettant d'en citer les sources représente un acte de plagiat. Le plagiat est une atteinte au droit d'auteur et à la propriété intellectuelle. La présente candidature à la validation des acquis de l'expérience en vue de l'obtention du diplôme postulé, précité, constitue l'unique demande pour ce diplôme pour la même année civile. Je m'engage également à ne pas présenter plus de trois candidatures à la validation des acquis de l'expérience pour des diplômes, certificats ou titres différents durant la présente année civile.

Fait à Strasbourg

Le 31/01/2024

Signature

La loi punit quiconque se rend coupable de fausses déclarations.

Constitue un faux toute altération frauduleuse de la vérité, de nature à causer un préjudice et accomplie par quelque moyen que ce soit, dans un écrit ou tout autre support d'expression de la pensée qui a pour objet ou qui peut avoir pour

1

Dossier de demande de Validation des Acquis de l'Expérience - Université de
Strasbourg F124B
LUTZ Christian

effet d'établir la preuve d'un droit ou d'un fait ayant des conséquences juridiques. Le faux et l'usage de faux sont punis de trois ans d'emprisonnement et de 45000 euros d'amende (code pénal, art. 441-1) Le fait de se faire délivrer indûment par une administration publique ou par un organisme chargé d'une mission de service public, par quelque moyen frauduleux que ce soit, un document destiné à constater un droit, une identité ou une qualité ou à accorder une autorisation, est puni de deux ans d'emprisonnement et de 30000 euros d'amende » (code pénal art. 441-6)

Sommaire

Table des matières

<i>Déclaration sur l'honneur</i>	1
A/ FICHE ANALYTIQUE	5
B/ LISTE DES PIÈCES JUSTIFICATIVES - PARCOURS	6
B1. EXPÉRIENCE SALARIÉE, NON SALARIÉE OU BÉNÉVOLE EN RAPPORT AVEC LE DIPLÔME VISÉ	6
B2. DIPLÔMES, TITRES, CERTIFICATS ET FORMATIONS SUIVIES	8
C/ CURRICULUM VITAE	9
D/ LISTE DES PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS : TITRES, TRAVAUX ET VALORISATION SCIENTIFIQUE	11
D1. PUBLICATIONS.....	11
D.2 COMMUNICATIONS	13
D.3 VALORISATION SCIENTIFIQUE	16
E/ LETTRES DE RECOMMANDATION	17
F/ ANALYSE DES ACQUIS DE L'EXPERIENCE	20
I. INTRODUCTION	20
II. TRAVAUX SUR LE CONTROLE ROTATOIRE DU GENOU	24
II.1 GENÈSE DU PROJET	24
II.2 ÉTUDE ANATOMIQUE ET BIOMÉCANIQUE	24
II.3 ÉTUDE CLINIQUE	26
II.4 IMPACTS SCIENTIFIQUES PERSONNELS CONSÉCUTIFS À CES TRAVAUX	27
III. RECHERCHE SUR LES BIOTHERAPIES DU CARTILAGE AVEC L'INSERM	28
III.1 ANALYSE DU PROJET.....	28
III.2 ECRITURE DU SYNOPSIS DE L'ÉTUDE	29
III.3 PHASE TECHNIQUE PRÉ-CLINIQUE.....	30
III.4 PHASE CLINIQUE (EN COURS)	30
IV. CREATION D'UNE START-UP D'UTILISATION DE TECHNOLOGIES INNOVANTES EN CHIRURGIE	31
IV.1 GENÈSE DE LA SOCIÉTÉ AREAS.....	31
IV.2 ENQUÊTE DE PRATIQUE ET ÉTUDE DU MARCHÉ.....	32
IV.3 CRÉATION DE LA SOCIÉTÉ	33
<i>Aspects juridiques et administratifs</i>	33
<i>Ressources humaines et fonctionnement</i>	33
<i>Protection intellectuelle</i>	34
<i>Financement</i>	34
V. CONCLUSION	34

G/ SUJET DE RECHERCHE : ANALYSE, STRATEGIE THERAPEUTIQUE ET INNOVATIONS TECHNOLOGIQUES LORS DE LA STABILISATION ROTATOIRE DU GENOU DANS LES RECONSTRUCTIONS DU LIGAMENT CROISE ANTERIEUR.....	37
I. ETAT DE L'ART	38
I.1 RAPPELS DE BIOMÉCANIQUE DU LIGAMENT CROISÉ ANTÉRIEUR ET DE LA CINÉMATIQUE DU GENOU.....	39
I.2 HISTORIQUE DE L'ÉVOLUTION CHIRURGICALE DU CONTRÔLE DU RESSAUT ROTATOIRE DU GENOU	39
I.3 CHIRURGIE ET CONTRÔLE ROTATOIRE DU GENOU : UN SUJET D'ACTUALITÉ	41
I.4 TECHNIQUES CHIRURGICALES DU CONTRÔLE ROTATOIRE DU GENOU	44
I.5 COMPLICATIONS DES TÉNODÈSES LATÉRALES	46
I.6 RÉSULTATS CLINIQUES	50
I.7 INDICATIONS.....	51
I.8 LIMITES	53
II. OBJECTIFS.....	53
III. RESULTATS ET DISCUSSION.....	54
OBJECTIF 1 : COMPORTEMENT DES STRUCTURES ANTÉRO-LATÉRALES DU GENOU LORS DE LA ROTATION INTERNE.	54
OBJECTIF 2 : LE RÔLE DU LIGAMENT ANTÉRO-LATÉRAL DANS LE CONTRÔLE DE LA ROTATION DU GENOU.....	63
OBJECTIF 3 : CARACTÉRISTIQUES ISOMÉTRIQUES DU LIGAMENT ANTÉRO-LATÉRAL DU GENOU : ÉTUDE CADAVÉRIQUE NAVIGUÉE.	71
OBJECTIF 4 : LA RECONSTRUCTION COMBINÉE DU LIGAMENT CROISÉ ANTÉRIEUR AVEC UNE TÉNODÈSE LATÉRALE EXTRA-ARTICULAIRE PAR UNE GREFFE CONTINUE DE LA BANDELETTE ILIO-TIBIALE EST UNE SOLUTION EFFICACE DANS UNE POPULATION DE SPORTIFS PRATIQUANT DES ACTIVITÉS DE PIVOT.	81
IV. CONCLUSION ET PERSPECTIVES	103
V. REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	108
H/ RESUME	120
I/ ANNEXES	122
I.1 AUTRES ARTICLES PUBLIÉS PAR L'AUTEUR SUR LE SUJET.....	122
I.2 BREVETS DÉPOSÉS DANS LE CADRE DE AREAS	139

B/ Liste des pièces justificatives - parcours

B1. EXPERIENCE SALARIEE, NON SALARIEE OU BENEVOLE EN RAPPORT AVEC LE DIPLOME VISE

N°	1 <i>Emploi ou fonction bénévole occupée</i>	2 <i>Nom et lieu de l'entreprise (ou structure) dans laquelle les activités ont été exercées</i>	3 <i>Secteur d'activité de l'entreprise ou de la structure</i>	4 <i>Statut dans cet emploi : 1 salarié 2 travailleur indépendant, artisan ou profession libérale 3 bénévole</i>	5 <i>Temps de travail 1 Tps complet 2 Tps partiel (indiquer le nombre d'heures effectuées / mois)</i>	7 <i>Période d'emploi Date de début - Date de fin (ou « à ce jour »)</i>	6 <i>Total des heures effectuées dans cet emploi ou cette fonction *</i>	8 <i>Principales activités exercées en rapport avec le diplôme visé</i>	9 <i>Expérience abordée dans le dossier (à cocher le cas échéant)</i>
1	Chirurgien	Clinique Rhéna Cabinet libéral à Strasbourg	Orthopédie et Traumatologie	2	1	02/01/2005 à ce jour	40000	Consultations et interventions chirurgicales	X
2	Membre du Bureau Société Savante	Société Francophone Arthroscopie Paris	Arthroscopie	3	2 (15h/mois)	15/12/2021 à ce jour	300	Responsable enseignement Organisation congrès	X

3	Chercheur invité INSERM	UMR 1260 Strasbourg	Nanomédecine régénérative	3	2 (6h/mois)	10/10/2022 à ce jour	80	Mise en place phase clinique projet cartilage	X
4	Fondateur Start-up	AREAS (Augmented Reality Enhanced Arthroscopic Surgery) Lyon	Réalité Augmentée Intelligence Artificielle en arthroscopie	3	2 (10h/mois)	12/10/2021 à ce jour	240	Coordination chercheurs / chirurgiens Aspects juridiques et financiers	X

TOTAL des heures effectuées (total de la colonne 6) : _____40620_____ heures

* En France, la durée légale du travail est fixée à 35 heures par semaine, 151 heures par mois ou 1 607 heures par an. Le dispositif VAE est accessible à toute personne justifiant d'au moins 1 an d'expérience professionnelle équivalent temps plein acquise dans des activités salariées, non salariées ou bénévoles en rapport direct avec le diplôme. Il appartient au candidat d'apporter la preuve de la durée de son expérience

B2. DIPLOMES, TITRES, CERTIFICATS ET FORMATIONS SUIVIES

<p>1</p> <p><i>Diplôme, titre, certificat ou formation (Intitulé exact)</i></p>	<p>2</p> <p><i>Pour les diplômes, titres ou certificats :</i></p> <p><i>1 Obtenu</i></p> <p><i>2 Non obtenu</i></p>	<p>3</p> <p><i>Nom et lieu de l'Etablissement ou de la structure</i></p>	<p>4</p> <p><i>Année d'obtention</i></p>
<p>Diplôme d'Etat Approfondie (DEA) option génie biologique et biomécanique (grade de Master)</p>	<p>1</p>	<p>Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers Paris</p>	<p>2005</p>
<p>Diplôme d'Etudes Spécialisées Complémentaires (DESC) de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique</p>	<p>1</p>	<p>Université de Strasbourg 1</p>	<p>2003</p>
<p>Diplôme d'Etudes Spécialisées (DES) de Chirurgie Générale</p>	<p>1</p>	<p>Université de Strasbourg 1</p>	<p>2001</p>
<p>Diplôme Inter-Universitaire (DIU) d'Arthroscopie</p>	<p>1</p>	<p>Université de Strasbourg 1</p>	<p>2001</p>
<p>Diplôme d'Etat de Docteur en Médecine</p>	<p>1</p>	<p>Université de Strasbourg 1</p>	<p>2001</p>
<p>Maitrise de Sciences Biologiques et Médicales</p>	<p>1</p>	<p>Université de Strasbourg 1</p>	<p>2000</p>

MEMBRE DE SOCIETES

- Membre de la Société Française de Traumatologie du Sport – 2002 (membre du Bureau 2010-2014)
- Membre du Collège Français des Chirurgiens Orthopédistes et Traumatologues - Juin 2002
- Membre de la Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique - Novembre 2002
- Membre de la Société Francophone d'Arthroscopie - Décembre 2002 (membre du Bureau depuis décembre 2021)
- Président de la SMATSH (Société Médicale pour l'Avenir de la Traumatologie du Sport en Haute-Alsace) – Mars 2008

ACTIVITE SCIENTIFIQUE

- Responsable de l'enseignement au sein du Bureau de la Société Francophone d'Arthroscopie (SFA) et rédacteur en chef du bulletin de la SFA
- Reviewer *OTSR* (Orthopaedics Traumatology Surgery and Research)
- Expert pour le Haut Conseil de la Nomenclature (HCN)
- Chercheur invité de l'INSERM Strasbourg UMR 1260
- Président de la start-up AREAS (Augmented Reality Enhance Arthroscopic Surgery)

D/ Liste des publications et communications : titres, travaux et valorisation scientifique

D1. PUBLICATIONS

1. **Lutz C**, Casin C, Jacquot X, Jaeger JH, Van Hille W. Combined ACL reconstruction and lateral tenodesis results with a continue ilio-tibial band graft. A prospective study of 186 cases at 2 years follow-up. *Publication in progress KSSTA*
2. **Lutz C**. Reconstruction du ligament croisé antérieur par autogreffe au fascia lata. L'arthroscopie du genou. Ed Elsevier. 2023 ; 27 : 213-218.
3. **Lutz C**. Examen clinique du genou du sportif. Prise en charge chirurgicale des entorses grave du genou. Réflexions rhumatologiques. JBH Santé. Novembre 2020. Numéro 221.
4. **Lutz C**. Role of anterolateral reconstruction in patients undergoing anterior cruciate ligament reconstruction. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2018 Feb;104(1S)1, S47-S53.
5. Imbert P, D'Ingrado P, Cavalier M, Bessière C, **Lutz C**. Percutaneous Medial Ligament Reconstruction for Valgus Knee Instability. *Arthrosc Tech*. 2018 Jul; 7(7): e767-e772.
6. Imbert P, D'Ingrado P, Cavalier M, Bessière C, **Lutz C**. Percutaneous Medial Ligament Reconstruction for Valgus and Rotational Knee Instability. *Arthrosc Tech*. 2018 Nov; 7(11): e1205-e1213. Published online 2018 Oct 29.
7. Lefevre N, Servien E, Colombet P, Cournapeau J, Dalmay F, **Lutz C** et al. French prospective multicenter comparative assessment of ambulatory surgery feasibility in anterior cruciate ligament reconstruction. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2016 Dec;102(8S):S257-S263.
8. **Lutz C**, Baverel L, Colombet P, Cournapeau J, Dalmay F, Lefevre N et al. Pain after out-patient vs. in-patient ACL reconstruction: French prospective study of 1076 patients. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2016 Dec;102(8S):S265-S270.
9. Baverel L, Cucurulo T, **Lutz C**, Colombet P, Cournapeau J, Dalmay F et al. Anesthesia and analgesia methods for outpatient anterior cruciate ligament reconstruction. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2016 Dec;102(8S):S251-S255.
10. Imbert P, **Lutz C**, Daggett M, Niglis L, Freychet B, Dalmay F, Sonnery-Cottet B. Isometric Characteristics of the Anterolateral Ligament of the Knee: A Cadaveric Navigation Study. *Arthroscopy*. 2016 Oct;32(10):2017-2024.
11. Daggett M, Claes S, Helito CP, Imbert P, Monaco E, **Lutz C**, Sonnery-Cottet B. The Role of the Anterolateral Structures and the ACL in Controlling Laxity of the Intact and ACL-Deficient Knee: Letter to the Editor. *Am J Sports Med*. 2016 Apr;44(4):14-5.

12. **Lutz C**, Sonnery-Cottet B, Imbert P, Barbosa NC, Tuteja S, Jaeger JH. Combined Anterior and Anterolateral Stabilization of the Knee With the Iliotibial Band. *Arthrosc Tech.* 2016 Mar 14;5(2):e251-6.
13. Sonnery-Cottet B, **Lutz C**, Daggett M, Dalmay F, Freychet B, Niglis L, Imbert P. The Involvement of the Anterolateral Ligament in Rotational Control of the Knee. *Am J Sports Med.* 2016 May;44(5):1209-14.
14. Daggett M, Ockuly AC, Cullen M, Busch K, **Lutz C**, Imbert P, Sonnery-Cottet B. Femoral Origin of the Anterolateral Ligament: An Anatomic Analysis. *Arthroscopy.* 2016 May;32(5):835-41.
15. **Lutz C**, Dalmay F, Ehkirch FP, Cucurulo T, Laporte C, Le Henaff G et al. Meniscectomy versus meniscal repair: 10 years radiological and clinical results in vertical lesions in stable knee. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2015 Dec;101(8 Suppl):S327-31.
16. **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.* 2015 Sep;101(5):523-8.
17. Sonnery-Cottet B, Daggett M, **Lutz C**, Imbert P, Thaunat M. Outcomes After Combined ACL and ALL Reconstruction: Response. *Am J Sports Med.* 2015 Jul;43(7):NP17-8.
18. Rochcongar G, Cucurulo T, Ameline T, Potel JF, Dalmay F, Pujol N, Sallé de Chou É, **Lutz C** et al. Meniscal survival rate after anterior cruciate ligament reconstruction. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2015 Dec;101(8 Suppl):S323-6.
19. Sallé de Chou E, Pujol N, Rochcongar G, Cucurulo T, Potel JF, Dalmay F, Ehkirch FP, Laporte C, Le Henaff G, Seil R, **Lutz C** et al. Analysis of short and long-term results of horizontal meniscal tears in young adults. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2015 Dec;101(8 Suppl):S317-22
20. **Lutz C**. Reconstruction of ACL using Ilio Tibial Band autograft. *EFOST Surgical Techniques in Sports Medicine – Knee Surgery.* 2015 ; Vol.1 : 17-23.
21. Gerometta A, Khiami F, **Lutz C**, Lefevre N, Herman S, Thoreux P et al. Reprise du sport après ligamentoplastie du ligament croisé antérieur chez 239 sportifs. *Rev Chir Orthop et Traumat.* 2014 ; 101 (8), Page e19
22. Gerometta A, **Lutz C**, Herman S, Lefevre N, Dromzee E, Dubrana F et al. Étude multicentrique française : reprise du sport après ligamentoplastie du ligament croisé antérieur chez les sportifs de pivot et pivot contact. *J Traum Sport.* 2014; 31 (3):171-8.
23. Bouvard M, Lippa A, Reboul G, **Lutz C**. La pubalgie du sportif. *Journal de Traum du Sport.* 2013; 29(2) :105-128

24. Jaeger JH, Lutz C, Van Hille W. Ligamentoplastie du LCA : Mc Intosh FL versus KJ et DIDT Réparation cartilagineuse. Ed Sauramps Médical. 332 p - Montpellier 2002. p 303-310.

D.2 COMMUNICATIONS

1. Etude des complications aseptiques des PTG type Miller-Galante. 21^{ème} Journées d'Orthopédie de Fort de France. 2001.
2. Primal Total Knee Prothesis: with or without LCP, long term results. 1st International congress "Porto XXI Century", Knee Surgery, Arthroscopy and Sports Traumatology. Porto. 2001
3. Les plasties de reconstruction du LCA : principes et matériaux". 1^{ère} Journées Internationales Strasbourgeoises de Chirurgie du Genou et de Traumatologie du Sport. 2001
4. Etude des complications des PTG type Miller Galante. 76^{ème} Réunion Annuelle de la SOFCOT. 2001
5. Lésions cartilagineuses traumatiques de la cheville. 1^{er} Congrès Européen de Traumatologie du football de haut-niveau. Metz. 2002
6. Place respective des ostéotomies et de la chirurgie prothétique dans la gonarthrose. 19^{ème} cours international pathologie, de techniques chirurgicales et de technologie de rééducation. Montpellier. 2002
7. La plastie mixte au fascia lata selon la technique de Mc Intosh modifiée JHJ dans les laxités chroniques antérieures du genou. Résultats d'une série homogène. " Place respective des ostéotomies et de la chirurgie prothétique dans la gonarthrose. 19^{ème} cours international pathologie, de techniques chirurgicales et de technologie de rééducation. Montpellier. 2002
8. De la PCA et la Miller Galante à la Nex Gen et la Médial Pivot. 19^{ème} cours international de pathologie, de techniques chirurgicales et de technologie de rééducation. Montpellier. 2002
9. Pathologie musculaire traumatique (aigüe et séquellaire) chez le coureur à pied. Congrès annuel de la Société de Médecine du Sport d'Alsace. Strasbourg. 2002
10. Surgical treatment of chronic muscular lesions: from caricature to minimal organicity. 2nd European Congress of Sport Traumatology. Monaco. 2003
11. Repair of cartilage lesions in the knee with autogenous chondrocytes transplantation. Strasbourg experience since 1996. 2nd European Congress of Sport Traumatology. Monaco. 2003

12. Les points d'angle du genou : considérations anatomiques et anatomo-pathologiques, évaluation clinique, traitement chirurgical. 21^{ème} journée de Traumatologie du Sport de la Pitié Salpêtrière. Paris. 2003
13. Les lésions cartilagineuses traumatiques de la cheville. 2^{ème} Journée de Médecine du Sport du Stade Bonnal. Sochaux. 2004
14. Surgical treatment of chronic muscular lesions : from caricature to minimal organicity. European Society Sport Knee Arthroscopy. Athènes. 2004
15. Repair of cartilage lesions in the knee with autogenous chondrocytes transplantation. Strasbourg experience since 1996. European Society Sport Knee Arthroscopy. Athènes. 2004
16. Traitement chirurgical des lésions musculaires. Sport Med Est. Vittel. 2004
17. Les instabilités chroniques de la cheville. 43^{ème} Congrès Médical du Football. Strasbourg. 2004
18. Etat actuel de la Chirurgie du Cartilage. Société de Médecine de Strasbourg. Strasbourg 2004
19. ACL reconstruction by modified Mc Intosh fascia lata graft technique performed by arthroscopy. Technical aspect. European Society Sport Knee Arthroscopy. Porto. 2005
20. Retour au sport après reconstruction du LCA. Symposium SFTS. Strasbourg. 2013
21. Risques et complications des plasties antéro-latérales. Conférence d'enseignement congrès SFA. Bordeaux. 2013
22. Réparation méniscale. Symposium congrès SFA. Luxembourg. 2014
23. Chirurgie du LCA en ambulatoire. Symposium congrès SFA. Grenoble. 2015
24. Comportement des structures antéro-latérales du genou lors de la rotation interne. Communication congrès SFA. Grenoble 2015.
25. Pourquoi et comment réaliser une plastie extra-articulaire dans les reconstructions du LCA ? Sutures méniscales : aspects techniques. Symposium of the Annual Meeting of Ho Chi Minh City Arthroscopy Society. Ho Chi Minh. 2015
26. Faut-il opérer une rupture récente du LCA ? Session controversée congrès SFTS. Orléans 2015
27. Que reste-t-il des indications des menisectomies? Table ronde congrès SOFCOT. Paris 2015
28. Ténodèses latérales du genou. Symposium congrès SFA. Paris. 2016
29. Antero-lateral ligament, descriptive anatomical study. Combined anterior and antero-lateral stabilization of the knee with the ilio-tibial band. Journées Lyonnaises du genou. Lyon. 2016
30. Retour du retour externe dans les plasties du ligament croisé antérieur. Journée d'Orthopédie, de Traumatologie de Médecine du Sport du Grand Est. Vittel. 2016

31. Ténodèse latérale du genou. Symposium Société Marocaine d'Arthroscopie. Marrackech. 2017
32. Plasties antéro-latérales du genou. Aspects pratiques et techniques. Conférences d'enseignement congrès SFA. Marseille. 2017
33. Place des plasties antéro-latérales dans les reconstructions du LCA. Conférence d'enseignement de la SOFCOT. Paris. 2017
34. Nouvelle approche du McIntosh-Jaeger par arthroscopie. XXXIVème Journée Raphaëloise de Médecine, Rhumatologie et Traumatologie Sportive. Saint-Raphaël. 2017
35. Chirurgie du LCA mise au point sur les retours externes. INK Tour (Institut National de kinésithérapie). Strasbourg. 2018
36. Dissection ligamentaire du genou. Expérience en 3D Communication congrès SFA. Strasbourg. 2018
37. Ruptures itératives du LCA. Session controversée congrès SFA. Genève. 2021
38. Instabilité du genou : techniques chirurgicales et résultats. Conférence congrès SOFCOT. Paris. 2022
39. Résultats de la reconstruction du LCA avec ténodèse latérale par une plastie continue utilisant la bandelette ilio-tibiale. A propos d'une série prospective de 186 patients à 2 ans de recul. Communication congrès SFA. Toulouse. 2022
40. Enseignements de l'histoire des ligamentoplasties du LCA sur nos pratiques actuelles. Congrès FMC de l'Association des Médecins de Clubs de Football Professionnels. Monaco. 2023
41. Lésion combinée du ligament croisé antérieur et du plan médial ou triade antéro-médiale. Symposium congrès SFA. Lyon. 2023
42. Le fascia lata dans tous ses états. Conférence d'enseignement congrès SFA. Lyon. 2023

D.3 VALORISATION SCIENTIFIQUE

La valorisation scientifique de l'activité de chercheur a été renforcée par la **création d'une start-up, AREAS** (Augmented Reality Enhable Arthroscopic Surgery), donnant lieu au dépôt, à ce jour, de **deux brevets** et un **contrat de collaboration avec des établissements de recherche nationaux de référence**.

1. **Objet** : développement d'une solution de réalité augmentée chirurgicale d'aide aux reconstructions arthroscopique des ligaments du genou grâce à l'intelligence artificielle et la réalité mixte.
2. **Statut** : **création en octobre 2021**. SAS au capital de 1 076 266, 00 euros dont le siège social est situé 2, impasse du Sablon 69003 Lyon, N°SIRET 904 094 828 00012 et les bureaux situés au 2 rue Saint Laurent 38000 Grenoble, N° SIRET 90409482800020, code APE 62.02A.
3. **Ressources humaines** : **10 salariés** au 1^{er} janvier 2024
4. **Dépôt de 2 brevets** :
 - Système d'aide en temps réel à la réalisation d'au moins un tunnel osseux par arthroscopie. Déposée le 24 octobre 2022 sous le numéro FR2211023, au nom de la société AREAS.
 - Procédé mis en œuvre par ordinateur pour modéliser l'articulation d'un patient. Déposé le 13 avril 2023 sous le numéro FR2303713, au nom de la société AREAS.
5. Mise en place d'un **contrat de collaboration de recherche** avec le Centre National de Recherche Scientifique (CNRS), l'Université de Grenoble Alpes et l'Institut Polytechnique de Grenoble (UGA) et l'Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique (INRIA).
6. **Financement** :
 - Capital initial (fondateurs) : 1M€
 - Label Deep Tech : 90k€
 - BPI (Banque pour l'investissement) : 1,2M€
 - Statut Jeune Entreprise Innovante (JEI) : 2,8M€
 - Levée de fond programmée été 2024 : 3 M€
 - Concours I-nov programmé juin 2024

E/ Lettres de recommandation



A qui le droit

Par la présente, j'atteste que le Dr Christian Lutz, chirurgien orthopédiste spécialisé dans les pathologies du genou depuis plus de 20 ans, est membre de l'INSERM-UNISTRA UMR 1260 Nanomédecine Régénérative que je dirige. Le Dr Christian Lutz est chercheur invité et candidat pour une thèse de science par Validation des Acquis de l'Expérience (VAE).

Fait à Strasbourg, le 2 Janvier 2023

Nadia Benkirane-Jessel
Directeur de l'INSERM-UNISTRA UMR 1260
Nanomédecine Régénérative,
CRBS, Strasbourg
nadia.jessel@inserm.fr



Unité Inserm 1110 Institut de recherche sur les maladies virales et hépatiques

3 rue Koeberlé F-67000 STRASBOURG

:

Dr Catherine Schuster

Directrice de Recherche Inserm

Directrice adjointe U1110

+33 (0)6 15 23 71 78

+33 (0)3 68 85 37 41

[catherine.schuster@](mailto:catherine.schuster@unistra.fr)

unistra.fr

Strasbourg, 30 décembre 2022

Objet : Lettre de soutien et de recommandation à la demande d'inscription en Doctorat de Sciences de la Vie de l'Université de Strasbourg de M. Christian Lutz, via une procédure de Validation des Acquis de l'Expérience.

A qui de droit,

Je soussignée Dr Catherine Schuster, Directrice de Recherche à l'Inserm, soutiens favorablement la demande de M. Christian Lutz, à une Validation des Acquis de l'Expérience de ses travaux de recherche en techniques médicales, pour l'obtention d'un Doctorat en Sciences. M. Lutz a contribué à plus de vingt articles de recherche, dont plusieurs en rang d'auteur. Il a présenté ses résultats à des congrès nationaux et internationaux. Ceci démontre la motivation et le dynamisme de

M. Lutz pour la recherche, malgré une activité libérale intense.

M. Lutz est titulaire d'un DEA en Biomécanique de l'ENSAM en 2004. Il est chercheur invité à l'unité Inserm 1260 Strasbourg, dirigée par le Dr Nadia Jessel et est à l'origine d'une start-up, ce qui démontre son appétance pour la recherche.

J'ai reçu M. Lutz lors d'un entretien en Novembre en tant que Directrice de l'Ecole Doctorale des Sciences de la Vie et de la Santé, afin de discuter de la pertinence de son projet.

Lors de cet entretien M. Lutz m'a exposé ses motivations et sa volonté de présenter ses travaux de recherche pour l'obtention d'un Doctorat en Science de la Vie. J'ai été convaincue par son argumentaire.

Le travail de recherche que M. Lutz propose dans le cadre de sa demande de doctorat en VAE présente une démarche scientifique cohérente dans le domaine d'expertise du candidat. Ses travaux allient une étude anatomique suivie d'une étude biomécanique sur les structures antéro-latérales du genou, la définition des critères techniques de réalisation du retour externe, l'application de ces critères à la technique utilisée et enfin évaluation des résultats cliniques.

Les travaux de recherche de M. Lutz présentent les caractéristiques d'un travail de doctorat en techniques médicales. J'approuve et soutiens sans réserve la démarche engagée.

Pour faire valoir ce que de droit,
Strasbourg, le 30 décembre 2022



Catherine Schuster, Docteure *es* Sciences, HDR
Directrice de Recherche à l'Inserm
Directrice adjointe de l'UMR_S1110
Directrice de l'ED SVS

I. Introduction

Après mes études à la Faculté de Médecine de Strasbourg et l'obtention du concours de l'internat, mon choix de spécialisation s'est porté vers la chirurgie orthopédique. Passionné de sport, mon objectif était alors de prendre en charge des patients victimes de traumatismes ou pathologies liés à la pratique sportive. Lors de mes 5 ans d'internat passés dans différents services de chirurgie, j'ai notamment pu me former dans le service du Professeur Jean-Henri Jaeger qui avait alors une renommée internationale en traumatologie du sport, accueillant des sportifs, et en particulier des footballeurs, venant de toute l'Europe. Au terme de cette période de l'internat, j'ai validé mon Diplôme d'Etudes Spécialisées (DES) en chirurgie générale puis mon Diplôme d'Etudes Spécialisées Complémentaires (DESC) en chirurgie orthopédique. J'ai alors exercé pendant 4 ans le poste de Chef de Clinique-Assistant des Hôpitaux (CCA) dans le service du Professeur Jaeger.

C'est à cette période que s'est développé mon intérêt pour la recherche, d'une part par la réalisation d'un DEA option biomécanique à l'ENSAM (Ecole Nationale Supérieure des Arts et Métiers) à Paris et d'autre part en participant à une étude clinique sur les greffes de cartilage avec un laboratoire américain (Genzyme) puis belge (Tigénix).

Ces deux expériences m'ont rapidement fait comprendre que la recherche allait compléter ma formation clinique et chirurgicale par différents aspects :

- Apporter quelque chose à cette spécialité, la faire évoluer, progresser en ayant comme objectif l'amélioration de la prise en charge des patients, fondement du métier de médecin ; ceci était particulièrement vrai pour la recherche sur la régénération du cartilage qui en était à ses débuts avec peu de solution proposée au patient,
- Travailler en groupe, de façon multi-disciplinaire, en collaborant avec des chercheurs en biologie pour le cartilage ou avec de élèves ingénieurs en mécanique de l'école ENSAIS de Strasbourg (actuellement INSA) pour le mémoire de mon DEA,
- Maîtriser la recherche bibliographique pour s'ouvrir sur les avancées scientifiques dans un domaine précis et surtout confronter les résultats de la communauté scientifique internationale avec ses propres travaux,
- Diffuser les résultats des recherches via des publications et des communications lors de congrès, avec l'apprentissage des règles et des outils nécessaires à cet exercice.

Ces premiers pas dans la recherche scientifique m'ont également permis d'appréhender certaines des difficultés et exigences de cette discipline.

De façon très pratique, il m'a fallu trouver un financement pour me rendre de façon hebdomadaire à Paris pendant un an pour mon DEA en actant un partenariat avec un laboratoire industriel tout en

veillant à garder mon indépendance d'exercice professionnel. C'était ma première expérience des problèmes éthiques et de conflits d'intérêt.

D'un point de vue plus scientifique, j'ai découvert l'exigence de la méthodologie et des protocoles des études mais également certains de ses aspects juridiques et législatifs. Ainsi, l'étude sur le cartilage a dû être stoppé un moment car la réglementation sur les transports de tissus d'origine humaine a été modifiée, obligeant l'ensemble des médecins du service du Pr Jaeger impliqués dans ce projet à cesser la collaboration avec le laboratoire américain. Il a fallu une longue période consacrée notamment à la constitution d'un dossier administratif avant de pouvoir reprendre cette étude avec un autre laboratoire.

A la fin de mes années de CCA, ces deux expériences m'ont conforté dans le fait de poursuivre une activité de recherche. Mon objectif était alors de poursuivre une carrière hospitalo-universitaire et j'avais pour cela obtenu le concours de Praticien Hospitalier (PH). Cependant, alors qu'il fallait se présenter aux médecins hospitaliers de différentes spécialités pour l'obtention d'un poste de PH, j'ai ressenti de nombreuses réticences quant à l'attribution de postes universitaires en chirurgie orthopédique et traumatologique que beaucoup considéraient comme déjà suffisamment fournie. Ce sentiment s'est confirmé puisque ma candidature n'a pas été retenue et que j'aurai dû refaire une demande un an plus tard, sans plus de « garantie » d'avoir un poste. Cette expérience m'a fait comprendre qu'une carrière hospitalo-universitaire ne dépendait pas seulement de ses propres capacités, de ses propres travaux, mais aussi facteurs non maîtrisables et en particulier de relations humaines qui comprennent toujours une part de subjectivité. Cette incertitude m'a alors conduit à choisir la voie d'une activité libérale que j'ai débuté en 2005.

Cependant, ce choix de carrière ne m'a pas permis de concilier activité chirurgicale dense, vie familiale et projets de recherche, occasionnant ainsi un « break » de presque dix ans. Etant alors davantage un professionnel de terrain, cette période n'a toutefois pas été une coupure totale avec toute activité scientifique puisque, même sans être directement impliqué dans des activités de recherche, j'ai continué à être actif en tant qu'enseignant à l'école de kinésithérapie de Strasbourg. Cette activité était destinée aux étudiants de 1^{ère} année et consistait en deux heures de cours hebdomadaire de traumatologie osseuse et articulaire. Il s'agissait essentiellement de présentations power point mais aussi de cours pratiques sur la façon de réaliser un examen clinique. L'enseignement confère une responsabilité que j'ai particulièrement apprécié : elle nécessitait de se tenir informé régulièrement de l'actualité sur ce sujet mais aussi de développer des qualités pédagogiques efficaces, confirmant ainsi l'adage « qui enseigne s'enseigne ».

J'ai également été membre du Bureau de la Société Française de Traumatologie du Sport, du Bureau puis Président de la SMATSH, association de Traumatologie du Sport du Grand Est organisant deux

congrès par an et regroupant toutes les spécialités médicales et paramédicales concernées par la traumatologie du sport.

En parallèle, j'ai continué et continue toujours encore, une forme de « veille » scientifique :

- En participant de façon annuelle aux deux congrès nationaux les plus importants, à savoir ceux de la Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique (SOFOT) et de la Société Francophone d'Arthroscopie (SFA) et, au moins tous les deux ans, à un congrès international ;
- En lisant des articles issus des principales revues de chirurgie orthopédique et traumatologique.

A l'occasion de ces lectures, l'évènement déclencheur de mon réinvestissement dans la recherche a été la publication par le belge Steven Claes d'un article en 2013 sur la « découverte » d'un nouveau ligament du genou. Cet article correspondait à la philosophie de la chirurgie ligamentaire du genou apprise pendant mon clinicat auprès du Pr Jaeger et a été le point de départ de travaux de recherche - anatomiques, biomécaniques et cliniques - avec deux autres collègues chirurgiens qui partageaient les mêmes idées.

La continuité de ces travaux a été la création d'une start-up, AREAS (Augmented Reality Enhance Arthroscopic Surgery), dont le but est d'utiliser des innovations technologiques - imagerie 3D, Intelligence Artificielle et Réalité Augmentée - pour améliorer la précision et la personnalisation de la chirurgie arthroscopique. Cette chirurgie exige une courbe d'apprentissage particulière dans la mesure où le chirurgien regarde un écran et non ses mains lors de la réalisation de l'acte opératoire. Il réalise des gestes par rapport à certains repères qu'il visualise par une caméra, sans voir la totalité de l'articulation, et ces repères peuvent varier d'un patient à l'autre. Ces nouvelles technologies pourraient réduire la courbe d'apprentissage en rendant le geste du chirurgien plus précis et en personnalisant ses actes à l'anatomie propre de chaque patient. Ces modalités techniques seront précisées dans la thèse.

En parallèle de ces recherches sur la chirurgie ligamentaire du genou, j'ai été contacté il y a quelques années par le laboratoire INSERM de médecine nano-régénérative de Strasbourg pour la mise en place de la phase clinique d'un process innovant de régénération du cartilage.

Mon investissement pour la recherche s'est ainsi articulé autour de trois projets principaux qui seront développés dans cette présentation : les travaux sur le contrôle rotatoire du genou, les travaux sur les biothérapies du cartilage et la création d'une société d'utilisation de technologies innovantes en chirurgie.

Chacun de ces projets a eu une genèse différente et a nécessité d'utiliser et surtout de développer des compétences différentes, en respectant les principes d'éthique, d'intégrité scientifique et de déontologie ainsi définis : l'éthique nous invite à réfléchir aux valeurs qui motivent nos actes et à leurs conséquences et fait appel à notre sens moral et à celui de notre responsabilité. La déontologie réunit les devoirs et obligations imposés à une profession, une fonction ou une

responsabilité. L'intégrité scientifique concerne, quant à elle, la « bonne » conduite des pratiques de recherche.

La plupart de ces compétences sont bien résumées par les sept principes d'intégrité de la charte française de déontologie des métiers de la recherche publiée en janvier 2015 et seront développées dans ce document :

- Respect des dispositifs législatifs et réglementaires
- Fiabilité du travail de recherche
- Communication
- Responsabilité dans le travail collectif
- Impartialité et indépendance dans l'évaluation et l'expertise
- Travaux collaboratifs et cumul d'activités
- Formation

Il est précisé ici que certaines compétences sont communes à deux ou aux trois projets mais par soucis de clarté ne seront pas répétées dans chacun des chapitres.

Enfin, en parallèle de ces compétences nécessaires pour la recherche, j'ai pu constater au cours des différents projets qu'il y avait également des qualités humaines, communes avec l'exercice de la chirurgie, qui m'ont été et me sont utiles. Il s'agit principalement de la rigueur, la précision, la persévérance, la remise en question ou encore la patience.

Ma demande de validation des acquis de l'expérience (VAE) s'inscrit dans une volonté de faire la synthèse de ces travaux, dans l'objectif d'accentuer mon activité de recherche scientifique dans le domaine de l'orthopédie. L'obtention d'un doctorat en sciences permettra de valider une certaine expertise dans le domaine de la recherche et donc une crédibilité auprès de tous les partenaires potentiels dans ce domaine, instituts de type INSERM, laboratoires publics ou privés, fabricants de matériel d'orthopédie.

II. Travaux sur le contrôle rotatoire du genou

II.1 GENESE DU PROJET

L'idée de lancer un programme de recherche sur ce sujet est née d'une réflexion commune avec 2 autres chirurgiens orthopédistes, le Dr Pierre Imbert de Fréjus et le Dr Bertrand Sonnery-Cottet de Lyon, à la suite d'un article du belge Steven Claes sur la découverte d'un « nouveau » ligament du genou. Il s'agissait d'une étude anatomique de dissection qui a mis en évidence l'existence d'un ligament sur la face latérale du genou, le ligament antéro-latéral, dont le rôle serait de contrôler la rotation du genou, en synergie avec le ligament croisé antérieur (LCA). Non reconstruit, il expliquerait certains échecs de ligamentoplasties isolées du LCA. Cet article a été à l'origine de nombreux débats, lors des congrès ou au travers des publications, quant à la réalité de ce ligament et quant à sa fonction.

Avec mes deux collègues, nous avons été sensibilisés dès notre formation à ce problème du contrôle rotatoire du genou et de la nécessité de faire une plastie additionnelle, antéro-latérale, pour améliorer nos résultats. Suite à la publication de l'article de Steven Claes, nous avons voulu confirmer nos hypothèses en réalisant nous-même des études anatomiques, biomécaniques et cliniques sur ce sujet. Il s'agissait donc de mener à bien un projet de recherche scientifique allant d'un concept théorique, anatomique, à une application clinique, chirurgicale. Les questions auxquelles nous voulions répondre étaient les suivantes :

- Existe-il une structure anatomique impliquée dans le contrôle rotatoire du genou ?
- Quel est son comportement biomécanique ?
- Quels principes les techniques chirurgicales doivent-elles respecter pour restaurer sa fonction ?
- Ces techniques sont-elles efficaces d'un point de vue clinique ?

En préambule à la mise en place de nos études, nous avons fait une revue exhaustive de la littérature pour s'inspirer des protocoles utilisés afin de pouvoir comparer nos résultats à ceux des autres équipes.

II.2 ÉTUDE ANATOMIQUE ET BIOMECANIQUE

Il a donc fallu écrire et respecter une *méthodologie rigoureuse* pour chacune des études.

Concernant l'étude anatomique et biomécanique, il a fallu se conformer aux **dispositifs législatifs et réglementaires** relatifs à des travaux effectués sur des pièces anatomiques cadavériques humaines. Après une phase de prospection, nous avons trouvé un accord avec un laboratoire agréé, le laboratoire d'anatomie de Tours, pour réaliser la partie manipulation expérimentale. Pour obtenir cet accord, il a fallu rédiger et remettre au laboratoire le protocole complet des manipulations effectuées, comprenant les étapes de dissection et les tests mécaniques, et assurer de la restitution non délabrée des pièces anatomiques à la fin des manipulations. Ce protocole a été validé par un comité d'éthique local. Il est important de souligner que ce type de travaux anatomiques devient de plus en plus difficile à mettre en œuvre car depuis 2022, il y a eu une modification de la législation française autour de la problématique du don du corps et il est à présent interdit, sauf exception, de démembrer un corps à des fins de dissections ou d'études anatomiques. Nul doute que cette loi, dont le décret d'application est encore en cours de discussion, risque de freiner, voire de bloquer un certain nombre de projets de recherche en France.

Afin d'assurer la **fiabilité de ce travail de recherche**, une analyse statistique préalable réalisée par une société spécialisée en biostatistiques (Capionis) a été menée pour savoir combien de dissections et tests mécaniques seraient à effectuer pour avoir des résultats significatifs.

Dans ce même objectif de fiabilité, un protocole précis a été rédigé, pour l'étude anatomique et pour l'étude biomécanique. Celle-ci incluait l'utilisation d'un système navigation qu'il a fallu se procurer, financer et apprendre à manipuler. Le système de navigation a été fourni par la société Praxim. Le principe consiste à fixer des capteurs sur l'os du tibia et du fémur dont les déplacements vont être détectés par une double caméra infrarouge. De plus, les surfaces articulaires vont être palpées à l'aide d'un instrument dont le déplacement est également détecté par la caméra infrarouge. Ces deux manipulations permettent ensuite la reconstruction d'un modèle en trois dimensions de l'articulation puis de mesurer les déplacements de points anatomiques les uns par rapport aux autres en fonction des structures ligamentaires sectionnées. Le rôle spécifique de ces structures peut donc être déterminé pour différents mouvements de l'articulation du genou.

Le financement a été assuré par une société d'implants orthopédiques qui utilisait ce système de navigation pour la mise en place de prothèses de genou, et dont un de mes collègues était consultant.

Après avoir collecté et fait une **analyse critique** de l'ensemble des données en les comparant avec ceux de la littérature internationale, les résultats issus de ces manipulations ont donné lieu à **publications et des communications** lors de congrès.

Jusqu'à peu, la rédaction d'articles scientifiques ne faisait pas partie du cycle de formation des études médicales en France, contrairement à ce qui se faisait en Amérique du Nord. C'est donc en autodidacte qu'il m'a fallu apprendre les règles de cet exercice spécifique de notre métier. Certes la rédaction d'articles scientifiques n'est pas obligatoire pour un chirurgien mais elle constitue, pour moi comme pour d'autres collègues, le meilleur moyen de diffusion de ses recherches et de ses

résultats afin de les comparer aux résultats des autres équipes pour au final faire progresser notre discipline et la qualité des soins apportée à nos patients.

Le point de départ de la rédaction d'un article est globalement assez simple : il faut poser une problématique, par exemple dans le cas des études ici présentées, quel est le rôle des structures antéro-latérales du genou, et y apporter une réponse. La méthodologie est ensuite construite en s'appuyant sur une analyse de la littérature s'agissant d'études similaires, en veillant particulièrement aux règles d'éthique et de protection des personnes qui seront validés par un CPP (Comité de Protection des Personnes). Une analyse statistique, réalisée le plus souvent par des services ou sociétés spécialisées, permet de vérifier si les résultats obtenus sont significatifs ou non. Enfin, une discussion permet de comparer les résultats de l'étude avec ceux d'autres équipes.

Le choix de la revue reste un exercice difficile, d'autant qu'il y a plus de 80 revues référencées en Orthopédie Traumatologie. Concernant nos travaux, ce choix a été guidé vers des revues traitant de sujets identiques et par un compromis qu'il a fallu trouver entre l'impact souhaité et le niveau d'exigence demandé par les comités de rédaction.

Ces travaux ont donné lieu à des **publications** dans la revue de référence française d'orthopédie **Orthopaedics and Traumatology Surgery and Research (Impact Factor 2,3)** et des revues internationales comme **Arthroscopy (Impact Factor 4,43)** et **American Journal of Sports Medicine (Impact Factor 7,01)**.

Concernant les communications, elles reflètent de façon plus synthétique, par rapport aux articles, les résultats des études réalisées avec comme objectif principal que le participant retienne quelle était la problématique et quelle était la réponse. Le choix des congrès où les communications sont présentées dépend beaucoup du sujet traité avec comme objectif soit de toucher le plus grand nombre, soit de cibler un public de spécialistes de la question traitée.

La partie expérimentale de nos études ne constituait que le premier socle du projet global dont la finalité était d'améliorer les soins prodigués aux patients. La validation de l'existence d'une structure ligamentaire antéro-latérale impliquée d'un point de vue biomécanique dans le contrôle rotatoire du genou, ouvrait la voie à la partie chirurgicale et clinique.

II.3 ÉTUDE CLINIQUE

Là encore, le respect d'une méthodologie rigoureuse en se conformant aux dispositifs législatifs et réglementaires a été nécessaire mais difficile. Parmi les obstacles rencontrés, il a fallu obtenir l'accord du CPP (Commission de Protection des Personnes), contracter une assurance spécifique pour l'étude clinique, faire rédiger le protocole par une société spécialisée dans la rédaction de la

méthodologie d'études en Orthopédie-Traumatologie (Capionis) obtenir le financement en créant une association dédiée à la recherche, seule possibilité de partenariat avec un laboratoire industriel. Ces difficultés majeures m'ont conduit à faire une communication au congrès national de la SOFCOT (Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique) s'intitulant : « Peut-on encore publier ses résultats en France ? ». La persévérance et la patience ont été nécessaires pour mener à bien cette étude clinique qui a également donné lieu à une communication et une publication.

Toutes les études constituant ce projet global seront détaillées dans la thèse.

II.4 IMPACTS SCIENTIFIQUES PERSONNELS CONSECUTIFS A CES TRAVAUX

Les résultats de ces travaux, rejoignant ceux d'autres équipes à travers le monde, ont confirmé que la réalisation d'une plastie antéro-latérale en complément de la reconstruction du ligament croisé antérieur est fortement recommandée. De fait, ces techniques font partie du programme de *formation* des jeunes chirurgiens que j'accompagne de par ma fonction de responsable de l'*enseignement* au sein du Bureau de la Société Francophone d'Arthroscopie ou encore lors de workshops organisés par les laboratoires industriels.

L'ensemble des communications et publications liées à ces travaux m'ont donné une crédibilité scientifique auprès des sociétés savantes et m'ont conduit devenir *reviewer* de l'OTSR (Orthopaedics Traumatology Surgery Research), revue nationale de référence dans le domaine de l'orthopédie et la traumatologie (Impact Factor 2,3 et classe SIGAPS C). La fréquence de cette activité est assez variable, dépendant des articles soumis à la revue, mais représente en moyenne 5 à 6 articles par an. Il s'agit d'un exercice enrichissant mais fastidieux car obligeant à vérifier à la fois la forme, c'est-à-dire le respect des règles de rédaction, et le fond avec en particulier une analyse comparative des résultats de l'article et ceux de la littérature. En ce qui me concerne, le bénéfice principal est d'être en permanence au fait de l'actualité chirurgicale orthopédique que je peux mettre à profit dans mon activité quotidienne mais qui me sert aussi comme base de discussions lors des congrès ou conférences auxquels je participe.

III. Recherche sur les biothérapies du cartilage avec l'INSERM

Mon implication dans ce projet de recherche sur une solution innovante de traitement des lésions du cartilage, fait suite à la sollicitation du Dr Nadia Jessel-Benkirane, directrice de l'unité INSERM U1260 de nano-médecine régénérative de Strasbourg. L'objectif qui m'a été confié était de contribuer à la faisabilité et la mise en place de la phase clinique du projet.

III.1 ANALYSE DU PROJET

Echanges collaboratifs avec les chercheurs

La première étape a été de comprendre le principe de ce processus thérapeutique biologique et ce qu'il avait de différent par rapport aux thérapies cartilagineuses existantes que j'avais l'habitude d'utiliser. J'ai donc rencontré à plusieurs reprises les chercheurs de l'unité U1260 au sein de leurs locaux pour prendre connaissance de leurs travaux, depuis la genèse jusqu'à l'obtention du produit final destiné aux patients. Cette phase a été l'occasion d'un *échange collaboratif avec des chercheurs*, interlocuteurs différents de ceux rencontrés dans mon activité de chirurgien. J'ai pu ainsi développer ma capacité à travailler en équipe avec eux, à comprendre leur langage, leurs problématiques et leurs façons de travailler. La notion d'équipe est très présente, bien plus que dans le domaine de la chirurgie où le chirurgien prend souvent seul la décision d'opérer ou non. Les chercheurs, eux, sont en permanence dans le partage de leurs avancées, de leurs difficultés, de leurs projets. Ils ont des doutes, émettent des hypothèses, cherchent à les confirmer, là où le chirurgien est plus dans ses certitudes ... Le terme de communauté scientifique prend également tout son sens tant les chercheurs sont connectés sur tout ce qui se fait à travers le monde par la lecture de la littérature internationale et la participation aux congrès. Enfin, c'est une communauté internationale où tous les échanges se font en anglais.

Recherche bibliographiques – Place de la recherche française sur le cartilage au niveau international

Cette étape a également nécessité de faire des *recherches bibliographiques* sur ce sujet afin de confirmer le caractère novateur du processus thérapeutique mais aussi de s'inspirer des méthodologies déjà décrites et validées pour le passage à la phase clinique. Cette analyse bibliographique a par ailleurs permis de prendre conscience du retard de la France par rapport à la communauté scientifique internationale dans le domaine de la recherche sur le cartilage. Il existe notamment un paradoxe entre des équipes de recherches fondamentales à la pointe de l'innovation et la pauvreté des études cliniques. Une des explications pourrait être la lourdeur parfois décourageante des étapes législatives et réglementaires, dont ce projet en est une parfaite illustration. Certains chercheurs français sont donc obligés de s'expatrier dans des pays plus attractifs, avec plus de moyens et moins de contraintes réglementaires, pour la validation clinique de leur recherche fondamentale. Parfois

ce sont des chercheurs étrangers qui viennent se former et travailler dans des laboratoires de recherche français puis repartent dans leurs pays pour valider les phases cliniques. Dans d'autres situations, s'agissant de projets multicentriques internationaux, les phases de recherche sont effectuées dans les instituts de recherche français et les phases cliniques dans un ou plusieurs des autres pays étrangers participants à l'étude.

III.2 ECRITURE DU SYNOPSIS DE L'ETUDE

La 2^{ème} étape a ainsi consisté à établir le synopsis du déroulement précis de cette phase clinique ainsi que son calendrier prévisionnel (flowchart). Là encore, il a fallu être patient et persévérant en rencontrant tous les intervenants impliqués dans le process (laboratoire de fabrication du produit, transporteur, pharmacie, Centre d'Investigation Clinique, administration des établissements, équipe des blocs opératoires, radiologues, biologistes ...) leur précisant nos impératifs, écoutant leurs difficultés, établissant un budget pour chaque poste et s'assurant de la synchronisation parfaite du parcours clinique du patient et du produit thérapeutique.

Au total, 5 versions et corrections du protocole ont ainsi été nécessaires jusqu'à l'obtention de la version définitive.

Une *réflexion éthique et déontologique* a également été nécessaire dans l'établissement des critères d'inclusion et d'exclusion des patients concernés par cette étude. A côté des critères morphologiques de la lésion à traiter, des antécédents du patient, de ses caractéristiques physiques qui sont des éléments objectifs, il a fallu s'assurer de son sérieux et de son implication dans toutes les phases de l'étude. Ceci est essentiel d'autant qu'à la fin du programme, une 2^{ème} opération pour réaliser une biopsie du cartilage est prévue et cette biopsie est déterminante pour confirmer l'intérêt, ou non, de la greffe réalisée. Or, il peut arriver qu'un patient qui a bénéficié de la greffe et qui va bien, refuse cette 2^{ème} opération qui pour lui-même n'est pas nécessaire. Cette partie d'inclusion ou d'exclusion est donc plus subjective nécessitant une explication claire du projet, avec ses avantages et ses inconvénients, sans pour autant se laisser influencer par des critères d'apparence extérieure du patient, d'où le côté éthique et déontologique de la sélection du patient.

III.3 PHASE TECHNIQUE PRE-CLINIQUE

L'étape suivante était la validation de la faisabilité technique d'implantation du produit. Cette étape a débuté dans le laboratoire de l'INSERM en manipulant la membrane thérapeutique. Force était alors de constater que la réalité de l'éprouvette n'était pas celle du bloc opératoire ! Il donc fallu réfléchir et retravailler sur cette membrane pour rendre son utilisation possible en situation réelle d'implantation sur un genou humain. Des essais ont ensuite été réalisés et validés au laboratoire d'anatomie sur pièces cadavériques, en respectant les *dispositifs législatifs et réglementaires* relatifs à ces manipulations sur tissus humains. Là encore, c'est la *collaboration chercheur / clinicien* qui a permis de trouver la solution faisant tout l'intérêt de ce type de projet de recherche.

En effet, le clinicien connaît la réalité du terrain et a une approche très pragmatique ou pratique de la façon dont des produits ou implants issus de la recherche vont pouvoir être concrètement mis en place. Si cela n'est pas réalisable, le chercheur va trouver, de part ses connaissances fondamentales et technologiques, la ou les solutions pour répondre aux problèmes posés par le clinicien.

III.4 PHASE CLINIQUE (EN COURS)

Les étapes nécessaires à la mise en œuvre de la phase clinique sont à présent validées et les premières inclusions sont prévues pour le dernière trimestre 2024. Il conviendra d'être particulièrement vigilant avec toutes les équipes chirurgicales impliquées, de *respecter impartialité et indépendance dans l'évaluation des résultats et l'expertise demandée*.

Mon implication dans ce projet et la validation de la mission confiée m'ont permis d'intégrer l'équipe de l'unité U1260 de l'INSERM en tant que « *chercheur invité* ».

IV. Création d'une start-up d'utilisation de technologies innovantes en chirurgie

IV.1 GENESE DE LA SOCIETE AREAS

La création de cette start-up est née d'un double constat :

- Les travaux sur le contrôle rotatoire du genou ont montré que la chirurgie ligamentaire du genou devenait de plus en plus complexe et qu'il allait falloir aider le chirurgien dans la réalisation de ces opérations ; cette complexité résulte dans le fait que pour améliorer les résultats de cette chirurgie, il est à présent recommandé de réaliser une ou plusieurs plasties additionnelles à la simple reconstruction du ligament croisé antérieur. L'addition de gestes ligamentaires augmente le nombre de tunnels osseux pour la mise en place des greffes avec des risques potentiels de collision des tunnels et surtout d'erreurs de positionnement et donc de moins bons résultats.
- Près de 40% des échecs des ligamentoplasties sont la conséquence d'un mauvais positionnement des tunnels osseux (imprécision ou inadaptation à l'anatomie du patient).

L'objectif fixé initialement était d'améliorer la précision et surtout la personnalisation des plasties ligamentaire, en utilisant les *technologies d'innovation* que sont l'imagerie 3D, la réalité augmentée et des algorithmes d'intelligence artificielle.

Sans rentrer dans les détails technologiques qui seront développés dans la thèse, le principe d'AREAS sera de permettre aux chirurgiens d'avoir accès à une vision 3D de l'articulation qu'il opère, ce qui permettra d'optimiser la précision du geste chirurgical, de lui apporter une aide technique au cours de l'intervention via des tutoriels dédiés dans les lunettes mais aussi véritablement de le guider dans ses gestes. La chirurgie sera donc beaucoup plus précise et personnalisée car basée sur l'anatomie de chaque patient.

Il s'agit donc d'un projet de recherche dans sa définition la plus globale, issu de travaux fondamentaux anatomiques et biomécaniques sur le ligament antéro-latéral, consécutifs à des résultats cliniques (l'amélioration du contrôle rotatoire du genou par les plasties antéro-latérales) et faisant appel à l'innovation.

IV.2 ENQUETE DE PRATIQUE ET ETUDE DU MARCHE

Avant d'entreprendre les démarches de création de la start-up, nous avons, avec les deux autres cofondateurs, effectué une enquête de pratique et une étude de marché.

Chaque année, plus de cinq millions d'arthroscopie sont réalisées dans le monde dont 40% au niveau du genou et pour cette articulation, 80% sont des opérations de reconstructions ligamentaires. Notre solution initiale est prévue pour le genou mais sera applicable dans le futur à toutes les articulations accessibles à l'arthroscopie (épaule, coude, poignet, hanche, cheville, rachis). Le chiffre d'affaire annuel de l'ensemble de la chirurgie arthroscopique a été estimée à plus de quatre milliards USD en 2021. Il s'agit donc d'un marché plus que conséquent.

L'enquête de pratique (figure 1) a été très intéressante car elle a permis de conforter notre idée d'aider le chirurgien dans la précision de son geste pour réduire les risques iatrogènes, diminuer la courbe d'apprentissage mais aussi à améliorer son confort de travail, point que nous n'avions pas évoqué initialement. Il convient ici de rappeler que la chirurgie arthroscopique s'effectue à l'aide d'une caméra introduite dans l'articulation et que le chirurgien opère en regardant un écran dans une position parfois inconfortable (torsion du tronc, de la tête ...). L'utilisation de lunettes de réalité augmentée permettra d'avoir l'image arthroscopique directement dans le champ de vision du chirurgien.

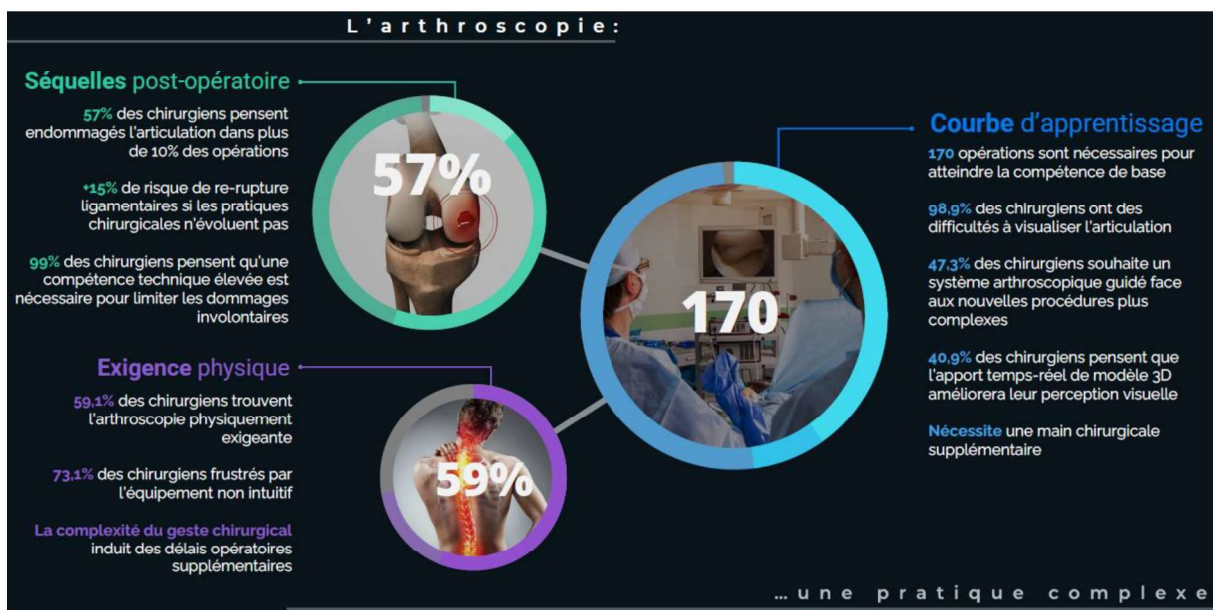


Figure 1 : enquête de pratique confirmant un besoin vérifié : « Diminuer la courbe d'apprentissage en améliorant l'ergonomie, sécuriser le geste en visualisant toutes les structures anatomiques à risque de lésion iatrogène, améliorer la précision en guidant le geste » (Jaiprakash A, O'Callaghan WB, Whitehouse SL, et al. Orthopaedic surgeon attitudes towards current limitations and the

potential for robotic and technological innovation in arthroscopic surgery. J Orthop Surg. 2017 Jan;25(1):2309499016684993. doi: 10.1177/2309499016684993)

IV.3 CREATION DE LA SOCIETE

Etant à l'origine de cette création et Président depuis septembre 2021, il m'a fallu utiliser les compétences de chercheur et de créateur d'entreprise dans le cadre *de travaux collaboratifs et cumul d'activités*.

ASPECTS JURIDIQUES ET ADMINISTRATIFS

La création d'entreprise a nécessité la prise de contact avec des juristes, banquiers, experts-comptables, avocat du droit du travail, société de conseil dans la création de start-up... ce qui n'est certes pas une activité de recherche mais est indispensable pour s'assurer des conditions légales et règlementaires de sa réalisation.

RESSOURCES HUMAINES ET FONCTIONNEMENT

La deuxième étape a été la constitution de l'équipe qui compte à ce jour cinq fondateurs (trois chirurgiens, un radiologue et un dirigeant de société d'orthopédie), un CEO (Chief Executive Officer), un CTO (Chief Technical Officer) et une dizaine de salariés comprenant des docteurs en Intelligence Artificielle et Réalité Mixte pour lever les verrous technologiques, des ingénieurs recherche et développement pour la conception et évaluation des produits finis et des ingénieurs qualitatifs.

Il a fallu ensuite expliquer et *féderer l'équipe autour du projet de recherche*.

Un calendrier technique a été mis en place (*roadmap technique*). Des réunions hebdomadaires sont organisées entre les chirurgiens, le CEO et le CTO et trimestrielles avec toute l'équipe afin de partager les avancées, les difficultés, les besoins de chacun, les choix stratégiques. Les points discutés sont très variés, comme par exemple la préparation du dossier de demande de subvention auprès de la Banque Pour l'Investissement (BPI), l'acquisition d'équipements nécessaires au développement des différents projets (équipements informatiques, logiciels, caméra d'arthroscopie, lunettes de réalité augmentée, ...), l'embauche de nouveaux ingénieurs comme récemment l'embauche d'un ingénieur qualité, la préparation de workshop sur pièces cadavériques, la tenue de séances de revue la bibliographie récente, la préparation de réunions avec des sociétés d'orthopédie en vue de créer des partenariats, les brevets en cours et à venir, le point sur la trésorerie, ...

Ces échanges, par visio-conférences, réunions présentielles ou en laboratoire pour la réalisation de tests, est capital, nécessitant *rigueur, persévérance et remise en question*. Cette étape traduit ma *responsabilité dans le travail collectif* demandée à un chercheur.

PROTECTION INTELLECTUELLE

Sensibilisés à la *protection intellectuelle*, deux *brevets* ont déjà été déposés dont il a fallu assurer la rédaction avec une société spécialisée. Ces deux brevets s'intitulent :

- Système d'aide en temps réel à la réalisation d'au moins un tunnel osseux par arthroscopie
- Procédé mis en œuvre par ordinateur pour modéliser l'articulation d'un patient.

Ceci permettra au chirurgien de voir dans les lunettes de réalité augmentée la totalité de l'articulation alors qu'avec sa caméra il n'en voit qu'une partie. La finalité sera ensuite de visualiser dans les lunettes les zones d'insertion des ligaments que l'on veut remplacer et de réaliser les tunnels osseux exactement à ces endroits par un système de guidage des instruments chirurgicaux. C'est ainsi le chainage entre les algorithmes, qui à titre individuels ne sont pas brevetables (du moins en France, ce qui n'est pas le cas aux Etats-Unis) et une application technique chirurgicale assistée (le guidage des instruments chirurgicaux) qui ont permis de déposer ces brevets.

FINANCEMENT

Une des étapes clés à tout projet de recherche est son financement. Avec des spécialistes de cette question, nous avons défini quelles allaient être nos besoins et comment trouver les ressources correspondantes, l'ensemble de ces points étant détaillés au sein d'une *roadmap financière*. Après une mise au capital initiale de la part des fondateurs (1M€), le financement a été complété par l'obtention du statut de Jeune Entreprise Innovante (2,8M€) donnant lieu à des exonérations fiscales, du label Deeptech (90k€), des subventions de la Banque Pour l'Innovation (1,2M€). La participation au concours I-Nov (2,5M€) et une levée de fond auprès d'autres investisseurs (3M€) sont planifiés pour 2024. Le projet technologique et son mode de financement a fait l'objet d'une sollicitation et d'une *présentation sur la chaîne télévisée BFM TV Business*.

A présent la société continue de se développer, de recruter, de lever progressivement les différents verrous technologiques avec comme perspectives une levée de fonds en 2024 et la finalisation de notre solution en 2025.

V. Conclusion

Au cours de ma carrière, mon intérêt pour la recherche scientifique a été continue. L'idée directrice de cet intérêt a été, et est toujours, de pouvoir apporter aux patients dont j'ai la charge le meilleur traitement possible, en l'occurrence dans le domaine de la chirurgie du genou, que ce soit en termes d'indications, de techniques opératoires et de suivis. Or cette quête, certes idéaliste, ne peut pas, à mon sens, être obtenue par des certitudes jamais remises en question, des dogmes de principe et un immobilisme intellectuel.

La recherche aujourd'hui est pour moi un vecteur de progrès, vécue à la fois de façon passive par une veille scientifique via l'analyse de la littérature et la participation à des congrès, mais aussi de façon active comme coordonnateur de projets spécifiques. Dans ce contexte, j'ai collaboré avec plusieurs laboratoires de recherche, l'ENSAIS à Strasbourg et l'ENSAM à Paris dans le cadre de mon DEA, l'INSERM UMR 1260 pour la recherche sur le cartilage.

Mon activité professionnelle de chirurgien du genou et mon activité de recherche m'ont conduit à ce jour à faire **24 publications** comme auteur ou co-auteur (**impact factor maximal de 7**) et près de **40 communications comme orateur principal dans des congrès nationaux et internationaux**.

Cet exercice de la publication m'a beaucoup apporté car il constitue une forme de condensé des qualités requises pour un chercheur : poser une problématique, avoir une ou plusieurs hypothèses, écrire un protocole ou une méthodologie rigoureuse, analyser les résultats avec objectivité et impartialité, comparer les résultats avec d'autres articles similaires de la littérature pour au final apporter une réponse claire à la problématique posée, l'ensemble nécessitant patience et persévérance. De plus, le choix des revues où publier ses travaux est en lui-même enrichissant : il oblige à connaître les différentes revues existantes, le type d'articles publiés, le type de lecteurs visés et rien que l'analyse des sommaires indique déjà quels sont les thèmes d'actualité dans un domaine spécifique.

Dans le cadre de perspectives d'avenir et en continuité avec les travaux déjà réalisés, je suis à l'origine avec deux autres *co-fondateurs d'une start-up* dont l'objectif est d'améliorer la précision et la personnalisation des plasties ligamentaires du genou par l'*utilisation de technologies innovantes* à savoir l'imagerie 3D, l'Intelligence Artificielle et la Réalité Augmentée.

Cette démarche de VAE m'a permis de faire la synthèse de toutes mes actions au sein de la recherche, passées et en cours, faisant appel à de multiples compétences, médicales, technologiques et humaines, reposant sur le trépied de l'éthique, la déontologie et l'intégrité scientifique.

Fort de ces expériences, mon objectif est à présent de m'investir davantage dans la recherche scientifique et médicale en participant à des projets et en accompagnant les plus jeunes dans leur formation.

Le thème de recherche que je souhaiterai développer dans ma thèse concerne, et j'y ai déjà fait plusieurs fois références, la stabilisation rotatoire du genou dans les ruptures du ligament croisé antérieur. Cette problématique constitue en quelque sorte le fil rouge de ma carrière chirurgicale. J'y ai été sensibilisé très tôt, dès mon premier stage d'internat auprès du Pr Jean-Henri Jaeger, pour qui c'était la clef du succès de la chirurgie ligamentaire du genou. Il avait développé une technique opératoire en ce sens, qu'il m'a transmis et qui donnait effectivement de bons résultats. Néanmoins, pour des raisons que je détaillerai dans mon travail, cette technique a été critiquée et pour beaucoup abandonnée. Pour ma part, j'avais le sentiment que les principes de cette technique étaient bons mais qu'il fallait la « moderniser » pour répondre aux critiques et la faire accepter par la communauté chirurgicale et bien sûr par les patients. Mon objectif était alors de répondre à ces

critiques, en modifiant la technique, en la faisant publier, en communiquant à l'occasion de congrès, en l'enseignant. Mais c'est surtout la publication en 2013 du belge Steven Claes sur la découverte d'un « nouveau » ligament antéro-latéral du genou dont le but était d'améliorer le contrôle de la rotation du genou et qu'il fallait reconstruire lors des opérations, qui a marqué un tournant dans ma carrière de chirurgien et de chercheur. Ce travail a remis dans l'actualité les principes défendus par mon maître le Professeur Jaeger et a constitué le point de départ de travaux anatomiques, biomécaniques et cliniques qui ont permis de répondre de façon scientifique aux critiques anciennement émises. C'est ainsi l'ensemble de ce parcours qui fera l'objet de mon travail de recherche.

G/ Sujet de recherche : Analyse, stratégie thérapeutique et innovations technologiques lors de la stabilisation rotatoire du genou dans les reconstructions du ligament croisé antérieur

Analyse, stratégie thérapeutique et innovations technologiques lors de la stabilisation rotatoire du genou dans les reconstructions du ligament croisé antérieur

Docteur Christian LUTZ

I. Etat de l'art

Le ligament croisé antérieur (LCA) suscite un intérêt scientifique majeur dans la communauté médicale. Au 6 octobre 2023, le moteur de recherche Pubmed recensait 28525 articles sur ce sujet, avec un nombre de publications croissant au fil des années. Lorsque ce ligament est rompu, le patient peut développer une instabilité qui conduit dans certains cas à un traitement chirurgical. L'indication d'opérer dépend le plus souvent de la gêne occasionnée ou du souhait du patient par rapport à la reprise d'activités sportives. Environ 50000 reconstructions du LCA sont réalisées chaque année en France. Elles concernent habituellement une population jeune et active avec un impact médical sur l'avenir fonctionnel du genou, un impact sportif lié à un arrêt des sports de plusieurs mois et un impact social et économique par les coûts directs liés aux soins et indirects liés principalement aux arrêts de travail (1).

Le traitement chirurgical, lorsqu'il est indiqué, est la première phase du processus thérapeutique, suivi dans un deuxième temps de la phase de rééducation.

Il est donc essentiel que ce traitement chirurgical restitue au mieux la fonction du genou telle qu'elle l'était avant la rupture du LCA. Dans ce contexte, le contrôle de la laxité rotatoire par la chirurgie est primordial et constitue l'objet de ce travail.

Les objectifs de cette introduction sont multiples :

- Rappeler la biomécanique du LCA et la cinématique du genou afin de bien comprendre les enjeux de sa reconstruction ;
- Replacer le problème du contrôle rotatoire du genou dans un contexte historique ;
- Préciser en quoi cette problématique est d'actualité ;
- Expliquer les principes techniques des opérations permettant le contrôle de la laxité rotatoire du genou ;
- Analyser les complications potentielles de cette chirurgie ;
- Exposer les résultats cliniques ;
- Donner les indications actuellement recommandées pour réaliser ces opérations.

Au terme de cette introduction, quatre articles résultants de mon implication dans la recherche sur cette problématique seront exposés et commentés. Il s'agit de travaux liés à un raisonnement scientifique en répondant aux questions suivantes :

- Quelles sont les structures anatomiques impliquées dans le contrôle rotatoire du genou ?
- Quel est leur comportement biomécanique ?
- Tenant compte de ces données fondamentales anatomiques et biomécaniques, quels sont les principes techniques à respecter pour leur reconstruction chirurgicale ?

- Quels sont les résultats cliniques de ces interventions ?

La conclusion s'ouvrira sur des perspectives d'avenir concernant la chirurgie ligamentaire du genou concrétisées par mon engagement dans une start-up, AREAS, (*Augmented Reality Enhance Arthroscopic Surgery*) dont l'objectif est d'améliorer la précision et surtout la personnalisation des plasties ligamentaires, en utilisant les technologies d'innovation que sont l'imagerie 3D, la réalité augmentée et des algorithmes d'intelligence artificielle.

I.1 RAPPELS DE BIOMECANIQUE DU LIGAMENT CROISE ANTERIEUR ET DE LA CINEMATIQUE DU GENOU

La compréhension des enjeux de la reconstruction du ligament croisé antérieur (LCA) nécessite de bien comprendre ses fonctions et les conséquences biomécaniques de sa rupture.

Le LCA assure deux fonctions essentielles :

- Le contrôle de la laxité antérieure et rotatoire du genou
- Le guidage du mouvement de roulement-glissement

La rupture de ce ligament va donc conduire à une augmentation de la laxité antérieure ainsi qu'à la perte du contrôle rotatoire du genou se traduisant au niveau clinique par un ressaut correspondant à la subluxation du condyle fémoral latéral en arrière du plateau tibial latéral en raison d'un excès de la rotation tibiale médiale. C'est ce ressaut qui donne au patient la sensation désagréable que son genou se « déboite ».

La combinaison des mouvements de roulement-glissement assurés par les deux ligaments croisés, antérieur et postérieur, au cours de la flexion du genou, permet aux condyles fémoraux de rester en face des plateaux tibiaux. S'il n'y avait que du roulement, les condyles se retrouveraient en arrière du tibia en fin de flexion.

La rupture du LCA va donc perturber ses deux fonctions assurant la cinématique normale du genou avec comme conséquence la survenue de lésions méniscales et chondrales puis, secondairement, d'arthrose (2). C'est en particulier la persistance du ressaut qui est néfaste pour l'avenir du genou (3) et sa suppression est donc un objectif fondamental du traitement chirurgical.

I.2 HISTORIQUE DE L'EVOLUTION CHIRURGICALE DU CONTROLE DU RESSAUT ROTATOIRE DU GENOU

La conviction de devoir neutraliser le ressaut rotatoire avait conduit Marcel Lemaire en 1975 (4) puis David McIntosh en 1976 (5) à proposer leur « retour externe » ou ténodèses latérales (TL). Il s'agissait

d'une plastie située sur la face latérale du genou, fixée au fémur et au tibia, dont le rôle était d'empêcher la survenue du ressaut (figure 1).

Après un engouement initial, ces plasties, utilisées alors de façon isolée sans reconstruction intra-articulaire du LCA, se sont avérées insuffisantes dans le contrôle de la translation tibiale antérieure : seule la rotation était neutralisée. Les plasties mixtes, intra et extra-articulaires, se sont ainsi développées, en particulier en Europe (6,7,8,9,10,11). Malgré leurs bons résultats sur la stabilité du genou (8,11,12,13,14), leur caractère invasif et les complications qui y ont été rattachées (15,16,17,18,19) ont contribué à une forte diminution de leur utilisation au profit des plasties intra-articulaires (PIA) isolées, propulsées comme gold standard suite au développement de la chirurgie arthroscopique dans les années 1980. Pendant près de 30 ans, la chirurgie du LCA a ainsi consisté en une restitution la plus proche possible de son anatomie, sans se soucier de l'importance des éléments capsulo-ligamentaires périphériques du genou que laissaient pourtant supposer les techniques de Lemaire et de Mc Intosh.

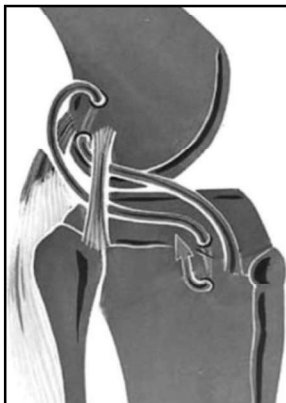


Figure 1 : retour externe de Lemaire (4)

Les années 2000 ont vu se développer les plasties double faisceaux du LCA avec un faisceau antéro-médial pour le contrôle de la laxité antérieure et un faisceau postéro-latéral pour le contrôle de la laxité rotatoire, concept développé suites à de nouveau travaux anatomiques sur LCA (19).

Puis, dans les années 2010, les travaux sur le ligament antéro-latéral (LAL) (20,21,22,23,24) (figure 2) ont réactualisé l'intérêt des TL en montrant que la stabilité rotatoire du genou n'était pas le seul fait du LCA mais était aussi dépendante d'une structure ligamentaire anatomique antéro-latérale.

Cet intérêt était d'autant plus important que les publications concernant les résultats cliniques des PIA isolées et des plasties doubles faisceaux objectivaient des insuffisances dans le contrôle rotatoire du genou (25,26,27,28,29).

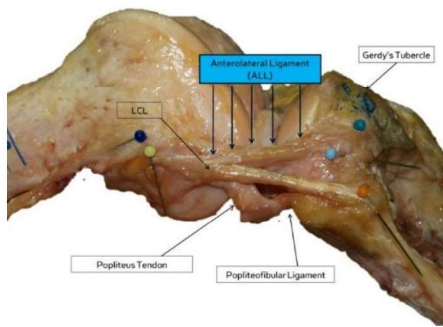


Figure 2 : le ligament antéro-latéral (21)

I.3 CHIRURGIE ET CONTROLE ROTATOIRE DU GENOU : UN SUJET D'ACTUALITE

Le contrôle rotatoire du genou est redevenu un sujet d'actualité devant le constat d'insuffisance des plasties intra-articulaires isolées ou double-faisceaux dans ce contrôle rotatoire et suite aux travaux anatomiques et biomécaniques sur la fonction des structures tissulaires antéro-latérales du genou.

I.3.1 Insuffisance des PIA isolées et des doubles faisceaux dans le contrôle rotatoire du genou

L'objectif principal de la reconstruction LCA est de restaurer la stabilité du genou, antérieure et rotatoire, or l'analyse de la littérature montre que les plasties intra-articulaires isolées de même que les plasties doubles faisceaux contrôlent de façon insuffisante le ressaut rotatoire.

Bon nombre d'études sur les PIA isolées présentaient des taux importants de ressaut rotatoire résiduels. Inderhaug (26) en 2013 rapportait 20% de ressauts francs et 42% de ressauts émoussés après plasties aux ischio-jambiers. Janssen (30) en 2013 déplorait 50% de ressauts sur une série prospective de 100 plasties de type DT4. Leys (27) déplorait 12% de ressauts après greffes aux ischio-jambiers et 9% après greffes au ligament patellaire. Pour Trichine (31), ce taux était de plus de 20%. Des études récentes, publiées en 2015 et 2016, indiquaient des taux de ressaut persistants entre 9 et 35% (32,33, 34,35, 36).

Ces constatations cliniques allaient dans le sens d'études fondamentales indiquant que la reconstruction isolée du LCA ne permettait pas de restaurer le contrôle de la rotation tibiale (28, 37).

Le développement des plasties double faisceaux du LCA, devait, par la reconstruction notamment du faisceau postéro-latéral, améliorer le contrôle de la laxité rotatoire. L'analyse des résultats à travers la littérature restait mitigée. En 2009, Meredick (38) dans une méta-analyse portant sur neuf articles ne trouvait pas de différence sur le ressaut rotatoire entre les plasties mono et double-faisceaux. Ce constat était également fait par Suomalainen (29) en 2012, tout comme Karikis (33) en 2016 qui constatait 11% de ressauts pour le groupe mono faisceau et 16% pour le groupe double faisceau.

Ces résultats étaient en contradictions avec la méta-analyse de Zhu (39), qui sur 18 articles inclus, rapportait une absence de ressaut plus important pour les plasties double faisceaux (90,3% vs 69,7%). De même, Hussein (40) dans une étude prospective en 2012 et Koga (34) en 2015 constataient de meilleurs résultats pour les plasties double faisceaux.

Les espoirs suscités par ces plasties n'ont donc pas été confirmés : les résultats contradictoires, la complexité technique et le risque de complications spécifiques (41), expliquent la perte d'engouement actuel pour les plasties doubles faisceaux.

I.3.2 Arguments anatomiques et biomécaniques confirmant le rôle des structures tissulaires antéro-latérales dans le contrôle rotatoire du genou

Les travaux anatomiques et biomécaniques réalisés ces dernières années montrent que la région antéro-latérale du genou participe également au contrôle rotatoire du genou et justifient la réalisation des TL.

Arguments biomécaniques

Le premier argument biomécanique en faveur des TL est la synergie d'action entre le LCA et les structures anatomiques antéro-latérales pour contrôler le ressaut. L'intérêt d'une action mécanique antéro-latérale dans le contrôle de la rotation tibiale médiale a été apporté par l'étude naviguée de Monaco (42) : dans un groupe de patients, il mesurait la rotation tibiale médiale LCA rompu puis après reconstruction du LCA puis après réalisation d'une TL ; dans l'autre groupe, les mesures étaient faites LCA rompu puis après TL puis après reconstruction du LCA. Il observait ainsi que la rotation tibiale médiale diminuait de 16,9° à 11,6° puis à 4,1° dans le premier groupe et de 16° à 9,2° puis à 7,5° dans le second, montrant ainsi l'efficacité potentialisée de la reconstruction du LCA et de la TL.

Un second argument biomécanique de l'intérêt des TL était précisé par P. Imbert (43). Lors d'une lésion du LCA, le centre de rotation du genou est déporté du côté médial et la réalisation d'une ténodèse du côté latéral, à distance du centre de rotation, aura une action plus puissante par l'effet du bras de levier (figure 3).

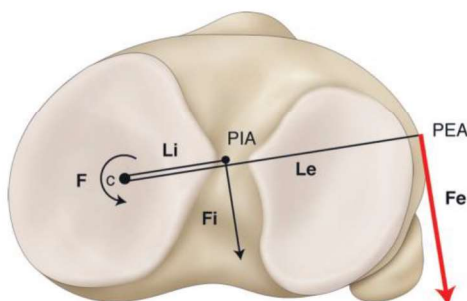


Figure 3 : effet de bras de levier plus important (Fe) de la ténodèse latérale (PEA) située à distance (Le) du centre de rotation du genou (c) déplacé en médial suite à la rupture du LCA que celui de la PIA (Fi), plus proche du centre du genou (Li) (43)

Enfin, Engrebetsen (44) a montré que l'adjonction d'une TL diminuait de 43% les forces exercées sur la partie intra-articulaire de la plastie avec un effet protecteur sur celle-ci.

Au total, dans le cadre des reconstructions du LCA, les intérêts biomécaniques des TL sont de contrôler la rotation tibiale médiale par leur action périphérique et de diminuer les contraintes de la PIA. Ceci est repris et détaillé dans une revue systématique de la littérature sur les résultats biomécaniques des TL du genou par Slette (45) en 2016.

Arguments anatomiques

La description du LAL par Vincent (24) et Claes (21) (figure 3) a permis d'établir un lien entre la fonction mécanique des TL, précédemment décrite, et l'existence d'une structure anatomique, antéro-latérale, ayant un rôle dans la rotation tibiale médiale et se trouvant lésée lors des ruptures du LCA.

La description anatomique du LAL a été source de débats dans la littérature. Il est à présent globalement admis qu'il s'agit d'une structure de type ligamentaire (20,23,24,46) s'insérant au fémur au niveau proximal et postérieur à l'épicondyle latérale, se dirigeant obliquement en bas et en avant pour s'insérer au tibia à mi-distance entre le tubercule de Gerdy et la tête de la fibula, 5 à 10 mm en dessous de l'interligne articulaire (22,23,47,48,49, 50,51,52).

Sa mise en tension et son allongement lors de la rotation tibiale médiale ont été décrits par plusieurs auteurs (50,53,54). Son rôle dans le contrôle de cette rotation, en synergie avec le LCA, a été l'objet de travaux expérimentaux (22,55,56,57,58,59,60,61) et rappelé récemment dans la revue de littérature de Roessler (62). Un certain nombre d'auteurs ont pondéré ce rôle soit à partir de leurs expériences in vitro (63,64), soit à partir de la littérature (65). L'analyse des protocoles de dissection de ces études indique une probable identification tronquée du LAL et donc une analyse biomécanique faussée, portant davantage sur la capsule antéro-latérale que sur le LAL.

En pratique clinique, dans les ruptures récentes du LCA, des lésions antéro-latérales ont été constatées en per-opératoire dans 93% des cas pour Terry (66) et 90% des cas pour Ferretti (67). Ceci validait leur synergie d'action et leur sollicitation commune dans les mécanismes en rotation du genou. Song (68) établissait une correspondance entre la présence à l'imagerie de lésions antéro-latérales et l'importance d'un ressaut rotatoire de haut grade.

Il résulte de l'ensemble de ces travaux que le ressaut rotatoire, subluxation du condyle latéral par rapport au plateau tibial latéral par excès de rotation tibiale médiale, est lié à une atteinte conjointe du LCA et des structures tissulaires antéro-latérales.

Les études biomécaniques ont confirmé l'intérêt des TL dans le contrôle de la rotation tibiale médiale et donc du ressaut. L'existence du LAL établit le lien anatomique entre la physiopathologie du ressaut et la fonction biomécanique des TL.

I.4 TECHNIQUES CHIRURGICALES DU CONTROLE ROTATOIRE DU GENOU

L'objectif principal d'une TL est de contrôler le ressaut rotatoire par sa mise en tension lors de la rotation tibiale médiale à 30° de flexion sans engendrer de limitation de mobilité, ni en flexion, ni en extension, ni en rotation. Cet objectif impose le respect du positionnement des tunnels osseux et une adéquate mise en tension et fixation de la plastie.

I.4.1 Principes – Historique

La réalisation des TL peut s'envisager soit de façon continue avec la plastie intra-articulaire, soit de façon indépendante (figure 4). Quelle que soit le mode d'association, le principe général est de contrôler la laxité antérieure par la partie intra-articulaire et la laxité rotatoire par la TL. De nombreuses techniques ont été décrites dans la littérature, la plupart reprenant les principes des opérations de M Lemaire (4) et D Mc Intosh (5). Un certain nombre de chirurgiens français (7,8,9,10,69), se sont inspirés de ces techniques et les ont largement utilisées entre les années 1985 et 2000. Plus récemment, leur réalisation a été modifiée avec les progrès de l'arthroscopie et de la chirurgie mini-invasive, pour au final réduire les cicatrices des prélèvements et améliorer la précision des tunnels osseux. (70,71,72,73, 74).

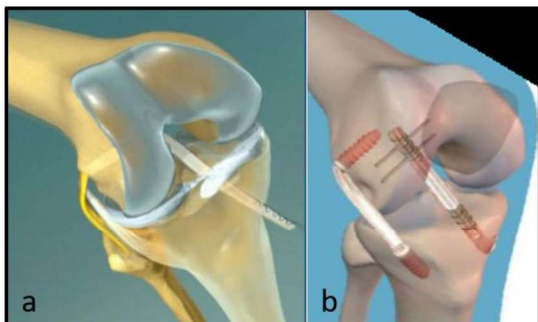


Figure 4 : a – ténodèse latérale et plastie intra-articulaire en continuité ; b – ténodèse latérale et plastie intra-articulaire indépendantes

I.4.2 Les transplants

Les études sur la résistance du LAL permettent de déduire celle nécessaire pour les TL pour contrôler la rotation tibiale médiale. Ainsi, deux articles de biomécanique indiquaient que les principales greffes utilisées dans la chirurgie ligamentaire du genou étaient utilisables pour les TL. Helito (75)

dans une étude cadavérique observait une résistance à la rupture du LAL de 204,8 N. Cette valeur était comparable à l'étude de Kennedy (48) et bien supérieure à l'étude de Zens (54) mais dont l'identification anatomique du LAL restait discutable. La résistance des transplants ligamentaires périphériques usuels, à savoir gracilis, semi-tendineux et bandelette ilio-tibiale, était supérieure à cette valeur (76,77).

De même, pour Wytrykowski (78), la comparaison des propriétés mécaniques de 13 genoux cadavériques a montré que la résistance à la rupture du LAL était de 141 N, celle du gracilis de 200,7 N et celle de l'ITB de 161,1N.

Au total, les principaux transplants utilisables pour la chirurgie ligamentaire périphérique du genou sont utilisables pour la réalisation de la TL.

I.4.3 Le positionnement des tunnels : le compromis entre anatomie et isométrie

Le positionnement des tunnels osseux doit permettre à la TL de se tendre proche de l'extension, pour contrôler le ressaut, et de se détendre en flexion pour autoriser la rotation tibiale interne physiologique, sans la contraindre. C'est le principe de l'anisométrie favorable.

Les travaux anciens de Draganish (79), Krackow (80) et Kurosawa (81) avaient montré que l'isométrie la plus favorable était obtenue en se positionnant au tibia au niveau du tubercule de Gerdy et au fémur de façon très proximale et postérieure, proche de la jonction épiphysio-métaphysaire.

Ces positionnements ne correspondaient pas à l'anatomie du LAL qui s'insère au tibia à mi-distance entre le tubercule de Gerdy et la tête de la fibula (21) et au fémur de façon toute proximale et postérieure à l'épicondyle latéral (47). Avec ces insertions, le LAL se tend en rotation tibiale médiale (50) et se raccourcit lors du passage de la flexion vers l'extension (63). Le positionnement des tunnels osseux des TL doit donc respecter ces insertions. Un positionnement fémoral antérieur et distal n'est pas compatible avec cette anisométrie favorable puisqu'il génère une mise en tension de la plastie en flexion, avec un allongement de 16% (53) et donc un risque de raideur, et une détente en extension d'où une inefficacité.

Le meilleur compromis entre l'anatomie du LAL et le positionnement idéal des tunnels osseux des PAL, pour obtenir un comportement anisométrique favorable, a été bien établi par les travaux de Imbert (82), Katakura (83) et Kitll (84) :

- Au fémur, le tunnel doit se situer proximal et postérieur à l'épicondyle latéral
- Au tibia, le tunnel peut se situer dans une zone linéaire s'étendant du tubercule de Gerdy à l'insertion du LAL.

D'un point de vue pratique, au bloc opératoire, le positionnement fémoral peut être vérifié par des repères anatomiques (72), par la technique du compas ou de l'aiguille (31,69) ou encore par la navigation (85), même si cette technologie complexe et coûteuse n'est pas utilisée en pratique courante.

I.4.4 Mise en tension et fixation

La connaissance du comportement de la greffe en flexion, extension et rotation permet de déterminer la stratégie de sa mise en tension et de sa fixation qui doit s'effectuer avec le genou proche de l'extension et en rotation tibiale neutre. La TL sera ainsi tendue dans la position idéale pour contrôler le ressaut rotatoire et détendue en flexion pour autoriser la rotation tibiale médiale physiologique. Il est fondamental de ne pas tendre la greffe en rotation tibiale latérale, comme cela se faisait dans le passé (6,11,86), pour ne pas enraidir le genou en rotation et augmenter les contraintes latérales.

I.5 COMPLICATIONS DES TENODESES LATERALES

La crainte de complications a longtemps été un frein à l'utilisation des TL. Une enquête de pratique réalisée en 2013 par la Société Francophone d'Arthroscopie indiquait que 32% des chirurgiens sondés ne réalisaient pas de TL en raison du risque de complications spécifiques (87). L'expérience clinique exprimée à travers les résultats de la littérature montre que ces complications ne sont en fait pas si fréquentes et pour beaucoup liées aux erreurs du passé.

I.5.1 Complications précoces

Douleur : la douleur post-opératoire après TL peut s'expliquer par la nécessité de rajouter une voie d'abord, un prélèvement de transplant, la réalisation d'un ou deux tunnels supplémentaires et une ou plusieurs fixations supplémentaires.

Dans la littérature, des douleurs post-opératoires significatives ont été retrouvées dans 15 à 44% des cas (16,18). Il s'agissait cependant de séries anciennes et leurs auteurs incriminaient ces douleurs au mode de fixation des greffes par des agrafes ligamentaires et à des protocoles de rééducation et d'anesthésie bien éloignées des pratiques actuelles.

Des articles plus récents ont révélé que les douleurs post-opératoires étaient minimes, sans conséquence fonctionnelle au niveau du genou (31,88). Des études comparatives entre PIA isolées et associées à une PAL ne montraient aucune différence significative entre les deux groupes (89,90). Ceci était confirmé par une étude sur la chirurgie du LCA en ambulatoire (91) qui ne montrait aucune différence en termes d'intensité de la douleur post-opératoire, quelle que soit la technique effectuée. Enfin, le symposium de la SFA sur les TL en 2016, a montré qu'à un an post-opératoire seuls 0,2% des patients présentaient encore des douleurs au niveau du site de fixation fémoral et 0,2% au site de fixation tibial (92).

Hématome : l'hématome après une TL peut être lié au prélèvement du transplant (ischio-jambiers ou bandelette ilio-tibiale), à l'abord latéral ou à la réalisation de tunnels.

Il existe peu de chiffre dans la littérature concernant les hématomes spécifiquement liés aux TL. Bon nombre de confusions existent entre ecchymose et hématome collecté douloureux. Pour Acquitter

(89), il n'y avait aucune différence dans le recueil des drainages entre PIA isolées ou associées à une TL. Dans la série de Khiamy (93), un patient sur 37 avait dû être réopéré pour hématome, un sur les 113 plasties mixtes au fascia lata dans une série LCA en ambulatoire (91). Enfin, dans la série prospective de la SFA, sur 394 patients inclus, 0,4% ont nécessité une reprise chirurgicale pour hématome (92).

Taille cicatrice : la taille de la cicatrice a longtemps constitué un écueil esthétique à la réalisation des PAL. Il est vrai que dans les années 80, les cicatrices de prélèvement du fascia lata dépassaient les 25 cm (9). L'arthroscopie et la chirurgie mini-invasive ont incité les défenseurs de ces techniques à modifier leur voie d'abord. Concernant le prélèvement de fascia lata, il est possible de réduire la cicatrice cutanée à 8 – 10 cm (72) ou alors à faire deux courtes incisions proximales et distales (93). Pour les techniques utilisant les ischio-jambiers, le passage du transplant peut se faire en percutané (71,74).

Infection : une méta-analyse incluant 6389 patients (94) a relevé un taux d'infection après chirurgie du LCA de 0,61%. Brophy (95) trouvait un taux de 0,8%.

Sonnery-Cottet (96) avait signalé un taux élevé de 5,4% d'infection chez des patients sportifs professionnels opérés avec une TL. A l'opposé, aucun sportif de loisir avec une PAL n'avait eu d'infection. Le risque d'infection était davantage lié une pratique sportive intensive sur des terrains en gazon, avec risque de contamination cutanée, qu'à la réalisation d'une TL.

Dans la série prospective de la SFA en 2016 (92), le taux d'infection était de 0,6%, soit un taux comparable aux PIA isolées ci-dessus citées. Ceci est confirmé par la méta-analyse de Rezende (97) qui ne retrouvait pas de différence d'infection entre PIA isolées et associées avec une TL.

1.5.2 Complications tardives

Raideur : la raideur invalidante du genou après TL peut avoir plusieurs origines :

- Le déficit de flexion et/ou d'extension est habituellement lié à un mauvais positionnement des tunnels osseux,
- Le déficit de rotation médiale est lié à une fixation de la TL en rotation latérale excessive,
- La présence d'un fessum peut résulter d'une inhibition motrice cérébrale générant un défaut d'activation du quadriceps et une hypertonie des ischio-jambiers (98),
- Les déficits de mobilité étaient liés dans le passé par des protocoles post-opératoires rigides avec mise en place de plâtres en flexion et en rotation latérale maximale pendant plusieurs semaines (99, 100).

La littérature « ancienne » rapportait entre 6 et 25% de raideur après TL (8,14,15). Depuis, les protocoles d'analgésie post-opératoires ont été modifiés, les protocoles de rééducation ont favorisé

la mobilisation immédiate et supprimé les plâtres, et les travaux sur l'isométrie précédemment exposés ont permis d'affiner le positionnement des tunnels osseux.

Ainsi, les séries plus récentes ne montraient plus de différence de mobilité entre les PIA isolées ou associées à une PAL (31,88,90,97,101,102,103).

Concernant la mobilité en flexion extension, les résultats du symposium de la SFA ont mis en évidence 9% de déficit de flexion et 2% de déficit d'extension pour l'étude prospective et 10,7% et 3,2% respectivement pour l'étude rétrospective (92). Ces chiffres étaient globalement similaires aux données de la littérature récente pour les PIA isolées où le déficit de flexion variait entre 2,5 et 65% et le déficit d'extension entre 0,7 et 40% (27,33,104,105, 106,107,108,109,110,111,112).

Concernant la mobilité en rotation, T Branch (101) a montré dans une étude robotisée portant sur 18 patients, que l'adjonction d'une TL diminuait la rotation tibiale médiale en comparaison à une PIA isolée, rejoignant ainsi les résultats de la série naviguée de Monaco (42) et celle du symposium SFA 2016 (92).

Les lésions méniscales secondaires: Rezende (97) dans une méta-analyse comparant PIA isolées et PIA associées à une TL ne retrouvait pas plus de lésion méniscale secondaire pour ce dernier groupe, tout comme Dejour D (113), Branch (101) et Vadala (90).

Le taux de lésions méniscales secondaires pour les séries avec TL se situait autour de 5% (8, 88,102,114). Pernin (115) retrouvait un taux plus élevé, de 16%, mais avec un recul plus long de 24,5 ans. Le taux du symposium 2016 de la SFA était de 1,5% pour l'étude prospective et de 6,3% pour l'étude rétrospective (92).

Ces taux étaient inférieurs à ceux de la plupart des PIA isolées variant de 6 à 24% suivant les séries (27,32,33,34,106,107,109,111,116,117,118,119) conférant aux TL une rôle protecteur par rapport à la survenue de lésions méniscales secondaires.

Les re-ruptures: La méta-analyse de Rezende (97) ne retrouvait que cinq études comparant le taux de re-ruptures. Trois de ces études ne faisaient état d'aucune re-rupture, dans aucun des groupes ; les deux séries restantes ne montraient pas de différence statistiquement significative entre plasties avec ou sans TL.

Deux séries françaises de reconstruction du LCA avec une TL associée montraient des taux de re-ruptures bas, de 2,9% pour Saraglia (88), 1,1% pour Sonnery-Cottet (114). La série prospective du symposium de la SFA de 2016 a mis en évidence un taux de re-rupture de 2,9% à 2 ans de recul et la série rétrospective de 5,4% à 6,8 ans de recul (92).

Comparativement, le taux de re-rupture de séries sur les PIA isolées variait entre 4 et 18%, tout recul confondu (27,32,34,107,108,109,111,112,116,119,120,121,122, 123, 124, 125, 126, 127).

Considérant que la période à risque de re-ruptures des plasties se situe les cinq années après l'intervention, le taux de re-rupture de la série rétrospective du symposium de la SFA pendant cette période était de 2,9% soit inférieur aux PIA isolées à recul équivalent où ce taux variait de 4 à 13,3% (27,109, 123,125,127).

Enfin une étude comparative prospective de 2021 de Sonnery-Cottet (114) retrouvait 3,5% de re-ruptures pour les plasties du LCA avec TL contre 17,4% pour les PIA isolées, soit cinq fois plus.

Arthrose: deux théories contradictoires s'opposent dans la relation entre arthrose et TL. Pour certains (16,17,128), la réalisation d'une TL augmenterait les contraintes latérales avec un risque d'arthrose fémoro-tibiale latérale. De plus, le prélèvement du fascia lata générerait un affaiblissement du hauban externe et conduirait à une déformation en varus avec un risque d'arthrose fémoro-tibial médial (129).

A l'opposé, l'absence de réalisation d'une TL donnerait un moins bon contrôle rotatoire du genou avec le risque de survenue de lésions chondrales et/ou méniscales et donc d'arthrose (111,130,131,132). Dans la littérature, il est difficile d'extraire l'impact spécifique des TL sur l'arthrose qui est d'origine multifactorielle.

Pour les plasties du LCA avec TL, Ferretti (133) dans son étude portant sur 100 patients dont 23 avec TL, relevait 9% d'arthrose à six ans de recul, sans différence entre PIA isolées et associées à une TL. Cantin (130) dans un travail de la SOFCOT (Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique) sur les résultats des ligamentoplasties du LCA à 10 ans, ne retrouvait pas la TL comme facteur de risque de survenue d'arthrose. Les séries analysant la survenue d'arthrose après reconstruction du LCA associée à une TL (8,10,102,115,134,135) montraient des taux très variables, de 6 à 71%, avec des reculs de 5 à 24 ans. Dans ces mêmes séries, ce chiffre se réduisait à moins de 5% pour les patients avec ménisques sains ou réparés. Le symposium de la SFA 2016 a mis en évidence un taux d'arthrose global de 17,5% à 6,8 ans de recul et de 6% si les ménisques étaient sains (92).

Pour les séries avec PIA isolées, Claes (136) relevait dans une méta-analyse que le taux d'arthrose à dix ans était de 27%, 50% en cas de lésions méniscales et 16% si les ménisques étaient sains. D'autres études au recul de cinq à dix ans retrouvaient des taux de 8% à plus de 60% (26,30,33,109,111,132,137,138,139). Quatre études analysant le taux d'arthrose des PIA isolées avec ménisques sains donnaient des taux de 8 à 54% (27,107,109, 132).

Il n'y a donc pas plus d'arthrose lorsqu'une TL est réalisée qu'avec une PIA isolée, voir l'inverse, et c'est davantage la ménissectomie qui semble faire le lit de l'arthrose que les TL.

Au total, les complications des TL décrites dans le passé, la douleur, l'hématome et le préjudice cicatriciel ont été réduites par une meilleure prise en charge antalgique post-opératoire et par des techniques chirurgicales mini-invasives. La réalisation de TL ne modifie pas les taux faibles d'infection lors de la reconstruction du LCA. La raideur en flexion extension n'est pas plus importante qu'après PIA isolées. L'adjonction d'une TL, en comparaison aux PIA isolées, diminue le taux de re-rupture et de lésions méniscales secondaires. Enfin la relation entre TL et arthrose ne se retrouve pas dans l'analyse de la littérature qui confirme le rôle néfaste des ménissectomies et montre un rôle plutôt protecteur des TL.

I.6 RESULTATS CLINIQUES

I.6.1 Résultats objectifs

Les méta-analyses de Hewison (140) et Rezende (97) comparaient des séries incluant des plasties du LCA avec et sans TL. 11 de ces séries rapportaient les résultats d'IKDC objectif et ne montraient pas de différence entre les 2 groupes. Il en est de même pour la méta-analyse de Song (141) qui rapportait 82,8% d'IKDC A et B pour le groupe avec TL et 81,8% pour le groupe sans PAL.

I.6.2 Résultats fonctionnels

L'IKDC subjectif était identique avec ou sans TL dans la méta-analyse de Rezende (97) tout comme le score de Lysholm dans la méta-analyse de Song (141).

Dans la série du symposium SFA 2016, le score IKDC fonctionnel était de 85 et le score de Lysholm de 92 pour l'étude prospective et de 86 et 91 respectivement pour l'étude rétrospective (92). Ces valeurs étaient dans la moyenne des scores fonctionnels des PIA isolées où le score IKDC varie de 77 à 99 (26,27,35,107,108,109,110,111,112,123,125,126,127,142,143) et le score de Lysholm de 82 à 100 (32,33,108,120, 132, 139).

I.6.3 Résultats sur la laxité rotatoire

Dans la méta-analyse de Hewison (140), 14 études regroupant 1141 patients ont analysé le ressaut rotatoire : l'adjonction d'une TL améliorait significativement le contrôle de ce ressaut ($p=0,02$). Rezende (97) retrouvait des résultats similaires tout comme Song (141) qui signalait un taux de ressaut résiduel de 13,3% en cas de réalisation d'une TL et de 27,2% pour les PIA isolées ($p<0,05$).

La présence d'un ressaut était noté chez 4,2% des patients des séries prospectives et rétrospectives du symposium de la SFA 2016 (92) de façon comparable à une étude récente avec utilisant le fascia lata où seuls 3% des patients conservaient un ressaut (144).

Ces taux étaient inférieurs à la majorité des ressauts de grade équivalent après une PIA isolée qui variaient dans la littérature entre 4,5 à 20% (26,32,39,112,119,120).

Seule l'analyse comparative de Dejour (113) entre PIA isolées, plasties double faisceau et plasties avec TL retrouvait des taux de ressaut post-opératoires comparables.

I.6.4 Reprise du sport

Ardern (145) observait que sur 314 reconstructions du LCA revues à 39 mois de moyenne, moins de 50% avaient repris leur sport au niveau antérieur. La même équipe (146) dans une méta-analyse de 2011, étudiait le retour au sport de 5770 reconstructions du LCA répertoriées dans 48 articles, avec un recul moyen de 41 mois. Seuls 63% des patients retrouvaient leur niveau antérieur, ce chiffre baissant à 44% pour ceux qui pratiquaient le sport en compétition.

La reprise du sport après TL versus PIA isolées reste controversée. Certains auteurs (31,90,113, 147) ne retrouvaient pas de différence sur le retour au sport entre PIA isolée et associée avec une TL. Plus récemment, une méta-analyse ne montrait pas de différence significative concernant la reprise du sport entre les groupes avec ou sans TL (148). Cependant, ces études manquaient pour la plupart de précisions quant aux types de sport repris en post-opératoire, le niveau et le délai de reprise.

A l'opposé, le travail de Goertzen (149) montrait que 66% des patients opérés d'une PIA isolée avaient repris leur sport initial contre 81,5% des patients ayant bénéficié d'une TL. De la même façon, le niveau d'activité Tegner était maintenu à 5 ans post-opératoire pour Marcacci (102) (8,8 pré-op vs 8,2 post-op). Pour Saragaglia (88), 77% des patients qui avaient une activité sportive à pivot en pré-opératoire ont pu la reprendre, 66% pour Schlatterer (134) et 71,1% pour Sonnery-Cottet (114).

Aussi, il semble que le retour au sport, notamment à pivot, soit amélioré par la réalisation d'une TL, mais il manque actuellement d'études plus pertinentes sur ce sujet pour pouvoir l'affirmer.

I.7 INDICATIONS

Il n'existe à ce jour pas de véritable consensus quant aux indications des TL qui peuvent être proposées dans les situations suivantes.

I.7.1 Pratique de sports pivot contact

La réalisation d'une TL est tout à fait justifiée, voir conseillée, si le patient est désireux de reprendre des activités sportives de type pivot contact. Dans ces sports, le genou est soumis à des contraintes fortes en rotation et l'adjonction d'une TL, par son efficacité sur le contrôle rotatoire, peut avoir un effet protecteur sur l'articulation.

L'indication de TL sera d'autant plus recommandée que le niveau de pratique sportive est élevé, en particulier chez les sportifs professionnels, où le praticien est soumis à un quasi impératif de résultats. Sonnery-Cottet (114) confirmait cette indication en montrant un taux de re-rupture faible, de 1,1%, avec certes un recul court de deux ans, chez des athlètes de haut niveau pratiquant des activités sportives à pivot. A 11 ans de recul, le taux de ressaut résiduel dans l'étude Marcacci (102) n'était que de 5,5% chez une population de sportifs de haut niveau.

I.7.2 Importance du ressaut rotatoire

L'amélioration du contrôle du ressaut rotatoire par l'adjonction d'une TL a été prouvée par les études biomécaniques (45) et confirmée par les études cliniques (97,140,141,144). Il est donc légitime de proposer cette intervention pour les patients ayant des ressauts de haut grade.

La difficulté principale de cette indication est que l'appréciation du ressaut est souvent subjective, pouvant varier d'un examinateur à l'autre avec de fait une variation dans les indications chirurgicales.

Les techniques de mesure objective actuellement en développement (150) permettront sans doute de codifier davantage les indications de TL en fonction de l'importance du ressaut.

I.7.3 Hyperlaxité

L'hyperlaxité est un facteur de risque d'échec des plasties ligamentaires (151). Il peut sembler logique de vouloir améliorer la stabilisation de ces articulations laxes par une TL. Cependant, aucune publication actuelle n'a étudié spécifiquement l'impact des TL dans ces indications et montré de meilleurs résultats. Il s'agit donc d'une indication théorique mais non validée scientifiquement.

I.7.4 Reprise

Après la rupture d'une PIA isolée, il est souhaitable de proposer une technique visant à améliorer la stabilisation rotatoire du genou. Le travail de Trojani (152) avait montré sur une série de 163 patients revus à 2 ans de recul minimum, que lorsqu'une TL était réalisée, 80% des patients n'avaient plus ressaut rotatoire résiduel contre 63% sans TL. Ferretti (153) a également montré de bons résultats dans les cas de reprises avec PAL tout comme le symposium 2016 de la SFA (92) avec une absence de ressaut résiduel dans 93% des cas.

I.7.5 Patients jeunes

L'âge jeune est un facteur de risque admis de re-rupture des plasties du LCA (116,117,125,127). Webster (154) a notamment montré que pour les patients de moins de 20 ans, 30% auront une nouvelle lésion, soit du genou opéré, soit du genou contro-latéral, dans les 5 ans post-opératoire. Il s'agit donc d'une population à risque pour laquelle la volonté de sécuriser la stabilisation du genou par une TL est logique mais nécessite encore d'être validée par les résultats cliniques. Dans ce sens, un état de l'art publié sur la reconstruction du LCA dans une population au squelette immature, confirmait cette tendance à l'utilisation des TL (155).

I.7.6 Ménisectomie interne et suture méniscale interne.

La ménisectomie interne augmente les forces s'exerçant sur la greffe intra-articulaire du LCA de 33 à 50% (156) et constitue un facteur de risque d'échec des PIA isolées (115,152). D'un point de vue biomécanique il semblerait évident de proposer dans ces cas une TL, Engrebesen (44) ayant démontré une diminution des contraintes sur la plastie intra-articulaire en cas de réalisation d'une ténodèse latérale. Pour autant, ces arguments biomécaniques nécessitent d'être confirmés par des résultats cliniques.

Pour ces mêmes raisons, la réalisation d'une TL est recommandée pour protéger la cicatrisation des sutures méniscales et en particulier la réparation des désinsertions ménisco-synoviales postérieures (157).

I.7.7 Lésions anatomiques des structures antéro-latérales

Le rôle synergique de la TL et du LCA a été confirmé par les études expérimentales (58). Il serait donc souhaitable de proposer une TL des lors que les structures anatomiques antéro-latérales sont lésées. Ces lésions sont fréquentes (66,67) mais difficile à mettre en évidence par l'imagerie. La corrélation entre l'importance du ressaut rotatoire et la mise en évidence de lésions des structures antéro-latérales par l'échographie dynamique (158) constituera très probablement un critère décisionnel de choix dans l'indication des TL.

I.8 LIMITES

L'état de l'art sur le contrôle rotatoire du genou est à l'origine du regain d'intérêt pour les TL, conforté en cela par des fondements anatomiques et biomécaniques.

Ces plasties ligamentaires latérales ont fait la preuve de leur efficacité en diminuant les ressauts rotatoires résiduels et les re-ruptures comparativement aux PIA isolées. Leur iatrogénie redoutée des expériences passées a été singulièrement améliorée par les progrès des techniques chirurgicales si bien que les complications de ces plasties sont à présent sensiblement équivalentes aux reconstructions isolées du LCA.

Leur place est donc bien réelle dans l'arsenal thérapeutique des ruptures du LCA, indiquées pour les patients jeunes, pratiquant des activités sportives de type pivot à haute intensité ou présentant des ressauts rotatoires de haut grade.

Pour autant, malgré ces connaissances fondamentales et cliniques, l'utilisation des TL ne fait pas l'unanimité au sein de la communauté orthopédique nationale et internationale (87, 158). La nécessité de consolider cet état de l'art par des travaux complémentaires a été à l'origine des articles de ce sujet de recherche.

II. Objectifs

L'idée de lancer un programme de recherche sur le sujet du contrôle rotatoire du genou fait suite à l'article déjà cité du belge Steven Claes (21) sur la découverte d'un « nouveau » ligament du genou. Il s'agissait d'une étude anatomique de dissection qui avait mis en évidence l'existence d'un ligament sur la face latérale du genou, le ligament antéro-latéral, dont le rôle serait de contrôler la rotation du genou, en synergie avec le ligament croisé antérieur (LCA). Non reconstruit, il expliquerait certains échecs de ligamentoplasties isolées du LCA. Cet article a été à l'origine de nombreux débats, lors des congrès ou au travers des publications, quant à la réalité de ce ligament et quant à sa fonction.

Suite à cette publication et aux débats qui s'en sont suivis, des hypothèses restaient à être confirmées tant au niveau anatomique, biomécanique que clinique. Il s'agissait de mener à bien un projet de

recherche scientifique allant d'un concept théorique, anatomique et biomécanique, à une application clinique, chirurgicale. Les objectifs de ce projet global étaient les suivants :

- Objectif 1 : existe-il une structure anatomique impliquée dans le contrôle rotatoire du genou ?
- Objectif 2 : quel est son comportement biomécanique ?
- Objectif 3 : quels principes les techniques chirurgicales doivent-elles respecter pour restaurer sa fonction ?
- Objectif 4 : ces techniques sont-elles efficaces d'un point de vue clinique ?

Chacun de ces objectifs a donné lieu à une étude spécifique dont les résultats sont présentés et discutés dans les publications du chapitre suivant.

III. Résultats et discussion

OBJECTIF 1 : COMPORTEMENT DES STRUCTURES ANTERO-LATERALES DU GENOU LORS DE LA ROTATION INTERNE.

Contexte

Ce travail a été réalisé alors qu'il existait de nombreux débats et articles sur l'existence ou non du LAL et de son rôle, important ou mineur, dans le contrôle rotatoire du genou. L'objectif était de faire une étude descriptive de dissection de toutes les structures anatomiques antéro-latérales du genou, de la superficie vers la profondeur, en observant, pour chacune, leur comportement lors de la mise en rotation interne du genou.

Originalité

L'originalité de cette recherche résidait dans :

- La dissection non pas du seul LAL comme dans la plupart des travaux jusqu'alors réalisés mais de toutes les structures antéro-latérales avec dans l'idée que le LAL n'était qu'une des structures d'un ensemble capsulo-ligamentaire plus complexe,
- L'observation du comportement en rotation interne de chacune de ces structures qui a permis de mieux discerner leurs limites anatomiques, certaines étant plus nettes tendus en rotation interne que détendue en rotation neutre.

Méthodologie

Une première particularité de cette étude anatomique, par rapport aux plupart de travaux de dissection, a été son caractère dynamique avec la mise en rotation interne des genoux analysés. Il a ainsi fallu construire un protocole d'installation et de manipulation pour obtenir une rotation interne identique pour chacune des pièces cadavériques étudiées afin de rendre les résultats obtenus comparables.

La deuxième particularité a été de faire cette étude sur des segments de membres inférieurs en entier, hanche incluse, alors que la plupart des études anatomiques faites sur le LAL utilisaient des genoux segmentés. Ceci a été nécessaire pour étudier le comportement de la bandelette ilio-tibiale dont l'insertion proximale se fait sur le bassin. Sur un genou segmenté, la bandelette ilio-tibiale est sectionnée rendant l'analyse de son comportement au niveau du genou impossible et pouvant même modifier l'analyse fonctionnelle des autres structures antéro-latérales.

Résultats

Cette étude a montré que le LAL n'était pas une structure isolée mais s'intégrant dans un complexe capsulo-ligamentaire antéro-latéral rejoignant les conclusions d'études plus anciennes.

Par ailleurs, ces dissections ont permis d'observer la mise en tension des fibres de Kaplan, fibres profondes de la bandelette ilio-tibiale, lors de la rotation interne du genou, avec un comportement de ligament passif et non seulement de structure musculo-tendineuse active.

La rotation interne du genou provoquait donc la mise en tension de deux structures anatomiques, les fibres de Kaplan et le LAL.

Discussion

Les points discutés dans cet article sont :

- L'existence de plusieurs structures anatomiques mises en tension lors de la rotation interne du genou, à savoir la bandelette ilio-tibiale avec ses fibres de Kaplan et le LAL,
- La comparaison de la description anatomique du LAL avec d'autres études similaires,
- La localisation de l'insertion fémorale du LAL dont la connaissance est capitale pour sa reconstruction chirurgicale.

Conséquences

Cette étape anatomique a été le point de départ de mes travaux de recherche sur le contrôle rotatoire du genou. L'étape suivante, détaillée dans le prochain article, a été d'analyser le rôle fonctionnel de ces structures capsulo-ligamentaires antéro-latérales.

D'un point de vue application clinique, cette étude a permis de préciser la localisation de l'insertion fémorale du LAL, alors débattue dans la littérature, qu'il convient de prendre en compte lors des reconstructions chirurgicales de ce ligament.



Available online at
ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
EM|consulte
www.em-consulte.com/en



Original article

Behavior of the anterolateral structures of the knee during internal rotation



C. Lutz^{a,*}, B. Sonnery-Cottet^b, L. Niglis^c, B. Freychet^b, P. Clavert^d, P. Imbert^e

^a Clinique du Diaconat, ICOSS, 50, avenue des Vosges, 67000 Strasbourg, France

^b Générale de santé, centre orthopédique Santy, hôpital privé Jean-Mermoz, 24, avenue Paul-Santy, Lyon, France

^c CCOM, avenue Bauman, 67400 Illkirch-Grafenstaden, France

^d Institut d'anatomie normale et pathologique, 1, place de l'Hôpital, 67000 Strasbourg, France

^e ICAPS, institut de chirurgie articulaire et des pathologies du sport, 87, avenue Archimède, 83700 St-Raphael, France

ARTICLE INFO

Article history:
 Received 9 February 2015
 Accepted 28 April 2015

Keywords:
 Knee
 Anatomical study
 Anterolateral ligament
 Iliotibial band
 Kaplan fibers

ABSTRACT

Introduction: Since the recent descriptions of the anterolateral ligament (ALL), the role played by the anterolateral peripheral structures in the rotational control of the knee is again being debated. The objective of this study was to identify the structures during internal tibial rotation and then to define their anatomical characteristics. We hypothesized that internal rotation would tighten several anatomical formations, both superficial and deep, with the ALL one part of these structures.

Material and methods: Nine fresh-frozen cadaver knee specimens were studied. The anterolateral structures tightened were identified from superficial to deep at 30° of flexion. Each was selectively dissected, identifying its insertions and orientations, and measuring its size. The length variations of the ALL during internal tibial rotation were measured by applying a 30-N force using a dynamometric torque wrench at the tibiofibular mortise.

Results: The superficial structures tightened were the iliotibial tract and the Kaplan fibers. In internal tibial rotation, the Kaplan fibers held the iliotibial tract against the lateral epicondyle, allowing it to play the role of a stabilizing ligament. The Kaplan fibers were 73.11 ± 19.09 mm long (range, 63–82 mm) and at their femoral insertion they were 12.1 ± 1.61 mm wide (range, 10–15 mm). The deep structures tightened covered a triangular area including the ALL and the anterolateral capsule. The ALL was 39.11 ± 3.4 mm long (range, 35–46 mm) in neutral rotation and 49.88 ± 5.3 mm long (range, 42–58 mm) in internal rotation ($p < 0.005$). Its femoral insertion area was narrow at 5.27 ± 1.06 mm (range, 3.5–7 mm) and was mainly proximal and posterior at the lateral epicondyle. Its tibial insertion zone was wide, with a clearly differentiated anterior limit but a posterior limit confused with the joint capsule. In the vertical plane, this insertion was located 6.44 ± 2.37 mm (range, 2–9) below the joint space.

Discussion: This study demonstrates two distinct anterolateral tissue planes tightened during internal rotation of the tibia: a superficial plane represented by the iliotibial tract and the Kaplan fibers, which acts as a ligament structure, and a deep plane represented by a triangular capsular ligament complex within which the ALL and the anterolateral capsule are recruited.

Level of evidence: Descriptive cadaver study IV.

© 2015 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

1. Introduction

Rotational control of the knee is one of the main objectives of anterior cruciate ligament reconstruction. The insufficient control in this area [1–6] has renewed interest in the anterolateral ligament of the knee. Reference to the work of Segond [7] was the starting point for the research conducted by Claes et al. [8] and

their description of the anterolateral ligament (ALL). The appeal for this ligament has been confirmed by several articles on its anatomy [9–11], its arthroscopic description [12], and its identification in ultrasound [13] and MRI [14–17]. Nonetheless, its precise anatomy and its possible involvement in rotational control and stability continue to be debated.

The objective of this study was to identify the anterolateral tissue structures tightened by internal tibial rotation and then to define their anatomical characteristics. We hypothesized that internal tibial rotation would tighten several anatomical formations, both superficial and deep, suggesting that understanding

* Corresponding author.
 E-mail address: lutzortho@wanadoo.fr (C. Lutz).

the peripheral control and rotational stability should include the analysis of all of these structures, with the ALL only one of them.

2. Material and methods

Ten fresh-frozen knee specimens on whole-body cadavers were used for this work: three knees from the Strasbourg Anatomy Laboratory and seven from the Tours Anatomy Laboratory. All the knees were dissected by the same operator. The bodies were placed at room temperature for 24 h before beginning the dissections. One knee presented degenerative lesions and was excluded. The nine remaining knees, from five females and four males, with a mean age of 77.7 years (range, 63–86 years) presented no signs of major osteoarthritis or cutaneous scars. The range of motion in extension, flexion, and internal rotation were within physiological norms.

The condition of the cruciate ligaments was checked by manual testing and direct visualization via anteromedial arthrotomy.

For the dissection, the limbs were installed at 90° knee and hip flexion, maintained by lateral augments and distal support. The insertion points of the anatomical structures were identified using colored needles.

For the measurements, the knees were maintained at 30° flexion, the position verified with a goniometer with the center placed at the lateral epicondyle. This value was obtained to observe the behavior of the anterolateral structures in the pivot shift clinical position and to compare these results with other similar studies [15–17].

Dissection ablated a rectangular flap of skin and subcutaneous adipose tissue to expose the extensor apparatus, the lateral patellar retinaculum, the iliotibial tract, the distal part of the femoral biceps, and the head of the fibula (Fig. 1).

Application of 30 N of force in internal tibial rotation using the dynamometric torque wrench placed at the tibiofibular mortise made it possible to observe the behavior of the iliotibial tract during this movement.

This was then resected transversally 10 cm proximally from the lateral epicondyle and then pulled back distally, exposing the Kaplan fibers for study of their behavior during internal rotation of the knee, measurement of their length between the distal insertion on the subcondylar tubercle and proximally at the femoral metaphyseal-diaphyseal junction and their width. These fibers were then cut and the iliotibial tract folded back to expose the anterolateral capsule.

Internally rotating the knee then allowed tightening the ALL as well as the capsule located between this ligament and the lateral collateral ligament (LCL).

The ALL insertion points were detailed at the femur by the distance at the center of the lateral epicondyle and at the tibia by the



Fig. 1. Exposure of the knee's anterolateral side.

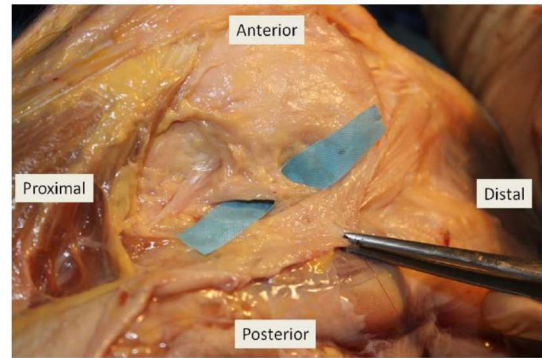


Fig. 2. Femoral insertion of Kaplan fibers.

distance to the most protuberant part of the subcondylar tubercle and at the summit of the fibular head.

The variations in ALL length were measured using a caliper in millimeters, with the knee flexed at 30°, based on a position in neutral rotation identified by the femur-tibia-foot alignment in dorsal flexion, to a position of internal tibial rotation by applying a 30-N force using the above-described method.

Statistical analysis: the data were described for each series of values with their mean (\pm standard deviation) and the range for each series.

ALL lengths were compared using the Student *t*-test for matched series. The correlations were calculated with the Pearson coefficient and are presented with their values and 95% confidence intervals. A *P*-value less than 5% was considered significant.

3. Results

3.1. Iliotibial band and Kaplan fibers

Internal rotation of the knee originated the tension of the iliotibial tract, predominant on the posterior fibers (Table 1).

Once it had been transversally resected proximally, the internal rotating of the knee still showed substantial tension of this fascia in its posterior portion, whereas this resected structure should have released. In the anterior view, this tension was made possible by the action of the Kaplan fibers, which, by holding the iliotibial tract against the lateral epicondyle, allowed its distal portion to act as a ligament and tighten in internal rotation. As soon as the Kaplan fibers were resected at their proximal insertion, the remaining iliotibial tract relaxed, releasing its control over the internal rotation.

The distal insertion of the Kaplan fibers was shared by the superficial part of the iliotibial tract on the subcondylar tubercle. Their ascending trajectory was characterized by a twisting of its fibers going from a sagittal plane distally to a frontal plane proximally. Their proximal insertion is located at the diaphyseal-metaphyseal junction of the femur opposite the linea aspera. Their length was 73.11 ± 19.09 mm (range, 63–82 mm) and their length at the femoral insertion was 12.1 ± 1.61 mm (range, 10–15 cm) (Fig. 2).

3.2. "Triangular capsular ligament complex" and anterolateral ligament

After having folded back the iliotibial tract, the anterolateral capsule was exposed. The ALL was the anterior part of a "triangular anterolateral capsular complex." The posterior, vertical, part of this complex was made up of capsular fibers that inserted onto the LCL, and the base, distal, comprised the insertion of the capsule on the

Table 1
General characteristics and measurements of the anterolateral tissue structures of nine cadaver knees: measurements taken on the knee at 30° of flexion.

Knee/side	General characteristics							Kaplan fibers				
	Sex	Age	Osteoarthritis	Femur size	Tibia size	Anteroposterior diameter	Epicondylar diameter	Minimum Kaplan/GT distance		Width		
1D	F	83	Non	403	338	42	89.1	63		13		
2D	M	78	Non	443	386	49	87	71		11		
3D	M	86	Non	428	358	56	86	82		11		
4D	F	83	Non	401	315	44	77	81		12		
5D	F	63	Non	421	334	52	80	70		14		
6D	F	76	Non	409	337	49	83	70		11		
7D	M	76	Non	430	331	55	82	72		12		
8D	F	81	Non	362	275	39	84	69		10		
9D	M	74	Non	422	355	51	83	80		15		
Knee/side	ALL								Triangular complex			
	Length in internal rotation	Length in medial rotation	Length: proximal–distal	GT–ALL distance	Tibial ALL–joint space insertion distance	Distance FT–milieu ALL	Distance ECL–ALL (ant– / post = + and prox = – / distal = +)		Vertical edge (LCL)	Anterior edge (ALL)	Base	Surface (mm ²)
1D	38	51	3.5–16	19	8	16	–3	–7	41	51	24	484.43
2D	46	55	5–16	25	9	23	5	–20	48	55	31	671.93
3D	40	58	6–20	20	7	22	4	–6	42	58	32	656.39
4D	37	45	7–16	25	7	14	0	–11	36	45	22	391.23
5D	35	42	5–15	23	6	10	0	3	40	42	22	432.67
6D	40	51	5–11	21	2	18	0	–11	43	51	23	491.35
7D	41	50	5–18	23	6	13	0	–6	45	50	22	494.99
8D	35	44	4–14	18	4	12	2	2	42	44	19	396.19
9D	40	53	7–15	25	9	16	1	–8	50	53	23	572.36

ALL: anterolateral ligament; GT: Gerdy tubercle; LCL: lateral collateral ligament.

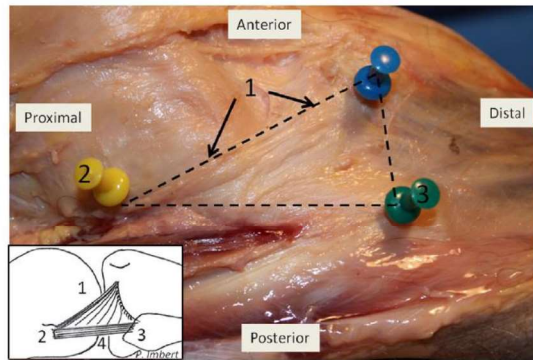


Fig. 3. Anterolateral "triangular capsular ligament complex" (1: anterior edge of the anterolateral ligament (ALL); 2: lateral epicondyle; 3: fibula head; 4: lateral collateral ligament).

tibia (Fig. 3). In this triangle, in internal rotation, the fibers were oblique and layered from top to bottom from the insertion on the LCL toward the ALL (Fig. 3). This triangle measured 43 ± 4.43 mm (range, 36–50 mm) for the posterior edge, 24.22 ± 5.65 mm (range, 19–32 mm) for the base, and 49.88 ± 4.65 mm (range, 42–58 mm) for the anterior edge.

The ALL was identified more clearly when the knee was placed in internal rotation; in neutral rotation, its relief disappeared within the capsular thickness.

The dissection of its femoral insertion was difficult because of the convergence of its fibers with those of the LCL on the lateral epicondyle. This femoral insertion was defined in relation to the center of the lateral epicondyle: on two specimens it was located distally (2 and 3 mm) and on seven specimens proximally at 9.85 mm (range, 6–20 mm). In the anteroposterior plane, this insertion was anterior (3 mm) on one specimen, posterior (1, 2, 4, and 5 mm) on four, and at the center of the epicondyle on four (Fig. 4). The tibial insertion was more widespread, located 6.44 ± 2.37 mm (range, 2–9 mm) below

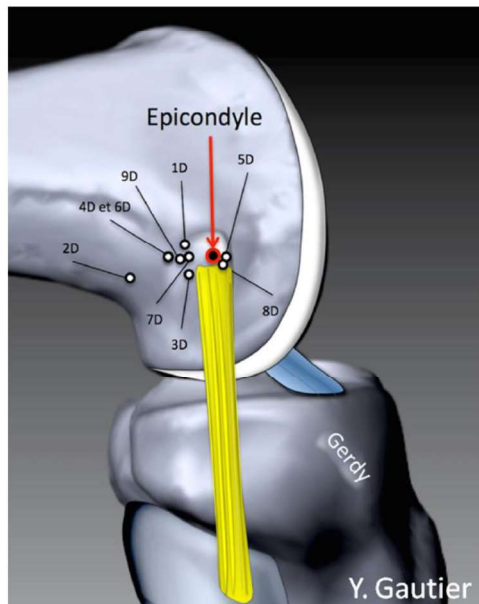


Fig. 4. Femoral insertion areas of the anterolateral ligament (ALL) as related to the lateral epicondyle.

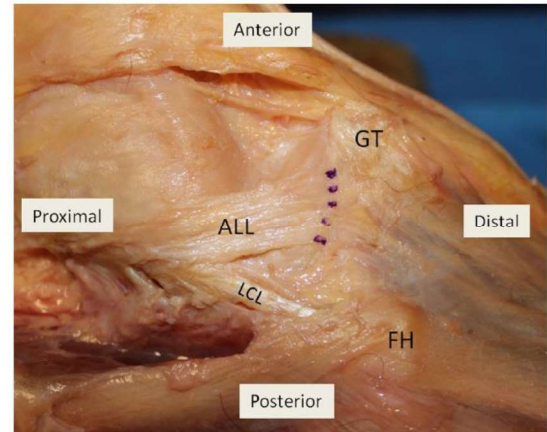


Fig. 5. Tibial insertion of the ALL (GT: Gerdy tubercle; FH: fibula head; ALL: anterolateral ligament; LCL: lateral collateral ligament).

the joint space; the center of this insertion was 22.11 ± 2.71 mm (range, 18–25 mm) posterior of the center of the subcondylar tubercle and 16 ± 4.38 mm (range, 10–23 mm) anterior of the top of the fibular head (Fig. 5).

Its length was a mean 39.11 ± 3.4 mm (range, 35–46) in neutral rotation and 49.88 ± 5.3 mm (range, 42–58) in internal rotation ($P < 0.005$).

There was a correlation between the ALL in internal rotation, the size of the femur ($P = 0.02$), and the size of the tibia ($P = 0.008$), but no correlation was found between the anteroposterior ($P = 0.26$) or epicondylar diameters ($P = 0.25$).

4. Discussion

This study describes two distinct anterolateral tissue layers that are tightened when going from neutral rotation of the tibia to internal rotation:

- a superficial plane represented by the iliotibial tract and its deep Kaplan fibers;
- a deep plane represented by a "triangular capsular complex" integrating the ALL.

The Kaplan fibers held against the iliotibial tract on the lateral epicondyle in internal rotation of the tibia provided an anchorage point at this level and allowed it to be tightened. Its bone insertions therefore give it a ligament-type passive stabilizing role, a role also suggested by the orientation in the sagittal plane of the distal part of its fibers. In his article studying the entire iliotibial tract, Kaplan [18] observed that this remained tensed in the cadaver even though there was no muscle contraction. He deduced that the iliotibial tract, in its distal section, was not a fascial tendon of the tensor fascia latae or the gluteus maximus but acted as a ligament. Its passive stabilizing action was made possible by its femoral and tibial bone insertions. This important point in the iliotibial tract dynamics was confirmed by Terry et al. [19] and Viera et al. [20]. For these authors, the deep and capsular and bone fibers acted as an anterolateral ligament of the knee, ensuring rotational stability in synergy with the anterior cruciate ligament. These anatomical observations suggest an anterolateral locking of internal tibial rotation by the iliotibial tract, in particular the Kaplan fibers, which was recently confirmed by the study reported by Parsons et al. [21].

An application in clinical practice of these findings would be to keep the Kaplan fibers intact during iliotibial tract harvesting in view of ACL reconstruction or lateral tenodeses.

For the deep plane, there has been a relative lack of clarity in nosology terms since the description in 1897 by Segond [7]: “a resistant, pearly, fibrous band, which, in an exaggeration of the inward rotational movement, is always subjected to an extreme degree of tension.” Several terms have indeed been used to describe this region without defining the content precisely. In 1982 Muller [22] used the term “lateral femorotibial ligament.” Terry et al. [19] and Viera et al. [20] described the existence of capsular-bony fibers of the iliotibial tract that they considered to be an anterolateral ligament, thus generating confusion with the current description. For Johnson [23] this was a “lateral capsular ligament,” for Campos et al. [24] an “anterior oblique band,” and for Hughston et al. [25], LaPrade and Terry [26], Haims et al. [27], and Goldman et al. [28] the “mid-third lateral capsular ligament.”

Recent studies [8–10,29] as well as the present study have detailed the descriptive anatomy of the anterolateral ligament. Our measurements of the ALL are in line with those found in the literature (Table 2). The variations in length between the different authors can be explained by the problems identifying the femoral insertion of this ligament and by the knee position, in flexion and rotation, which varied from one study to another.

One of the main conflicting points concerns the femoral insertion. In the study reported herein, it was for the most part proximal to the lateral epicondyle. This contradicts the studies conducted by Vincent et al. [11], Claes et al. [8], and Helito et al. [29], even if these authors agreed on the problems inherent to individualizing this insertion because of the many connections with the femoral insertion of the LCL and the fibers coming from the fascia of the lateral vastus muscle. The differences in the femoral insertion in our study are an additional argument for this difficulty. For Dodds et al. [10] the ALL originates proximally to the lateral epicondyle on 33 knees where it could be individualized. Catherine et al. [9] explained these disparities in the insertion by the existence of anatomical variations and proposed a three-stage classification according to the differences in femoral and tibial insertions.

We observed a significant variation in ALL length in internal rotation at 30° flexion measuring more than a mean 10 mm, findings similar to those reported by Dodds et al. [10] (mean lengthening, 9.9 mm). This variation in length corresponds to the ALL tightening observed and suggests its involvement in the control of internal tibial rotation. The meaning of this lengthening should nonetheless be weighed against the disparity of the femoral insertion of this ligament and its thinness.

Integrating the ALL within the “triangular capsular ligament complex” revives the notion of “mid-third lateral capsular ligament” suggested by Hughston et al. [30] and its involvement in the rotational control of the knee. We have observed that during internal rotation of the knee, not only the ALL was tensed, but all the capsular fibers were tensed between the LCL and the ALL. We were therefore able to compare this triangular complex with a boat's sail (Fig. 6), with the mast representing the LCL, a

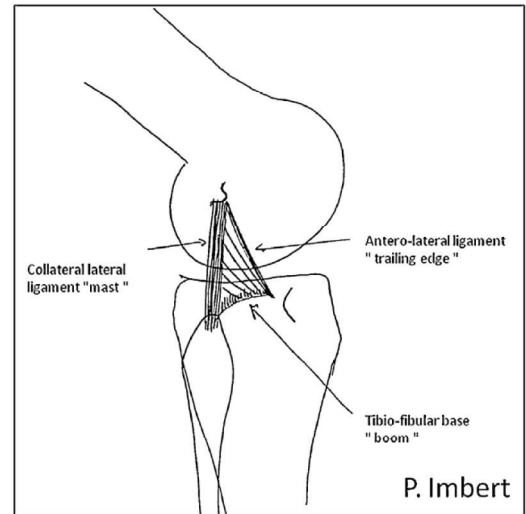


Fig. 6. Lateral view of the knee—comparison of deep anterolateral stabilizers with a boat sail.

powerful isometric ligament in flexion–extension, the boom would be the tibial meniscocapsular insertion, and the trailing edge the anterior capsular pillar represented by the ALL. The anchoring of this complex on the LCL and the horizontal orientation of the capsule fibers could explain their successive recruitment during internal rotation depending on the degree of knee flexion. When the rotational movement continues, the ALL breaks or is torn at its tibial insertion, thus producing a Segond fracture: this relation between the ALL and the Segond fracture has been demonstrated by several authors [8,16,28,31–33].

The existence of an anatomical region including the LCL and the ALL was also proposed by Claes et al. [14] using the term “lateral collateral ligament complex (LCLC).” Finally, Helito et al. [29] defined a triangle drawn by the ALL in front and the tendon of the popliteal muscle (PMT) behind, with the top on the lateral epicondyle in common: with the PMT involved in posterolateral rotational control, they deduced that the ALL should be involved in the anterolateral control of rotation for reasons of symmetry.

According to this reasoning, the superficial and deep tissue planes described in the present study could be a point of the anterolateral corner involved in the control of anterolateral laxity, just as the point of the posterolateral corner is for posterolateral laxity.

There are several limitations to this study:

- the small number of cadaver specimens dissected and the age of the donors greater than that of the subjects who usually experience ACL rupture;
- the need to resect the iliotibial tract to expose the ALL, which could falsify the tension measurements of this ligament's fibers;

Table 2
ALL measurements and insertions in recent studies.

	Vincent (2012)	Claes (2013)	Dodds (2014)	Catherine (2014)	Lutz
Length (mm)	34.1 ± 3.4	38.5 ± 6.1	59 ± 4	40.3 ± 6.2	39.1 ± 3.4
Proximal width (mm)		8.3 ± 2.1		4.8 ± 1.4	5.3 ± 1
Distal length (mm)		11.2 ± 2.5		11.7 ± 3.2	15.6 ± 2.6
Tibial plateau distance (mm)	5	6.5 ± 1.4	11 ± 2	11.1 ± 2.4	6.4 ± 2.4
Gerdy tubercle distance		21.6 ± 4	18 ± 3	23.4 ± 3.4	22.1 ± 2.6
Fibula head distance		23.2 ± 5.7	17 ± 3	23.9 ± 5.5	16 ± 4.7
Insertion/lateral epicondyle	Distal	Distal	Proximal	11 distal cases 8 proximal cases	2 distal cases 7 proximal cases

- the measurements taken at only a single angulation (30°) and a single rotational force (30N), with notably the absence of any kinematic analysis of the ALL, from external rotation to internal rotation;
- the cruciate ligament was intact in this study, whereas the ACL is ruptured in clinical situations calling on rotational control of the knee;
- the absence of objective functional analysis of the role played by each of the structures described, but this will be the subject of a complementary study.

5. Conclusion

This study describes the tightening of two distinct anterolateral tissue planes during internal rotation of the tibia: a superficial plane represented by the iliotibial tract and the Kaplan fibers, which act as a ligament structure by holding it to the lateral epicondyle, and a deep plane represented by a triangular capsular ligament complex within which can be found anterolateral ligament and anterolateral capsule recruitment.

A navigated functional anatomical study will complete this descriptive study to define the quantitative and respective role of each of these structures.

A better analysis of the anatomical structures involved in the knee's rotational control is an indispensable foundation for the development of surgical technical strategies aiming to improve this control.

Disclosure of interest

B. Sonnery-Cottet is a consultant for Arthrex. The other authors declare that they have no conflicts of interest concerning this article.

Acknowledgements

We extend our thanks to the Tours Anatomy Laboratory, Prof. Stéphane Velut; Mr. Gérald Deluermoz and Mr. Yvon Gautier for the illustration; and the Statistical Analysis Laboratory at the Strasbourg University Hospital, Prof. Nicolas Meyer.

References

- [1] Chambat P, Guier C, Sonnery-Cottet B, Fayard JM, Thauinat M. The evolution of ACL reconstruction over the last fifty years. *Int Orthop* 2013;37:181–218.
- [2] Crawford SN, Waterman BR, Lubowitz JH. Long-term failure of anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 2013;29(9):1566–71.
- [3] Inderhaug E, Strand T, Fischer-Bredenbeck C, Solheim E. Long-term results after reconstruction of the ACL with hamstrings autograft and transtibial femoral drilling. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2013;21(9):2004–10.
- [4] 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(3):595–605.
- [5] Lie DT, Bull AM, Amis AA. Persistence of the mini pivot shift after anatomically placed anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop Relat Res* 2007;457:203–9.
- [6] Suomalainen P, Jarvela T, Paakkala A, Kannus P, Jarvinen M. Double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective randomized study with 5-year results. *Am J Sports Med* 2012;40(7):1511–8.
- [7] Segond P. Recherches cliniques et expérimentales sur les épanchements sanguins du genou par entorse. *Prog Med* 1879;7:297–341.
- [8] 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.
- [9] Caterine S, Litchfield R, Johnson M, Chronik B, Getgood A. A cadaveric study of the anterolateral ligament: re-introducing the lateral capsular ligament. *KSSTA* 2014. <http://dx.doi.org/10.1007/s00167-014-3117-z> [Epub ahead of print].
- [10] Dodds AL, Halewood C, Gupte CM, Williams A, Amis AA. The anterolateral ligament: anatomy, length changes and association with the Segond fracture. *Bone Joint J* 2014;96:325–31.
- [11] Vincent J, 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.
- [12] Sonnery-Cottet B, Archbold P, Rezende FC, Neto AM, Fayard JM, Thauinat M. Arthroscopic identification of the anterolateral ligament of the knee. *Arthrosc Tech* 2014;3(3):e389–92.
- [13] Cianca J, John J, Pandit S, Chiou-tan FY. Musculoskeletal ultrasound imaging of the recently described anterolateral ligament of the knee. *Am J Phys Med Rehabil* 2014;93(2):186.
- [14] Claes S, Luycckx T, Vereecke E, Bellemans J. The Segond fracture: a bony injury of the anterolateral ligament of the knee. *Arthroscopy* 2014;30:1475–82.
- [15] Helito CP, Helito PV, Costa HP, et al. MRI evaluation of the anterolateral ligament of the knee: assessment in routine 1.5-T scans. *Skeletal Radiol* 2014;43:1421–7.
- [16] 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 Relat Res* 1994;303:193–7.
- [17] Rezanoff AJ, Caterine S, Spencer L, Tran MN, Litchfield RB, Getgood AM. Radiographic landmarks for surgical reconstruction of the anterolateral ligament of the knee. See comment in PubMed Commons below. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2014. <http://dx.doi.org/10.1007/s00167-014-3126-y> [Epub ahead of print].
- [18] Kaplan EB. The iliotibial tract; clinical and morphological significance. *J Bone Joint Surg Am* 1958;40:817–32.
- [19] Terry GC, Hughston JC, Norwood LA. The anatomy of the iliopatellar band and iliotibial tract. *Am J Sports Med* 1986;14:39–45.
- [20] Vieira EL, Vieira EA, da Silva RT, Berlefin PA, Abdalla RJ, Cohen M. An anatomic study of the iliotibial tract. *Arthroscopy* 2007;23(3):269–74.
- [21] Parsons EM, Gee AO, Spiekerman C, Cavanagh PR. The biomechanical function of the anterolateral ligament of the knee. *Am J Sports Med* 2015. <http://dx.doi.org/10.1177/0363546514562751>.
- [22] Muller W. *The Knee*. New York: Springer Verlag; 1983.
- [23] Johnson LL. Lateral capsular ligament complex: anatomical and surgical considerations. *Am J Sports Med* 1979;7:156–60.
- [24] Campos JC, Chung CB, Lektrakul N, et al. Pathogenesis of the segond fracture: anatomic and MR imaging evidence of an iliotibial tract or anterior oblique band avulsion. *Radiology* 2001;219(2):381–6.
- [25] Hughston J, Andrews J, Cross M, Moschi A. Classification of knee ligament instabilities. Part I. Medial compartment and cruciate ligaments. *J Bone Joint Surg Am* 1976;58:159–72.
- [26] LaPrade RF, Terry GC. Injuries to the posterolateral aspect of the knee. Association of anatomic injury patterns with clinical instability. *Am J Sports Med* 1997;25:433–8.
- [27] Haims AH, Medvecky MJ, Pavlovich Jr R, Katz LD. MR imaging of the anatomy of and injuries to the lateral and posterolateral aspects of the knee. *AJR Am J Roentgenol* 2003;180:647–53.
- [28] 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.
- [29] Helito CP, Demange MK, Bonadio MB, et al. Radiographic landmarks for locating the femoral origin and tibial insertion of the knee anterolateral ligament. *Am J Sports Med* 2014;42(10):2356–62.
- [30] Hughston J, Andrews J, Cross M, Moschi A. Classification of knee ligament instabilities. Part II. Lateral compartment. *J Bone Joint Surg Am* 1976;58:173–9.
- [31] Davis DS, Post WR. Segond fracture: lateral capsular ligament avulsion. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997;25:103–6.
- [32] 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.
- [33] Woods GW, Stanley RF, Tullios HS. Lateral capsular sign: x-ray clue to a significant knee instability. *Am J Sports Med* 1979;7(1):27–33.

OBJECTIF 2 : LE ROLE DU LIGAMENT ANTERO-LATERAL DANS LE CONTROLE DE LA ROTATION DU GENOU

Contexte

Cet article a été publié dans la continuité des débats sur l'existence ou non du LAL. L'objectif principal était de montrer, après avoir décrit dans un article précédent l'anatomie des structures antéro-latérales du genou, que ce ligament avait bien un rôle mécanique dans le contrôle rotatoire. Si tel était le cas, la conséquence clinique serait de considérer que la reconstruction chirurgicale du LAL permettrait d'améliorer la neutralisation du ressaut rotatoire ressenti par le patient atteint d'une rupture du LCA.

Originalité

L'originalité de ce travail a été d'étudier le rôle respectif des trois structures anatomiques, le LCA, le LAL et la BIT, dans le contrôle rotatoire du genou et non pas uniquement le seul LAL.

Méthodologie

Il s'agissait d'une étude cadavérique sur corps entiers qui était nécessaire pour l'analyse de la fonction de la BIT qui est une structure bi-articulaire s'insérant au niveau de la hanche et du genou. Les mesures des déplacements cinématiques du genou ont été acquises par un système de navigation avec une précision d'un mm et un degré. La contrainte en rotation était appliquée par une clé dynamométrique afin d'être identique pour toutes les manipulations. L'originalité méthodologique était que les mesures ont été faites pour chaque sujet en sectionnant les différentes structures anatomiques dans un ordre précis pour un des genoux – LCA puis LAL puis BIT – et dans l'autre ordre pour l'autre genou. Le but était de déterminer le rôle de ces structures les unes avec les autres.

Résultats

La section isolée du LCA entraînait une augmentation significative de la rotation interne à 90° de flexion. Lorsque l'on sectionnait en plus le LAL, la rotation interne était encore plus importante, à 20° de flexion, 90° de flexion et lors du ressaut rotatoire.

La section de la BIT provoquait surtout une augmentation de la rotation interne à 20° de flexion, de façon isolée ou en association avec la section du LAL et du LCA.

Discussion

L'enseignement principal de ce travail est que la LAL a bien un rôle dans le contrôle de la rotation interne du genou et qu'il agit en synergie avec le LCA dans cette fonction, à 20° et 90° de flexion ainsi que lors du ressaut rotatoire.

La BIT jouait également un rôle important mais sa lésion ne correspond pas à une situation clinique fréquente. Son implication sera discutée lorsque l'on prélèvera cette structure comme greffe ligamentaire.

Conséquence

La conséquence clinique de ses résultats était qu'une atteinte combinée du LCA et du LAL allait majorer la laxité rotatoire du genou dont il faudra tenir compte lors de la prise en charge chirurgicale de ces lésions.



The Involvement of the Anterolateral Ligament in Rotational Control of the Knee

Bertrand Sonnerly-Cottet,^{*†} MD, Christian Lutz,[‡] MD, Matt Daggett,[§] DO/MBA, François Dalmy,^{||} PhD, Benjamin Freychet,[†] MD, Lucas Niglis,[¶] MD, and Pierre Imbert,[#] MD
Investigation performed at the Centre Orthopedique Santy, Lyon, France, and the Tours Anatomy Laboratory, Tours, France

Background: Rotational control of the knee is crucial for knee stability. The anterolateral ligament (ALL) has been identified as a potentially important structure involved in rotational control of the knee.

Purpose/Hypothesis: The purpose of this study was to determine, utilizing a navigation system, the involvement of the anterior cruciate ligament (ACL), the iliotibial band (ITB), and the ALL in tibial internal rotational control of the knee. The hypothesis was that the ALL would be involved in rotational control of the knee at varying degrees of knee flexion.

Study Design: Controlled laboratory study.

Methods: Twelve fresh-frozen cadaveric knees were tested in internal rotation at 20° and 90° of flexion and then subsequently tested using a simulated pivot-shift test consisting of coupled axial rotation at 30° of flexion. Serial sectioning of the ACL, ALL, and ITB was performed. On the contralateral knee, sectioning was performed in the reverse order. Measurements were collected using a surgical navigation system before and after each sectioning.

Results: After ACL sectioning, an incision of the ALL induced a significant increase in internal rotation (+19.2% [$P = .0002$] at 20°; +21.8% [$P = .0029$] at 90°) and in coupled axial rotation (+43.0%; $P = .0035$) compared with the intact knee as well as a significant increase in internal rotation at 90° (+13.4%; $P = .009$) and in coupled axial rotation (+30.8%; $P = .0124$) compared with the ACL-deficient knee. After ITB sectioning, an additional ALL section caused a significant increase in internal rotation (+39.0% [$P = .002$] at 20°; +63.0% [$P = .0147$] at 90°) and in coupled axial rotation (+59.7%; $P = .0003$) compared with the intact knee as well as a significant increase in internal rotation at 90° (+14.8%; $P = .0067$) in comparison to the ITB-deficient knee.

Conclusion: The ALL is involved in rotational control of the knee at varying degrees of knee flexion and during a simulated pivot shift. Concomitant to an ACL or ITB transection, sectioning the ALL further increased rotational laxity.

Clinical Relevance: This laboratory study demonstrated that the ALL provides rotational control of the knee in combination with the ACL and/or ITB.

Keywords: anterolateral ligament; rotational control; pivot shift; anatomic study

*Address correspondence to Bertrand Sonnerly-Cottet, MD, FIFA Medical Center of Excellence, Groupe Ramsay-Générale de Santé, Hôpital privé Jean Mermoz, Centre Orthopedique Santy, 24 avenue Paul Santy, Lyon 69008, France (email: sonnerlycottet@aol.com).

†FIFA Medical Center of Excellence, Groupe Ramsay-Générale de Santé, Hôpital privé Jean Mermoz, Centre Orthopedique Santy, Lyon, France.

‡Clinique du Diaconat, Strasbourg, France.

§Kansas City University of Medicine and Biosciences, Kansas City, Missouri, USA.

||UMR-Inserm, Faculté de Médecine, Limoges, France.

¶Centre de Chirurgie Orthopédique de la Main (CCOM), Illkirch-Grafenstaden, France.

#Institut de Chirurgie Articulaires et des Pathologies du Sport (ICAPS), Saint-Raphael, France.

One or more of the authors has declared the following potential conflict of interest or source of funding: B.S.-C. is a paid consultant for Arthrex.

The American Journal of Sports Medicine, Vol. XX, No. X

DOI: 10.1177/0363546515625282

© 2016 The Author(s)

New insight into the existence of a distinct ligamentous structure on the anterolateral aspect of the knee, the anterolateral ligament (ALL),^{7,10,12} has again focused attention on rotational laxity of the knee after an anterior cruciate ligament (ACL) injury. A high correlation between the pivot shift and a lesion to the anterolateral structures has been shown to exist,²⁵ but there has been no distinction as to which anterolateral structure is most important.

Historically, knee surgeons have been concerned that rotational control of the tibia is important to ensure stability of the knee.¹⁵ This lack of rotational control was thought to contribute to secondary meniscal or cartilaginous injuries³⁵ and led surgeons to reconsider the anatomy and biomechanics of the knee. Innovative surgical techniques including combined ACL with nonanatomic extra-articular lateral reconstruction^{21,22} or double-bundle reconstruction⁴¹ have been created to minimize rotational instability after ACL injuries, but to date, there is still no consensus on the optimal ACL reconstruction procedure.^{3,23} However, recent

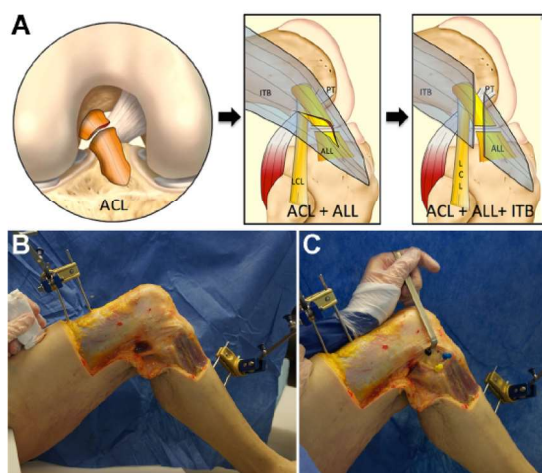


Figure 1. (A) Sequential release of the anterior cruciate ligament, the anterolateral ligament, and the iliotibial band (ITB) was performed and then repeated on the contralateral limb in reverse order. (B) The navigation system was fixated in the cortical bone of the femur and tibia to record rotational measurements. (C) ALL identification through an ITB split.

systematic reviews determined that combined intra-articular and extra-articular ACL reconstruction reduced the pivot shift.^{14,29}

The purpose of this study was to further define the involvement of the anterolateral knee structures, including the iliotibial band (ITB), the ALL, and the ACL, in internal rotational control of the knee. Our hypothesis was that the ALL would be involved in rotational control of the knee at varying degrees of knee flexion.

METHODS

Six fresh-frozen, paired human cadaveric specimens of whole inferior limbs with no evidence of a knee ligamentous, chondral, or meniscal injury and with 0° to 120° range of flexion-extension on clinical examination were obtained from a tissue bank after ethics approval for the study was given. Sequential sectioning was performed for the right knee and in the reverse order for the contralateral left knee. The median age of the donors was 76.4 years (range, 64.5-87.2 years) and included 8 women and 4 men. Specimens were thawed at room temperature for 24 hours before dissections.

Two 3.5-mm holes were drilled into the femoral cortical bone and 2 into the tibia to attach the sensors of the navigation system (Figure 1). The distal tracker pin was located 4 cm below the anterior tibial tuberosity to provide a reference point for external rotation measurements. To make rotation of the knee more reliable, knees were placed in a rigid ankle fixation device, allowing dial and pivot-shift tests to be performed with standardized rotational movements.

To acquire kinematic data, a navigation system (Medivision Surgetics System; Praxim) with ACL logics software (Praxim) and an accuracy of 1 mm and 1° was used to measure the following:

- Internal rotation of the knee at 20° and 90° of flexion.
- Coupled axial rotation during a combined anterior translation with internal rotation at 30° of flexion to stimulate a pivot shift. This coupled tibial rotation was calculated during the pivot-shift test by tracking the anterior vector of the tibia, projected onto the axial plane of the tibia.^{8,19} The navigation system measured internal tibial rotation during the pivot-shift maneuver.

This navigation system is composed of an optical head integrator, a pointer allowing the simultaneous determination of anatomic landmarks, a piloting screen, and spherical sensors. The software acquires landmarks directly on the bone surfaces to determine the articular anatomy of the knee. The reference points used in this study were the intercondylar notch of the femur, the intercondylar process of the tibia, the center of each tibial plateau, the lateral and medial malleoli, and the lateral epicondyle.

Steinmann pins were inserted into the distal femur and proximal tibia, corresponding clusters were mounted, and the navigation system was initialized. With the knee in full extension, the 3-dimensional (3D) pose of the femoral and tibial clusters was recorded. Then, a number of anatomic landmarks were digitized percutaneously by the pointer after careful external palpation. On the thigh, these landmarks were the medial and lateral epicondyles; on the leg, these were the medial and lateral malleoli, the most prominent part of the tibial tuberosity, and the most medial and lateral points of the ridge, respectively, of the medial and lateral tibial plateaus. The tibial anatomic reference frame was defined according to the leg's landmarks. The origin was in the midpoint between the most medial and lateral points of the tibial plateau. The tibial proximodistal axis was defined as the line passing through the origin and the ankle center, constituting the midpoint between the 2 malleoli. To compute the midsagittal plane of the tibia, the centers of the ankle and of the tibial plateau were tracked during an imposed cycle of knee flexion and extension; the plane was defined as the mean plane, on a least-squares approach, of the cloud of points created by the motion of these 2 centers.⁹ The global method is based on the digitization of points with an optical 3D localizer. For morphological acquisitions, the system uses a method based on the registration of sparse data points with a 3D statistical deformable model. To build the mechanical axis, the system uses a kinematics method for the hip center and digitization of anatomic landmarks for the ankle center. The knee was manually cycled from 0° to 120° of flexion.⁹

Before study commencement, the ALL was dissected (see the online Video Supplement) on multiple specimens that were not used in this study to determine the optimal technique for sectioning the ALL to minimize the effect on the ITB. With knowledge gained from these separate dissections, a longitudinal split in the ITB was made from the lateral epicondyle on the femur to just distal of the joint line.

TABLE 1
Rotational Differences After Serial Sectioning in 20° and 90° of Internal Rotation and Coupled Axial Rotation^a

	Internal Rotation at 20°, deg	Internal Rotation at 90°, deg	Coupled Axial Rotation During Pivot Shift, deg
Section 1			
Intact	29.50 ± 5.89	35.83 ± 4.62	17.83 ± 6.31
ACL	32.17 ± 7.96	38.50 ± 4.37	19.50 ± 6.53
ACL + ALL	35.17 ± 6.37	43.67 ± 5.65	25.50 ± 3.62
ACL + ALL + ITB	42.00 ± 7.38	49.33 ± 5.61	34.67 ± 6.56
Section 2			
Intact	27.33 ± 5.96	31.67 ± 5.85	16.17 ± 3.97
ITB	33.33 ± 4.37	45.00 ± 7.80	22.67 ± 6.35
ITB + ALL	38.00 ± 6.57	51.67 ± 8.55	25.83 ± 4.92
ITB + ALL + ACL	42.17 ± 9.28	55.33 ± 9.05	40.00 ± 7.72

^aValues are shown as mean ± SD. ACL, anterior cruciate ligament; ALL, anterolateral ligament; ITB, iliotibial band.

Gentle elevation of the ITB allowed visualization of the ALL and adjacent joint capsule. An isolated transection of the ALL was then performed just superior to the lateral meniscus.

The lower limb was positioned with the hip flexed to 45°, the knee flexed to 90°, and the foot flat on the table. All specimens were tested with all structures intact before serial sectioning. After medial parapatellar arthrotomy to access the femoral and tibial reference points, a lateral approach from the distal portion of the femur to the proximal portion of the Gerdy tubercle was performed. A sequential release of the anterolateral structures was performed (Figure 1) including (1) the ACL, (2) the ALL after a longitudinal incision of the ITB, and (3) the ITB. On the contralateral knee, sectioning was performed in the reverse order.

Internal tibial rotation was measured at 20° and 90° of knee flexion under a controlled load. This was obtained using a torque wrench, triggered at 2 N·m and applied to the distal leg through a fast clamp, at a distance of 7 cm from the rotational center of the tibia. This procedure was performed after each sectioning of the ACL, ALL, and ITB and also for the reverse order. An experienced examiner performed a pivot-shift test to measure dynamic internal rotation during a combined anterior translation with internal rotation at 30° of flexion. The kinematic data of internal rotation and the pivot-shift tests were recorded 3 times to obtain a mean value.

Statistical Analysis

Measurements were analyzed using SAS 9.1.3 software (SAS Institute). The statistical significance of results was determined by the distribution of quantitative variables compared using the nonparametric Kruskal-Wallis and Wilcoxon tests. After Bonferroni corrections, a *P* value of <.025 was considered statistically significant.

RESULTS

Results are summarized in Table 1.

Isolated Sectioning of ACL or ITB Compared With Intact Knee

An isolated section of the ACL induced a significant increase (+7.5%) of internal rotation at 90° of flexion (*P* = .0074). An isolated section of the ITB induced a significant increase (+21.9%; *P* = .0071) of internal rotation at 20° of flexion and of coupled axial rotation (+40.2%; *P* = .0115) during the pivot shift compared with the intact knee.

Sequential Sectioning of ACL, ALL, and ITB (Section 1)

After ACL sectioning, a transection of the ALL induced a significant increase in internal rotation (+19.2% [*P* = .0002] at 20°; +21.8% [*P* = .0029] at 90°) and in coupled axial rotation (+43.0%; *P* = .0035) compared with the intact knee as well as a significant increase in internal rotation at 90° (+13.4%; *P* = .009) and in coupled axial rotation (+30.8%; *P* = .0124) compared with the ACL-deficient knee. After ACL and ALL sectioning, an additional ITB section induced a significant increase in internal rotation (+42.3% [*P* = .0001] at 20°; +37.7% [*P* = .0005] at 90°) and in coupled axial rotation (+94.4%; *P* = .0003) compared with the intact knee and with the ACL-deficient knee (+30.0% [*P* = .0011] at 20°; +28.0% [*P* = .0007] at 90°; +78.0% [*P* = .0007] in coupled axial rotation).

Sequential Sectioning of ITB, ALL, and ACL (Section 2)

After ITB sectioning, an additional ALL section caused a significant increase in internal rotation (+39.0% [*P* = .002] at 20°; +63.0% [*P* = .0147] at 90°) and in coupled axial rotation (+59.7%; *P* = .0003) compared with the intact knee as well as a significant increase in internal rotation at 90° (+14.8%; *P* = .0067) in comparison to the ITB-deficient knee. Subsequent sectioning of the ACL demonstrated a significant increase in internal rotation (+54.3% [*P* = .0029] at 20°; +74.7% [*P* = .0069] at 90°) and in coupled axial rotation (+147.4%; *P* = .0001) compared with the intact knee as well as a significant increase

in internal rotation at 90° (+22.9%; $P = .0001$) and in coupled axial rotation (+76.4%; $P = .0026$) compared with the ITB-deficient knee.

DISCUSSION

Our results confirm that the ACL, ITB, and ALL play a role in rotational control of the knee. Isolated sectioning of the ACL induced a significant increase in rotational laxity at 90° compared with the intact knee. An additional ALL section significantly increased each of the 3 rotational test results. This suggests that clinically, a combined ACL and ALL rupture has a dramatic effect on knee rotational laxity compared with an isolated ACL tear.

Isolated sectioning of the ITB induced a significant increase in rotational laxity at 20° and in coupled axial rotation compared with the intact knee, demonstrating its importance. Nevertheless, our study demonstrates that additional ALL and ACL sectioning significantly increased rotational laxity in the ITB-deficient knee. This suggests that there is not one specific structure controlling knee rotation. Moreover, our results show that an ALL tear enhances rotational laxity when combined with ITB or ACL tears. The latest appears to be a consistent clinical scenario. Because a complete tear of the ITB is uncommon, tears of the Kaplan fibers may potentially occur during an ACL rupture. The potential importance of these fibers could be investigated in further studies.

It is already known that the anterolateral structures of the knee are an important restraint to internal rotation of the knee^{1,15,26} and work in synergy with the ACL²⁰ and that the pivot-shift phenomenon seems to be correlated to these lesions.²⁴ Claes et al (Claes S, Bartholomeeusen S, Vereecke EE, Victor J, Verdonk P, Bellemans J. "The Anterolateral Ligament of the Knee: Anatomy, Radiology, Biomechanics and Clinical Implications"; presented at American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2013) were the first to hypothesize the importance of the ALL among these anterolateral structures. Parsons et al²⁷ demonstrated that the contribution of the ALL during internal rotation increased significantly with increasing flexion, whereas that of the ACL decreased significantly. At knee flexion angles greater than 30°, the contribution of the ALL exceeded that of the ACL. They concluded that the ALL is an important stabilizer of internal rotation at flexion angles greater than 35°. Our study confirms that finding and highlights the involvement of the ALL among the anterolateral structures.

It remains perplexingly difficult to anatomically define "the anterolateral structures." From Kaplan¹⁶ to Vieira et al,³⁷ various anterolateral structures of the knee have been described as being organized in many different layers. An identifiable ALL among those anterolateral structures has recently been described by different authors.^{4,7,10,12,17,38} Its existence was suspected as early as 1879, when Segond³¹ described the eponymous avulsion fracture of the proximal tibia. The ALL was confirmed by an ultrasound imaging study⁵ and a magnetic resonance imaging study²⁸ and identified during arthroscopic exploration

of the knee.³² Its shares an origin from the lateral femoral condyle near the lateral collateral ligament and runs obliquely parallel but deep to the ITB. It inserts on the mid-portion of the proximal tibia halfway between the Gerdy tubercle and the fibular head (see the online Video Supplement).

The rotational axis of the knee is centrally located near the tibial spines. Around this axis, the internal and external compartments have some degree of symmetric rotation. In the case of an ACL rupture, this axis of rotation moves toward the medial compartment, which increases anterior translation of the tibia but also internal rotation of the lateral compartment.¹ The insufficient postoperative rotatory control observed with classic ACL reconstruction may be caused by the modification of this center of rotation but also by associated injuries of the anterolateral structures of the knee.² According to some studies, those anterolateral structures are frequently injured during ACL ruptures.^{6,11,22} It is in this context that lateral tenodesis has been considered with a view to improve rotational stability of the knee.¹⁸ Lateral extra-articular tenodesis, which is peripheral to the center of rotation of the knee, has a better lever arm than that provided by intra-articular reconstruction for rotatory control.² The effectiveness of lateral tenodesis for controlling internal tibial rotation and the pivot shift has been documented.^{11,24,30} However, this procedure, which was not based on the restoration of anatomic structures, was abandoned because of associated complications such as the limitation of decreased range of motion.^{3,36,42} The missing link of these empiric extra-articular lateral reconstructions controlling internal rotation of the knee and the pivot shift could certainly be the ALL. In a recent article, Spencer et al³⁴ reported that lateral extra-articular tenodesis had a composite effect in governing both anterior and rotational laxity, whereas anatomic ALL reconstruction did not reduce anterolateral rotational laxity. However, the authors performed ALL reconstruction with a fiber tape and, secondly, added lateral extra-articular tenodesis with the ITB without ACL reconstruction. Moreover, the ALL's femoral insertion was placed distal to the lateral epicondyle, which differs from anatomic findings of other authors.^{10,17} The authors, however, demonstrated that the ALL plays a role in assisting the ACL in controlling anterolateral rotation, confirming our present study.

A recent publication of combined ACL and ALL reconstruction with more than 2 years' follow-up seems promising in terms of clinical outcomes and rotational control.³³ Interestingly, in this series, the contralateral ACL rupture rate (6.6%) was similar to that described in the recent literature; however, the ACL graft rupture rate (1.1%) was lower than that previously published.^{13,39,40}

This study has several limitations: it is a cadaveric study with a limited number of samples. The sequence of sectioning may overestimate or underestimate each individual component's stability because of the interplay between the structures that cannot be appreciated with only 2 manners of sequential sectioning. Physical examinations such as the rotational and pivot-shift tests remain imperfect; they are not sufficiently precise to assess each of the individual components that constitute the anterolateral structures. We did

not isolate and test the Kaplan fibers of the ITB and did not test rotation using different amounts of torque. Our results may be dependent on the loads placed on these structures. Despite the meticulous longitudinal split of the ITB, the ALL could be damaged and thus modify the results. We did not test the ALL section in isolation because it is not typically seen clinically.

CONCLUSION

Our results confirm that the ACL, ITB, and ALL play a role in rotational control of the knee. The ALL is involved in rotational control of the knee at varying degrees of knee flexion and during a simulated pivot shift. Concomitant to an ACL or ITB transection, sectioning the ALL further increased rotational laxity.

ACKNOWLEDGMENT

The authors extend their thanks to the Tours Anatomy Laboratory: Professor Stéphane Velut and Mr Gérard Deluermoz.

A Video Supplement for this article is available at <http://ajsm.sagepub.com/supplemental>.

REFERENCES

- Amis AA, Bull AM, Lie DT. Biomechanics of rotational instability and anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Oper Tech Orthop*. 2005;15(1):29-35.
- Amis AA, Scammell BE. Biomechanics of intra-articular and extra-articular reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br*. 1993;75(5):812-817.
- Anderson AF, Snyder RB, Lipscomb AB. Anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective randomized study of three surgical methods. *Am J Sports Med*. 2001;29(3):272-279.
- Caterine S, Litchfield R, Johnson M, Chronik B, Getgood A. A cadaveric study of the anterolateral ligament: re-introducing the lateral capsular ligament [published online June 15, 2014]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. doi:10.1007/s00167-014-3117-z.
- Cianca J, John J, Pandit S, Chiou-tan FY. Musculoskeletal ultrasound imaging of the recently described anterolateral ligament of the knee. *Am J Phys Med Rehabil*. 2014;93(2):186.
- Claes S, Bartholomeeusens S, Bellemans J. High prevalence of anterolateral ligament abnormalities in magnetic resonance images of anterior cruciate ligament-injured knees. *Acta Orthop Belg*. 2014; 80(1):45-49.
- Claes S, Vereecke E, Maes M, Victor J, Verdonk P, Bellemans J. Anatomy of the anterolateral ligament of the knee. *J Anat*. 2013; 223(4):321-328.
- Colombet P. Knee laxity control in revision anterior cruciate ligament reconstruction versus anterior cruciate ligament reconstruction and lateral tenodesis: clinical assessment using computer-assisted navigation. *Am J Sports Med*. 2011;39:1248-1254.
- Colombet P, Robinson J, Christel P, Franceschi JP, Djian P. Using navigation to measure rotation kinematics during ACL reconstruction. *Clin Orthop Relat Res*. 2007;454:59-65.
- 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;96(3):325-331.
- Gibson M, Mikosz R, Reider B, Andriacchi T. Analysis of the Muller anterolateral femorotibial ligament reconstruction using a computerized knee model. *Am J Sports Med*. 1986;14(6):371-375.
- Helito CP, Demange MK, Bonadio MB, et al. Anatomy and histology of the knee anterolateral ligament. *Orthop J Sports Med*. 2013;1(7):2325967113513546.
- Hettrich CM, Dunn WR, Reinke EK, 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(7):1534-1540.
- Hewison CE, Tran MN, Kaniki N, Remtulla A, Bryant D, Getgood AM. Lateral extra-articular tenodesis reduces rotational laxity when combined with anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review of the literature [published online June 23, 2015]. *Arthroscopy*. doi:10.1016/j.arthro.2015.04.089.
- Hughston JC, Andrews JR, Cross MJ, Moschi A. Classification of knee ligament instabilities, part II: the lateral compartment. *J Bone Joint Surg Am*. 1976;58:173-179.
- Kaplan EB. The iliotibial tract. *J Bone Joint Surg Am*. 1958;40:817-832.
- Kennedy MI, Claes S, Fuso FA, et al. The anterolateral ligament: an anatomic, radiographic, and biomechanical analysis. *Am J Sports Med*. 2015;43(7):1606-1615.
- Kittl C, Halewood C, Stephen JM, et al. Length change patterns in the lateral extra-articular structures of the knee and related reconstructions. *Am J Sports Med*. 2015;43:354-362.
- Kuroda R, Hoshino Y, Kubo S, et al. Similarities and differences of diagnostic manual tests for anterior cruciate ligament insufficiency: a global survey and kinematics assessment. *Am J Sports Med*. 2012;40:91-99.
- Lane JG, Irby SE, Kaufman K, Rangger C, Daniel DM. The anterior cruciate ligament in controlling axial rotation: an evaluation of its effect. *Am J Sports Med*. 1994;22(2):289-293.
- Lemaire M. Ruptures anciennes du ligament croisé antérieur: fréquence-clinique-traitement. *J Chir*. 1967;93:311-320.
- MacIntosh DL, Darby TA. Lateral substitution reconstruction: in proceedings of the Canadian Orthopaedic Association. *J Bone Joint Surg Br*. 1976;58:142.
- Meredick RB, Vance KJ, Appleby D, Lubowitz JH. Outcome of single-bundle versus double-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament: a meta-analysis. *Am J Sports Med*. 2008;36:1414-1421.
- Monaco E, Maestri B, Conteduca F, Mazza D, Iorio C, Ferretti A. Extra-articular ACL reconstruction and pivot shift: in vivo dynamic evaluation with navigation. *Am J Sports Med*. 2014;42(7):1669-1674.
- Monaco E, Maestri B, Labianca L, et al. Navigated knee kinematics after tear of the ACL and its secondary restraints: preliminary results. *Orthopedics*. 2010;33(suppl 10):87-93.
- Muller W. *The Knee*. New York: Springer Verlag; 1983.
- Parsons EM, Gee AO, Spiekerman C, Cavanagh PR. The biomechanical function of the anterolateral ligament of the knee. *Am J Sports Med*. 2015;43(3):669-674.
- Porrino J, Maloney E, Richardson M, Mulcahy H, Ha A, Chew FS. The anterolateral ligament of the knee: MRI appearance, association with the Segond fracture, and historical perspective. *AJR Am J Roentgenol*. 2015;204(2):367-373.
- Rezende FC, de Moraes VY, Martimbianco AL, Luzo MV, da Silveira Franciozi CE, Belloti JC. Does combined intra- and extraarticular ACL reconstruction improve function and stability? A meta-analysis. *Clin Orthop Relat Res*. 2015;473(8):2609-2618.
- 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(4):492-497.
- Segond P. Recherches cliniques et experimentales sur les épanchements sanguins du genou par entorse. *Prog Med*. 1879;7:297-341. Available at: <http://gallica.bnf.fr/ark:/12148/bpt6k5712206r>. Accessed January 2016.
- Sonnery-Cottet B, Archbold P, Rezende FC, Martins Neto A, Fayard JM, Thauinat M. Arthroscopic identification of the anterolateral ligament of the knee. *Arthrosc Tech*. 2014;3(3):e389-e392.

33. Sonnery-Cottet B, Thauinat M, Freychet B, Pupim BH, 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;43:1598-1605.
34. Spencer L, Burkhart TA, Tran MN, et al. Biomechanical analysis of simulated clinical testing and reconstruction of the anterolateral ligament of the knee. *Am J Sports Med.* 2015;43:2189-2197.
35. Stergiou N, Ristanis S, Moraiti C, Georgoulis AD. Tibial rotation in anterior cruciate ligament (ACL)-deficient and ACL-reconstructed knees: a theoretical proposition for the development of osteoarthritis. *Sports Med.* 2007;37:601-613.
36. Strum GM, Fox JM, Dorey FH, Delpizzo W. Intra articular versus intra articular and extra articular reconstruction for chronic ACL instability. *Clin Orthop.* 1989;245:188-198.
37. Vieira EL, Vieira EA, da Silva RT, Berfein PA, Abdalla RJ, Cohen M. An anatomic study of the iliotibial tract. *Arthroscopy.* 2007;23:269-274.
38. Vincent JP, Magnussen RA, Gezmez F, et al. The anterolateral ligament of the human knee: an anatomic and histologic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20:147-152.
39. Webster KE, Feller JA, Leigh WB, Richmond AK. Younger patients are at increased risk for graft rupture and contralateral injury after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2014;42:641-647.
40. Wright RW, Magnussen RA, Dunn WR, Spindler KP. Ipsilateral graft and contralateral ACL rupture at five years or more following ACL reconstruction: a systematic review. *J Bone Joint Surg Am.* 2011;93:1159-1165.
41. Yasuda K, Kondo E, Ichiyama H, et al. Anatomic reconstruction of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament using hamstring tendon grafts. *Arthroscopy.* 2004;20:1015-1025.
42. Zorilla PA, Aichroth PM, Duri ZA. Is extra articular augmentation necessary in the treatment of chronic ACL injuries? *J Bone Joint Surg Br.* 1997;79:188.

For reprints and permission queries, please visit SAGE's Web site at <http://www.sagepub.com/journalsPermissions.nav>.

OBJECTIF 3 : CARACTERISTIQUES ISOMETRIQUES DU LIGAMENT ANTERO-LATERAL DU GENOU : ETUDE CADAVERIQUE NAVIGUEE.

Contexte

La démonstration dans l'étude anatomique de l'existence du LAL et la mise en évidence dans l'étude biomécanique de son importance avec le LCA dans le contrôle de la rotation interne ont conduit à une réflexion sur sa reconstruction chirurgicale.

Pour répondre au cahier des charges de reconstruction d'une structure ligamentaire du genou, il faut en général connaître ses insertions osseuses anatomiques et ses variations de longueur lors de la flexion et de l'extension c'est-à-dire son isométrie. Ceci est primordial pour restaurer sa fonction et a été l'objet de cette étude.

Originalité

La particularité de ce travail a été de comparer l'isométrie du LAL pour les trois localisations anatomiques de son insertion fémorale débattues dans la littérature afin de connaître laquelle permettrait la meilleure restitution de sa fonction.

Méthodologie

Il s'agissait d'une étude cadavérique comprenant douze segments de membres inférieurs entiers. Des pins métalliques ont été positionnés au niveau des trois insertions fémorales anatomiques décrites pour le LAL : épicondyle latérale, antérieur-distal à l'épicondyle latérale et postérieur-proximal à l'épicondyle latérale. Un pin métallique a été positionné au niveau de l'insertion tibiale du LAL réalisant ainsi trois couples de points avec les insertions fémorales. Les variations de longueur de ces couples de points ont été mesurées par un système de navigation lors du mouvement d'extension vers la flexion en rotation neutre, en rotation interne à 20° de flexion et en rotation interne à 90° de flexion.

Résultats

La distance augmentait de façon identique en rotation interne à 20° pour les trois insertions fémorales mais augmentait plus significativement à 90° pour la localisation postérieure-proximale à l'épicondyle. Lors du passage de l'extension à la flexion en rotation neutre, la longueur diminuait pour cette localisation et augmentait pour les deux autres.

Discussion

Le principal enseignement de cette étude était que seule la localisation fémorale postérieure et proximale de l'insertion du LAL permettait d'obtenir une anisométrie favorable reproduisant la fonction de ce ligament qui doit se tendre proche de l'extension (augmentation de la distance entre le point fémoral et tibial) pour

contrôler le ressaut et se détendre en flexion (diminution de la distance entre le point fémoral et tibial) pour ne pas provoquer de raideur et ne pas limiter la rotation tibiale interne physiologique à 90° de flexion.

Conséquences

Ces résultats sur l'isométrie ont été essentiels pour déterminer les principes techniques des plasties chirurgicales du LAL. Pour obtenir l'anisométrie favorable, il faut donc que la plastie soit positionnée au fémur de façon postérieure et proximale à l'épicondyle latérale et fixée proche de l'extension.

Isometric Characteristics of the Anterolateral Ligament of the Knee: A Cadaveric Navigation Study

Pierre Imbert, M.D., Christian Lutz, M.D., Matthew Daggett, D.O., M.B.A.,
Lucas Niglis, M.D., Benjamin Freychet, M.D., François Dalmy, Ph.D, and
Bertrand Sonnery-Cottet, M.D.

Purpose: To measure the variations in length during flexion and internal tibial rotation of the 3 different femoral insertions of the anterolateral ligament (ALL) while maintaining a fixed tibia insertion. **Methods:** Twelve fresh-frozen cadaver knees were analyzed using a navigation system. Maximal distance variations of the 3 different anatomic femoral insertions of the ALL were measured during knee flexion and internal tibial rotation at 20° (IR20°) and 90° (IR90°). The 3 different femoral attachments were, as published, at the center of the lateral epicondyle, distal and anterior from this position, and proximal and posterior. Each of these 3 femoral insertions was coupled to the same tibial insertion at the tibial margin, halfway between the tip of the fibular head and the prominence of the Gerdy tubercle. **Results:** During IR20°, variation in the distance between paired points is not different between the proximal-posterior, epicondyle, and distal-anterior femoral insertions. These variations were statistically different during IR90° for the 3 different femoral locations. In increasing degrees of flexion, there was a length decrease between paired points observed with the proximal-posterior position. A length increase was observed for both the epicondyle location and the distal-anterior location. **Conclusions:** The ALL did not reveal an isometric behavior at any of the femoral insertion locations but had different length change patterns during knee flexion and internal tibial rotation at 90°. The proximal and posterior to epicondyle femoral position is the only position with a favorable isometry, as shown by being tight in extension and in internal rotation at 20° and then relaxed when the knee goes to flexion at 120° and during internal rotation at 90°. **Clinical Relevance:** Clinical relevance is significant with respect to optimizing the femoral position of an ALL reconstruction.

Various attempts have been made to provide better rotational stability of the knee after anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction. Although there are contradictory results with double-bundle ACL reconstruction technique,¹⁻³ additional extra-articular reconstruction generated renewed interest with recent investigations into the anatomy of the anterolateral ligament (ALL).⁴

From the I.C.A.P.S. Sports Traumatology and Joint Surgery Institute of Saint-Raphaël, Pôle Médical des Spécialités (P.I.), Saint-Raphaël, France; Clinique du Diaconat, ICOSS 50 (C.L., L.N.), Strasbourg, France; Kansas City University (M.D.), Kansas City, Missouri, U.S.A.; Générale de Santé, Hôpital privé Jean Mermoz, Centre Orthopédique Santy (B.F., B.S.-C.), Lyon, France; and UMR Inserm 1094, Faculté de Médecine (F.D.), Limoges Cedex, France.

The authors report the following potential conflict of interest or source of funding: B.S.-C. receives support from Arthrex.

Received July 12, 2015; accepted February 1, 2016.

Address correspondence to Pierre Imbert, M.D., I.C.A.P.S. Sports Traumatology and Joint Surgery Institute of Saint-Raphaël, Pôle Médical des Spécialités, 87 Avenue Archimède, 83700 Saint-Raphaël, France. E-mail: imbertpierre@hotmail.com

© 2016 by the Arthroscopy Association of North America

0749-8063/15647/\$36.00

http://dx.doi.org/10.1016/j.arthro.2016.02.007

Authors agree on the existence of a separate ligamentous structure called the ALL, located on the lateral part of the joint and supposed to control tibial internal rotation near to knee full extension.⁴⁻⁹ Although most authors agree on the tibial insertion located halfway between the tip of the fibular head and the prominence of the Gerdy tubercle,^{4-7,9} its femoral attachment remains a subject of debate. Three different femoral locations have been described: at the lateral femoral epicondyle,⁴ proximal and posterior to the lateral femoral epicondyle,⁴⁻⁶ and distal and anterior to the lateral femoral epicondyle.^{4,5,7,9} Some studies have already reported changes in length of the ALL during knee flexion/extension,^{6,10-12} but its behavior during knee rotation in different degrees of flexion is still unknown.

The purpose of the study was to measure the variations in length during flexion and internal tibial rotation of the 3 different femoral insertions of the ALL while maintaining a fixed tibia insertion. Our hypothesis was that the different femoral insertions will exhibit different variations in length throughout the range of motion (ROM) of the knee.

Methods

This study involved fresh-frozen, unpaired, whole cadaveric lower extremities provided from a tissue bank after the local research ethics committee gave ethical approval. All 15 specimens available from the local tissue bank were considered for inclusion. Exclusion criteria were no examination signs of knee instability, previous arthrotomy or ACL reconstruction scars, and no signs of advanced osteoarthritis defined as frank osteophytes, gross deformity, or limited ROM. Twelve of 15 cadavers met the inclusion criteria, including 8 women and 4 men, with a median donor age of 76.4 years (range 64.5 to 87.2 years).

Specimens were thawed at room temperature 24 hours before dissection. Four 3.5-mm holes were drilled in the cortical bone of the femur and tibia to fixate the navigation system sensors.

To acquire the kinematic data, the Praxim navigation system (Medivision Surgetics system; Praxim, Grenoble, France) equipped with ACL logics software was used to measure the maximum variation of length during knee flexion and internal rotation at both 20° and 90° of flexion. This software is able to perform reliable measurements of maximal discrepancy changes in distance between a pair of points during specific maneuvers applied to the knee.¹³

The system is composed with an optical head integrated into the system, a pointer allowing simultaneous determination of anatomic landmarks, a piloting screen, and spherical sensors. It has been shown to be very precise, within 1° or 1 mm,¹³ and acquires landmarks directly on the bone surfaces to determine the articular anatomy of the knee. The reference points used for this study were the intercondylar notch of femur, the lateral epicondyle, ACL femoral insertion, the intercondylar process of tibia, the center of each tibial plateau, and both the lateral and medial malleoli. The global method is based on the digitization of points with an optical 3D localizer. For the morphologic acquisitions, the system uses a method based on the registration of sparse point data within a 3D statistical deformable model. The ankle center is defined by the digitization of anatomic landmarks and the hip center is defined kinematically by determining the rotation center of the cloud of points created by the motion of the femoral cluster during an imposed cycle of the knee from 0° to 120° of flexion.

Knee dissection and implementation of the navigation system were done on the lower limb positioned with the hip flexed to 45°, the knee flexed to 90°, and the feet flat on table. During manual maneuvers, one examiner supported the thigh and maintained the pointer while another one supported the leg and applied the desired flexion or rotational maneuver (Fig 1).



Fig 1. Right lower limb fitted with the navigation system and the torque wrench during tibial internal rotation testing at 90° of knee flexion.

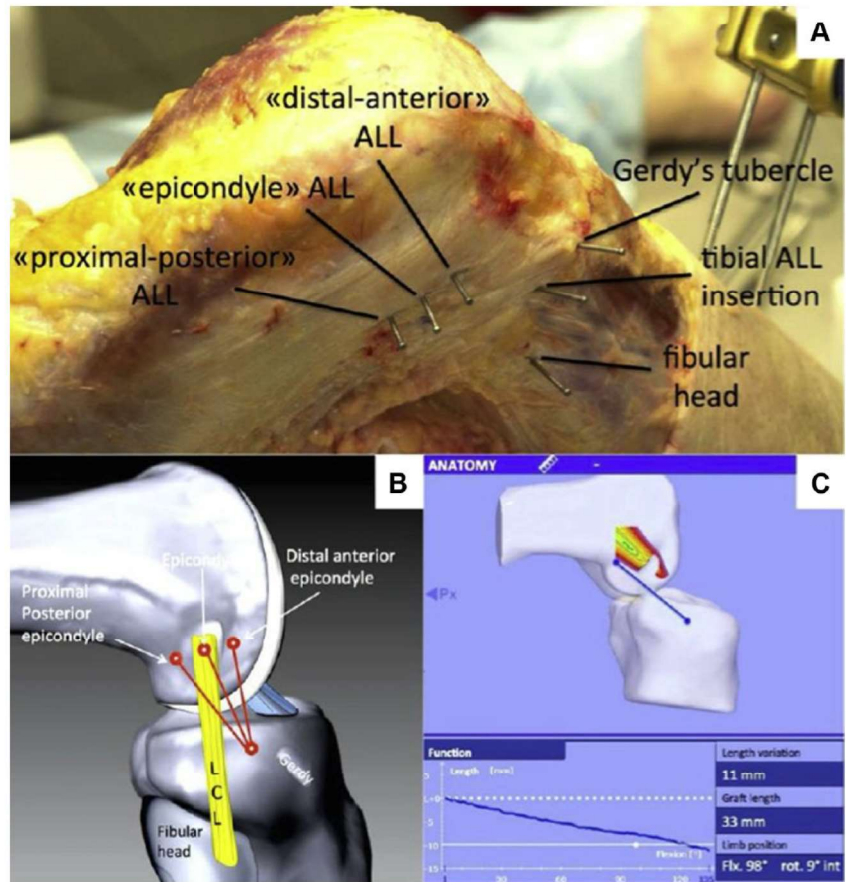
The lateral aspect of the knees was dissected according to the layered anatomy, and 3 femoral positions corresponding to the previously described ALL femoral insertions were noted by applying metallic pins (Fig 2). The first one was placed at the center of epicondyle, identified by its most prominent part. By moving 0.7 cm distal to epicondyle and then 0.7 cm anterior, a second one was placed 1 cm distal and anterior to the center of the lateral epicondyle. By moving 0.7 cm proximal to epicondyle and then 0.7 cm posterior, a third one was placed 1 cm proximal and posterior to the center of the lateral epicondyle.

A fourth metallic pin was positioned at the ALL tibial insertion, halfway between the tip of the fibular head and the most prominent part of the Gerdy tubercle and from 7 mm distal to the tibial rim, as a mean of the tibial reported insertions.^{4-7,9} Thus, the 3 paired points studied were “epicondyle”/ALL tibial insertion, “distal-anterior”/ALL tibial, and “proximal-posterior”/ALL tibial (Fig 2).

For each paired point, the following tests were performed: knee motion from full extension to 120° flexion with the joint in a neutral rotational position provided by the navigation system, and tibial rotation from neutral rotation to maximal internal rotation under 30 N torque with the knee flexion fixed at 20° (IR20°) and then at 90° (IR90°). As the moment of force is the product of a force and its distance from an axis, which causes rotation about that axis, the 30-N torque (force) was provided by a dynamometric wrench triggering at 2 Nm (moment of force) applied to the distal leg through a fast clamp at a distance of 0.07 m (distance from the axis) from the rotation center of the tibia (Fig 1).

The distance between the paired points was continuously measured by the navigation system, but only the maximum change in distance between paired points for each of the 3 laxity tests was recorded for the study.

Fig 2. (A) Cadaveric view of the lateral aspect of the right knee figuring metallic pins on the femoral and tibial benchmarks, (B) schematic of the 3 couples paired points in red, corresponding to the different ALL anatomic descriptions, and (C) screen view of the sample from the navigation system during isometry measurements.



Each laxity test was recorded 3 times by the same examiner, and the resulting mean value was used.

In addition to the change in length values, the initial resting distances between the 2 measured points and then the percentage changes have been calculated.

Statistical Analysis

The software used was SAS 9.1.3 (SAS Institute, Cary, NC). The power of the study is of 80%. The results of quantitative variables are presented as mean \pm standard deviation, minimum, maximum, and median. Verification of distribution normality of the quantitative variables was performed by the Shapiro-Wilk method. These distributions do not follow a normal distribution; so nonparametric statistical tests are used. Kruskal-Wallis tests were performed to compare the quantitative variable with more 2 groups (comparisons rated "overall in the tables"). When the Kruskal-Wallis *P* value was significant, a Mann-Whitney test compared 2 groups successively. The significance threshold selected for all statistical analyses was 0.05.

Results

During internal rotation, the distances between paired points increased for all 3 of the different femoral locations. These increases in length were not statistically different during IR20° whereas they were statistically different during IR90° for the 3 different femoral locations. The greater length change was observed with the proximal-posterior femoral insertion and the smaller one with the distal anterior.

With the knee going through ROM in neutral rotation, a length decrease between paired points was observed with the proximal-posterior position. To the contrary, a length increase was observed for the epicondyle location as well as for the distal-anterior location, which revealed a significant length increase. The 3 femoral positions are all statistically different from each other ($P < .0001$).

The statistical differences in variations in length are similar between absolute values (mm) and percentage of variation from the initial resting length (%). Results are summarized in Table 1.

Table 1. Distance Between Paired Points and Their Variation During the Tests

Femoral Paired Point	Resting Length (mm), Change in Length (mm), and Percent Change in Length (%) Between the 3 Proposed Femoral Origin, Mean (SD)		
	During 0°-120° Flexion in	From Neutral to 30 N Internal	From Neutral to 30 N Internal
	Neutral Rotation	Rotation at 20° of Knee Flexion (IR20°)*	Rotation at 90° of Knee Flexion (IR90°)*
Proximal posterior to epicondyle	46 (6)	44 (6)	41 (6)
	-7 (2) [†]	4 (1)	8 (2) [‡]
Epicondyle	-14.7 (5.2) [†]	9 (2.9)	21.2 (6.9) [§]
	38 (3)	39 (3)	42 (4)
	5 (2)	3 (2)	6 (2) [¶]
Distal anterior to epicondyle	12.1 (5.8)	8.9 (4.2)	14.7 (5.7) [#]
	32 (3)	34 (3)	41 (3)
	12 (3) ^{**}	3 (2)	3 (2) ^{††}
	39.0 (10.6) ^{**}	8.6 (5.5)	6.9 (5.3) ^{‡‡}

NOTE. Values are expressed in absolute values and as a percentage of the initial resting length; mean values and the SD for each of the 3 ALL anatomic descriptions. A positive value indicates lengthening of the distance between paired points and a negative value indicates shortening. ALL, anterolateral ligament; IR, internal tibial rotation; SD, standard deviation.

*At 20° and 90° of knee flexion in neutral rotation, the length has been calculated on the basis of a linear variation from 0° to 120° of knee flexion.

[†]Statistically different from epicondyle ($P < .0001$) and distal anterior ($P < .0001$).

[‡]Statistically different from epicondyle ($P = .0189$) and distal anterior ($P < .0001$).

[§]Statistically different from epicondyle ($P < .0001$) and distal anterior ($P = .0191$).

^{||}Statistically different from proximal posterior ($P < .0001$) and distal anterior ($P < .0001$).

[¶]Statistically different from proximal posterior ($P = .0189$) and distal anterior ($P = .0014$).

[#]Statistically different from proximal posterior ($P < .0001$) and distal anterior ($P = .0020$).

^{**}Statistically different from proximal posterior ($P < .0001$) and epicondyle ($P < .0001$).

^{††}Statistically different from proximal posterior ($P < .0001$) and epicondyle ($P = .0014$).

^{‡‡}Statistically different from proximal posterior ($P = .0191$) and epicondyle ($P = .0020$).

Discussion

Our study shows varying behavior of the ALL dependent on the 3 different anatomic femoral described insertions. The proximal and posterior to epicondyle femoral position is the only position with a favorable isometry.

The presumed function of the ALL is to prevent excessive tibial internal rotation near full extension of the knee as evidenced here at IR20°. To assume this function, the ALL should be maximally tensioned at IR20°. It should also not restrain knee ROM, figured here by evaluating the isometry from 0° to 120° of knee flexion as well as at IR90°, during which it should stay relaxed. To answer these requirements, the distance between the couple of points during knee motion from full extension to 120° flexion and IR90° should not exceed the maximal distance at IR20°.

The proximal-posterior femoral location was the only position to reveal a decrease in length during knee flexion. This relaxation when knee going to flexion is appropriate to allow maximal ALL tensioning at IR20° without restraining the tibial internal rotation at 90° (Video 1, available at www.arthroscopyjournal.org). For rotation, a similar internal rotation at 20° was observed as in the other femoral positions, but at 90° the internal rotation was significantly increased as a result of the relaxation during flexion. Both the epicondyle and distal-anterior femoral locations resulted in significant length increases with knee flexion.

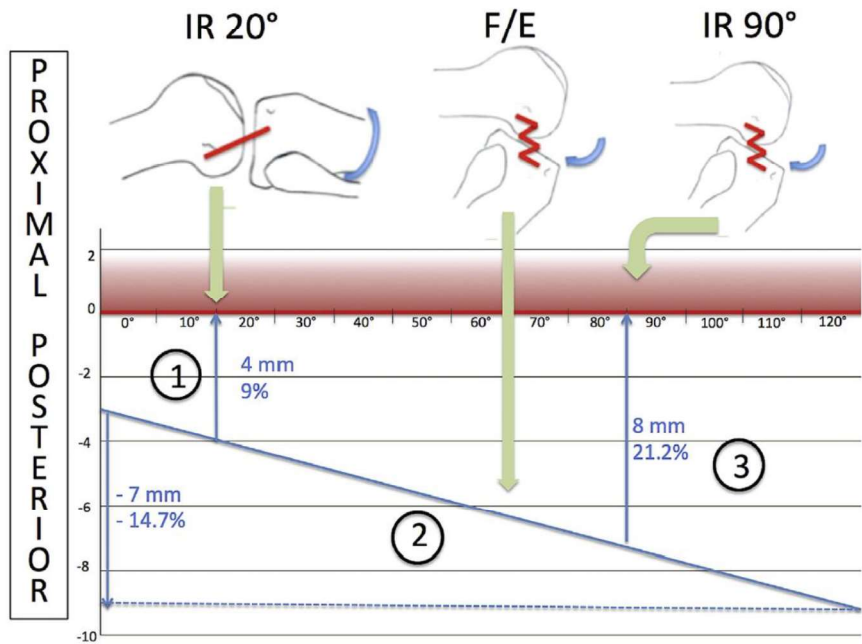
Additionally, there were length increases noted in the distal femoral insertion with internal rotation forces at both 20° and 90°.

With increasing degrees of knee flexion in the intact knee, the internal tibial rotation also increases.¹⁴ This suggests that the internal rotation restraint of the knee should relax through knee flexion. Ideally an ALL reconstruction should follow this behavior to control internal tibial rotation around 20° of flexion without limitation of ROM during flexion and internal tibial rotation at 90°. Our results show that this can be achieved only with the proximal-posterior femoral location (Fig 3, Video 1, available at www.arthroscopyjournal.org).

A graft positioned at the epicondyle femoral position will slightly tighten in flexion and can potentially overconstrain the knee in internal rotation at 90° of flexion (Fig 4, Video 1, available at www.arthroscopyjournal.org). The anterior-distal femoral location should be avoided because of the risk of flexion limitation and overconstraint of the knee with internal rotation at 90° of flexion. To avoid these limitations, the ALL could be fixed at 90° of flexion, but this would subsequently induce a slack graft in extension and be inefficient in restraining internal tibial rotation (Fig 5, Video 1, available at www.arthroscopyjournal.org).

Previous work exploring extra-articular lateral tenodesis highlights the importance of an isometric, anatomic reconstruction to avoid complications such as postoperative stiffness,^{10,15-22} excessive constraint of

Fig 3. Length variations for the proximal-posterior femoral insertion at different degrees of knee flexion and during IR20° and IR90°. Length value of 0, shown by the red line, is defined by the distance between the 2 points at 20° of knee flexion and maximal tibial IR. At this reference point, the graft is in maximal tension to avoid further excessive tibial IR. Below the red line the graft will relax, and above it the graft will overstretch, facing the risk of joint stiffness or graft rupture. Blue lines: length variation during IR20° (1), length variation during flexion (2), and length variation during IR90° (3).



internal tibial rotation,²³⁻²⁵ and alteration of kinematics.^{25,26} Maximizing ROM while providing a competent ALL reconstruction is crucial for post-operative success.

Previous publications are consistent with our findings. Kittl et al.¹⁰ reports an average length increase (7.4 ± 3.0 mm) from full extension to 90° flexion between the

same common tibial insertion and a distal-anterior femoral position and a decrease in length with the proximal-posterior insertion combination of 4.0 ± 3.5 mm, which is similar to the findings of Dodds et al.⁶ Our distance variations between paired points was more pronounced, with 12 ± 3 mm at the distal-anterior attachment and 7 ± 2 mm at the proximal-posterior

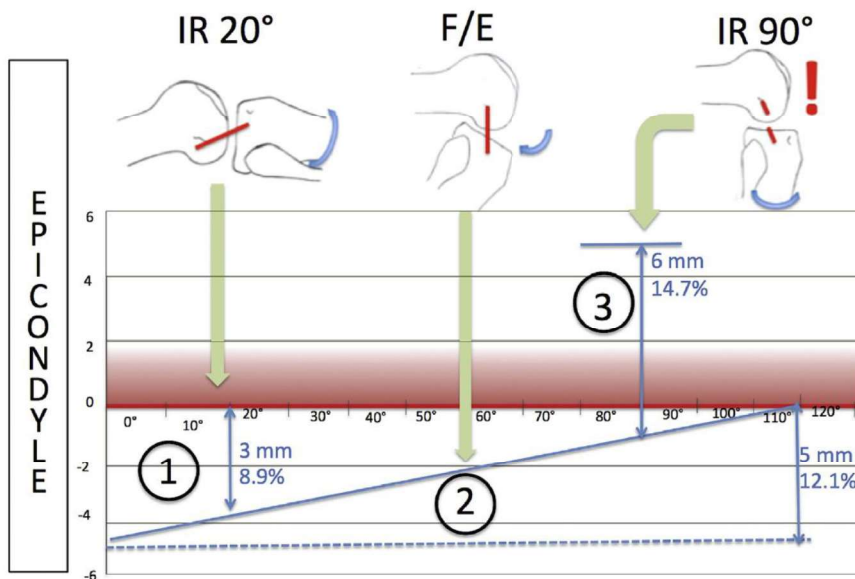


Fig 4. Length variations for the epicondyle femoral insertion at different degrees of knee flexion and during IR20° and IR90°. Length value of 0, shown by the red line, is defined by the distance between the 2 points at 20° of knee flexion and maximal tibial IR. At this reference point, the graft is in maximal tension to avoid further excessive tibial IR. Below the red line the graft will relax, and above it the graft will overstretch, facing the risk of joint stiffness or graft rupture. Blue lines: length variation during IR20° (1), length variation during flexion (2), and length variation during IR90° (3). Green line: maximum length at which graft should be secured to avoid risk of joint stiffness or graft rupture.

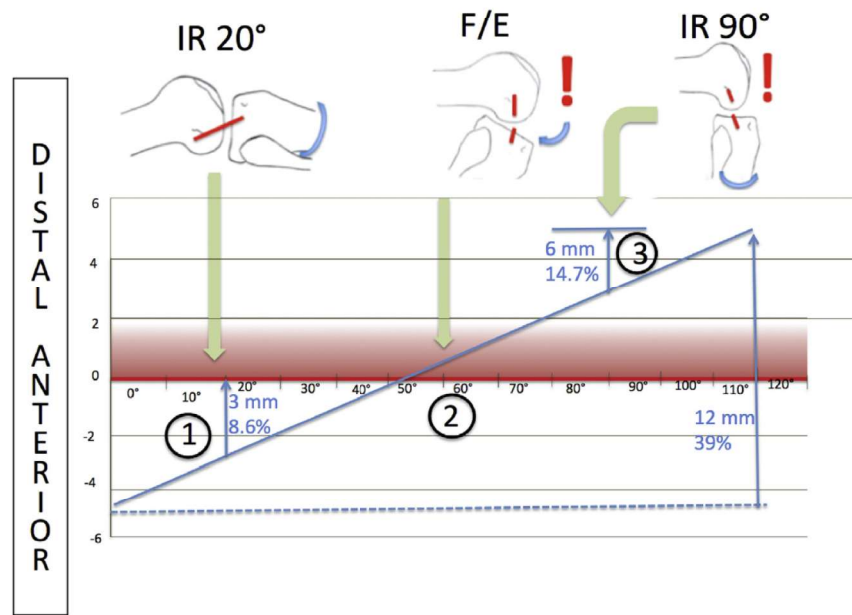


Fig 5. Length variations for the distal-anterior femoral insertion at different degrees of knee flexion and during IR20° and IR90°. Length value of 0, shown by the red line, is defined by the distance between the 2 points at 20° of knee flexion and maximal tibial IR. At this reference point, the graft is in maximal tension to avoid further excessive tibial IR. Below the red line, the graft will relax and above it the graft will overstretch, facing the risk of joint stiffness or graft rupture. Blue lines: length variation during IR20° (1), length variation during flexion (2) and length variation during IR90° (3). Green line: maximum length at which graft should be secured to avoid risk of joint stiffness or graft rupture.

one, likely caused by our tested ROM of 0° to 120°, which was higher than their ROM from 0° to 90°. Helito et al.¹¹ performed isometry measurements on computer tomographic scans of the distal-anterior femoral option, matched to the same common tibial insertion located between the Gerdy tubercle and the fibular head, and found a significant increase in the distance between the 2 points when the knee is flexed. Consistent findings were observed by Parsons et al.,¹² who showed that an ALL femoral attachment anterior to the insertion of the LCL on the femoral epicondyle significantly increased tension with increasing flexion and internal rotation and concluded that the ALL is an important stabilizer of internal rotation at flexion angles greater than 35°. This study shows that an ALL femoral location on its proximal-posterior attachment is able to stabilize internal rotation at low flexion angles while preserving both a complete knee flexion to 120° and a complete internal rotation at 90°. The results of this cadaver study must be shown in a clinical application.

Historical publications also match the proximal-posterior anatomic option for femoral attachment of an ALL reconstruction, with an anatomic tibial insertion halfway between the Gerdy tubercle and fibular head. According to Krackow and Brooks,²⁷ the best isometric paired points are the femoral F9, confirmed

by many authors,^{8,28-30} located above and behind the proximal attachment of the LCL and the tibial T3, located on top of the Gerdy tubercle. In other subsequent studies, the tibial location was discussed. Using a computerized modeling, Draganich et al.²⁸ found a better isometry with an insertion site translocated further back than the Gerdy tubercle. Christel and Djian,³¹ Kurosawa et al.,³² Goertzen and Schulitz,³³ and Kennedy et al.³⁴ also advised attaching the graft further behind the top of the Gerdy tubercle.

In the first reported clinical series with 92 ACL and ALL reconstruction with minimum 2 years' follow-up, Sonnery-Cottet et al.³⁵ reported no specific complications and did not notice any limitation of ROM. The authors placed the femoral tunnel proximal to the lateral epicondyle and fixed the graft in full extension. For Kittl et al.,¹⁰ altering the femoral attachment site had a large effect on the pattern of changes in distance, whereas the tibial attachment location had a smaller effect on it.

The femoral landmarks of the ALL described in the literature have not yet been defined clearly. Helito et al.⁷ described the ALL-femoral origin 2.2 mm anterior and 3.5 mm distal to the attachment of the LCL. Dodds et al.⁶ described the origin as 8 mm proximal and 4.3 mm posterior from the tip of the lateral epicondyle,

whereas Vincent et al.⁹ described it as being closely associated with the popliteus tendon. Given these varying anatomic descriptions, our study attempts to address the isometry of the different femoral origins. Our pin positions were not in the exact locations described in the above articles, as our positions were 1 cm proximal and posterior to the epicondyle and 1 cm distal and anterior to the epicondyle. This could induce some slight isometric variations between described origins and actual isometry.

Limitations

Our study is not free of limitations. We incorporated a relatively low number of specimens, with a median age of 76.4 years, which is much higher than the average age a person sustains an ACL injury.³⁶ Length variation measurements during flexion/extension did not provide information at every degree of flexion, and the isometric curve between extension at 0° and flexion at 120° was considered to be linear, in the interest of clarity. As the fascia lata is involved in the internal rotatory control of the knee,^{37,38} the iliotibial band (ITB) was not removed during the study to preserve knee stability during internal rotation. Thus, during flexion/extension, the course of the ITB was hampered by the presence of the pointer cluster, requiring the tip of the pointer cluster to be held firmly against the femoral insertion. During flexion and extension, the handle had to be tilted appropriately to accommodate the movement of the ITB. Unlike the Kittl et al.¹⁰ study, the variation in length evaluated in our study was based on theoretical bone insertion sites without taking into consideration the bony relief deformity. However, these 2 studies showed similar results. Finally, we chose an insertion point at the tibial ALL insertion although it had a large insertion. However, for Kittl et al.,¹⁰ the tibial attachment location had a smaller effect on the length changes pattern and we placed our tibial position at the midpoint of the ALL insertion.

Conclusions

The ALL did not show an isometric behavior at any of the femoral insertion locations but had different length change patterns during knee flexion and internal tibial rotation. The proximal and posterior to epicondyle femoral position is the only position with a favorable isometry, as shown by being tight in extension and in internal rotation at 20° and then relaxed with the knee going to flexion at 120° and during internal rotation at 90°.

References

- Meredick RB, Vance KJ, Appleby D, Lubowitz JH. Outcome of single-bundle versus double-bundle reconstruction of the anterior cruciate ligament: A meta-analysis. *Am J Sports Med* 2008;36:1414-1421.
- Tiamklang T, Sumanont S, Foocharoen T, Laopaiboon M. Double-bundle versus single-bundle reconstruction for anterior cruciate ligament rupture in adults. *Cochrane Database Syst Rev* 2012;11:CD008413.
- Xu M, Gao S, Zeng C, et al. Outcomes of anterior cruciate ligament reconstruction using single-bundle versus double-bundle technique: Meta-analysis of 19 randomized controlled trials. *Arthroscopy* 2013;29:357-365.
- Claes S, Vereecke E, Maes M, Victor J, Verdonk P, Bellemans J. Anatomy of the anterolateral ligament of the knee. *J Anat* 2013;223:321-328.
- 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;23:3186-3195.
- Dodds AL, Halewood C, Gupte CM, Williams A, Amis AA. The anterolateral ligament: Anatomy, length changes and association with the Segond fracture. *Bone Joint J* 2014;96-B:325-331.
- Helito CP, Demange MK, Bonadio MB, et al. Anatomy and histology of the knee anterolateral ligament. *Orthop J Sports Med* 2013;1:1-5.
- Sonnery-cottet B, Archbold P, Rezende FC, Neto AM, Fayard JM, Thauat M. Arthroscopic identification of the anterolateral ligament of the knee. *Arthrosc Tech* 2014;3:e389-e392.
- Vincent JP, Magnussen RA, Gezmez F, et al. The anterolateral ligament of the human knee: An anatomic and histologic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012;20:147-152.
- Kittl C, Halewood C, Stephen JM, et al. Length change patterns in the lateral extra-articular structures of the knee and related reconstructions. *Am J Sports Med*, 2014. doi:10.1177/0363546514560993.
- Helito CP, Helito PVP, Bonadio MB, et al. Evaluation of the length and isometric pattern of the anterolateral ligament with serial computer tomography. *Orthop J Sports Med*, available online December 17, 2014. doi:10.1177/2325967114562205.
- Parsons EM, Gee AO, Spiekerman C, Cavanagh PR. The biomechanical function of the anterolateral ligament of the knee. *Am J Sports Med*, 2015. doi:10.1177/0363546514562751.
- Colombet P, Robinson J, Christel P, Franceschi JP, Djian P. Using navigation to measure rotation kinematics during ACL reconstruction. *Clin Orthop Relat Res* 2007;454:59-65.
- Imbert P, Belvedere C, Leardini A. Knee laxity modifications after ACL rupture and surgical intra- and extra-articular reconstructions: intra-operative measures in reconstructed and healthy knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* June 3, 2015 [Epub ahead of print].
- Anderson AF, Snyder RB, Lipscomb AB. Anterior cruciate ligament reconstruction. A prospective randomized study of three surgical methods. *Am J Sports Med* 2001;29:272-279.
- Colombet P. Knee laxity control in revision anterior cruciate ligament reconstruction versus anterior cruciate ligament reconstruction and lateral tenodesis: Clinical assessment using computer-assisted navigation. *Am J Sports Med* 2011;39:1248-1254.

17. Monaco E, Maestri B, Conteduca F, Mazza D, Iorio C, Ferretti A. Extra-articular ACL reconstruction and pivot shift: In vivo dynamic evaluation with navigation. *Am J Sports Med* 2014;42:1669-1674.
18. Penner DA, Daniel DM, Wood P, Mishra D. An in vitro study of anterior cruciate ligament graft placement and isometry. *Am J Sports Med* 1988;16:238-243.
19. 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;24:492-497.
20. Trojani C, Beaufils P, Burdin G, et al. Revision ACL reconstruction: Influence of a lateral tenodesis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012;20:1565-1570.
21. Zaffagnini S, Marcacci M, Presti ML, Giordano G, Iacono F, Neri MP. Prospective and randomized evaluation of ACL reconstruction with three techniques: A clinical and radiographic evaluation at 5 years follow-up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14:1060-1069.
22. Imbert P. Minimally invasive extra-articular anterolateral reinforcement: A new technique. *Arthroscopy* 2007;23:907.e1-907.e4. [http://www.arthroscopyjournal.org/article/S0749-8063\(06\)01355-7/fulltext](http://www.arthroscopyjournal.org/article/S0749-8063(06)01355-7/fulltext). Accessed April 28, 2016.
23. 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;18:262-266.
24. Draganich LF, Reider B, Miller PR. An in vitro study of the Muller anterolateral femorotibial ligament tenodesis in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Am J Sports Med* 1989;17:357-362.
25. 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;18:169-176.
26. Engebretsen L, Lew WD, Lewis JL, Hunter RE, Benum Pa. Anterolateral rotatory instability of the knee: Cadaver study of extraarticular patellar-tendon transposition. *Acta Orthop* 1990;61:225-230.
27. Krackow KA, Brooks RL. Optimization of knee ligament position for lateral extraarticular reconstruction. *Am J Sports Med* 1983;11:293-302.
28. Draganich LF, Hsieh YF, Reider B. Iliotibial band tenodesis: A new strategy for attachment. *Am J Sports Med* 1995;23:186-195.
29. Gibson M, Mikosz R, Reider B, Andriacchi T. Analysis of the Müller anterolateral femorotibial ligament reconstruction using a computerized knee model. *Am J Sports Med* 1986;14:371-375.
30. Wroble RR, Grood ES, Cummings JS, Henderson JM, Noyes FR. The role of the lateral extraarticular restraints in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med* 1993;21:257-262.
31. 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;88:508-513 [in French].
32. Kurosawa H, Yasuda K, Yamakoshi K, Kamiya A, Kaneda K. An experimental evaluation of isometric placement for extraarticular reconstructions of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* 1991;19:384-388.
33. Goertzen M, Schulitz KP. Isolated intraarticular plasty of the semitendinosus or combined intra- and extra-articular plasty in chronic anterior laxity of the knee. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1994;80:113-117.
34. 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;60:1031-1039.
35. Sonnery-Cottet B, Thauinat M, Freychet B, Pupim BH, Murphy CG, Claes S. Outcome of a combined ACL and ALL reconstruction technique with a minimum 2-year follow-up. *Am J Sports Med* 2015;43:1598-1605.
36. Magnussen RA, Granan LP, Dunn WR, et al. Cross-cultural comparison of patients undergoing ACL reconstruction in the United States and Norway. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2010;18:98-105.
37. Blankevoort L, Huijskes R, De lange A. Recruitment of knee joint ligaments. *J Biomech Eng* 1991;113:94-103.
38. Menschik A. The basic kinematic principle of the collateral ligaments, demonstrated on the knee joint. In: Chapchal G, ed. *Injuries of the ligaments and their repair*. Stuttgart: Thieme, 1977;9-16.

OBJECTIF 4 : LA RECONSTRUCTION COMBINEE DU LIGAMENT CROISE ANTERIEUR AVEC UNE TENODESE LATERALE EXTRA-ARTICULAIRE PAR UNE GREFFE CONTINUE DE LA BANDELETTE ILIO-TIBIALE EST UNE SOLUTION EFFICACE DANS UNE POPULATION DE SPORTIFS PRATIQUANT DES ACTIVITES DE PIVOT.

Contexte

Cette étude clinique s'inscrivait dans la continuité, et même la finalité, des études fondamentales précédentes. Après avoir analysé l'anatomie des structures antéro-latérales du genou, leur comportement biomécanique et leur importance dans le contrôle rotatoire du genou en synergie avec le LCA, les principes techniques à respecter pour restituer leur fonction via l'anisométrie favorable, il restait à démontrer que les plasties extra-articulaires antéro-latérales avaient un intérêt clinique pour les patients.

Cet article est à ce jour en révision dans le journal *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy* (KSSTA).

Originalité

De nombreuses publications ont montré que faire une plastie antéro-latérale en association avec la reconstruction du LCA améliorait les résultats : moins de ressauts rotatoires résiduels, moins de re-ruptures et un retour au sport plus fréquent. Il s'agissait pour la plupart de techniques utilisant comme greffe ligamentaire un des tendons ischio-jambiers ou le ligament patellaire pour la reconstruction du LCA et un autre tendon ischio-jambier ou une partie de la bandelette ilio-tibiale pour la plastie antéro-latérale.

L'originalité de cette étude concernait la technique opératoire utilisée qui était une adaptation de la plastie de Mc Intosh, à savoir une reconstruction combinée du LCA et de la plastie antéro-latérale en utilisant la bandelette ilio-tibiale comme unique greffe.

Méthodologie

Il s'agissait d'une méthodologie assez « classique » pour ce type d'étude à savoir un recueil prospectif et multicentrique des données avec un recul minimum de 2 ans. Les scores fonctionnels, objectifs, psychologiques, les complications et l'analyse du retour au sport répondaient à ceux publiés dans la littérature. Le Comité de Protection des Personnes (CPP) avait validé le protocole.

Résultats

186 patients ont été inclus avec un recul moyen de 43,1 mois. 97% des patients n'avaient plus de ressaut rotatoire. Le taux de re-rupture était de 5,6%. La reprise des activités sportives au même niveau a été constatées pour 76% des patients. Les scores fonctionnels et le score psychologique ACL-RSI ont tous été significativement améliorés.

Discussion

Cette étude a d'abord confirmé les études anatomiques et biomécaniques préalables sur les structures ligamentaires antéro-latérales du genou à savoir que la réalisation d'une plastie antéro-latérale en association avec la reconstruction du LCA améliorerait le contrôle rotatoire du genou et la neutralisation du ressaut.

Par ailleurs, l'utilisation d'une greffe continue prélevée au dépend de la bandelette ilio-tibiale pour réaliser ces plasties donnait des résultats équivalents aux autres techniques en termes de retour au sport et de taux de re-ruptures.

Conséquences

Ce travail a conforté l'hypothèse de l'amélioration du contrôle rotatoire du genou par la réalisation de plasties antéro-latérales et ainsi contribué au fait que les chirurgiens du genou ligamentaire utilisent ce type de plastie.

La possibilité de prendre comme greffe la bandelette ilio-tibiale pour ces plasties permet d'augmenter l'arsenal chirurgical disponible pour ce type de chirurgie, en 1^{ère} intention ou alors lors des reprises.

ARTICLE IN PRESS

1 **Combined ACLR and lateral extra-articular tenodesis with a continuous iliotibial band**
2 **autograft is a viable option in a population of athletes who participate in pivoting sports**

3

4 C Lutz¹, Dr C Casin², C Pioger³, Dr X Jacquot¹, J-H Jaeger⁴†, W Van Hille²

5

6 ¹Institut de Chirurgie Orthopédique et Sportive à Strasbourg, 35 Avenue du Rhin 67100 Strasbourg, France

7 ²Clinique de la Châtaigneraie 59, Rue de la Châtaigneraie 63110 Beaumont, France

8 ³Department of Orthopedic and Traumatological Surgery, Hôpital Ambroise-Paré AP-HP 9, Avenue Charles De
9 Gaulle 92100 Boulogne-Billancourt, France

10 ⁴Orthopedic and Trauma Center, avenue Baumann, 67400 Illkirch-Grafenstaden, France

11

12 **Corresponding author**

13 Christian Lutz

14 Institutional adress: 35, avenue du Rhin 67100 Strasbourg, France

15 Phone: +33 3 88353346

16 Email: lutzortho@wanadoo.fr

17 **Declarations**

18 **Conflict of interest:** Lutz Christian is a consultant for Arthrex, Casin Charles is a

19 consultant for Serf Dedienne, FH Ortho, Evolutis and VanHille William are

20 consultants for Amplitude. Xavier Jacquot has no conflicts of interest.

21 The authors declare that they have no competing interests associated with this article.

22

23

24

25

26

27

28

29

30

31

32

33

34

35 **Combined ACLR and lateral extra-articular tenodesis with a continuous iliotibial band**
36 **autograft is a viable option in a population of athletes who participate in pivoting sports**

37

38 **Résumé /Abstract**

39 **Purpose:** The aim of our study was to evaluate the clinical results, return to sport and
40 complications after anterior cruciate ligament reconstruction associated with anterolateral
41 tenodesis using continuous plasty with an iliotibial band.

42 **Methods:** This was a prospective multicenter study involving 186 patients who had surgery
43 for ACL rupture. Patients with multiligament ruptures and revision surgery were excluded
44 from the study. All patients included were involved in pivoting sports and wished to resume
45 their activity after surgery. Patients were assessed at a minimum 2-year follow-up using
46 functional and psychological questionnaires (subjective IKDC, Tegner, Lysholm and ACL-
47 RSI scores), ligament assessment including instrumented laxity measurement (Rollimeter),
48 Lachmann test and pivot shift, and isokinetic testing. Return to sport was assessed using a
49 questionnaire, and complications and repeat surgeries were recorded.

50 **Results:** At a mean follow-up of 43.1 months, the subjective IKDC, Lysholm, ACL RSI and
51 objective IKDC scores were significantly improved (59.8 vs. 94.5 $p < 0.0001$, 75 vs. 99 $p <$
52 0.0001 , 60 vs. 93 $p < 0.0001$, IKDC A 0 vs. 72, B 12 vs. 27, C 60 vs. 1, D 28 vs. 0 $p <$
53 0.0001). The Tegner activity level was 8.1 (+/- 1.3) before the accident and 8.2 (+/- 1.2) at
54 the last review. Seventy-six percent of the patients had returned to sports at the same level.
55 The differential laxity was 6.6 mm (+/-1.7) preoperatively and 1.1 mm (+/- 1.4)
56 postoperatively. Additionally, 97% were free of protrusion at the last recoil. At the 6-month
57 isokinetic assessment, the muscle strength recovery for the quadriceps and hamstring was
58 over 85% compared with the healthy side for 79% and 70% of the patients, respectively. Ten
59 patients had graft rupture (5.6%). Four (2.4%) patients had a contralateral ACL rupture, and
60 seven (4%) underwent a reoperation for meniscectomy.

61 **Conclusion:** ACL reconstruction with lateral tenodesis using a continuous strip of fascia lata
62 enables 76% of patients in a population with a high demand for sports to resume their
63 activities at the same level. The clinical results and complication rates, particularly reruptures
64 (5.6%), were similar to those of other techniques involving anterolateral plasty.

65

66 **Levels of evidence:** II.

67

68 **Keywords:** Anterior cruciate ligament reconstruction; extra-articular lateral tenodesis;
69 anterolateral plasty; rotatory protrusion; graft rupture

70

71 **List of abbreviations:** ACL (anterior cruciate ligament), LET (lateral extra-articular
72 tenodesis), ITB (ilio-tibial band), GT (Gerdy's tubercle)

73

74 **Introduction**

75 In the late 1980s, the use of historical lateral extra-articular tenodesis (LET), such as
76 the Lemaire technique, was largely abandoned due to its association with a high complication
77 rate, with "overconstraint" of the lateral femorotibial compartment being a central concern.

78 Since 2013 and the publication of Claes et al. [6] on the anatomy of the anterolateral
79 ligament, the addition of LET to complement anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction
80 has seen renewed interest and regained a central place in this surgery [24]. While numerous
81 anatomical [6, 9, 26] and biomechanical studies [11, 20, 30, 33, 36, 38] have highlighted the
82 essential role of the anterolateral complex in rotational stabilization of the knee, major
83 clinical studies have demonstrated the benefit of the LET in reducing the risk of graft failure
84 [13, 17, 19, 28, 32] without increasing the risk of complications. Developments in
85 rehabilitation protocols and surgical techniques help to explain the differences with the
86 results of historically reported LET.

87 A number of techniques have been described or updated and vary in terms of how
88 they are performed, whether independently or combined with the intra-articular plasty, and or
89 with the type of graft used.

90 This is the case with the McIntosh plasty that was initially described in 1976, which
91 used the iliotibial band (ITB) to reconstruct the ACL using an "over-the-top" technique [27].
92 However, the advent of arthroscopy and minimally invasive harvesting led to the gradual
93 abandonment of this procedure. However, the biomechanical properties of the ITB are close
94 to those of the native ACL [8, 37], and the possibility of performing a combined intra- and
95 extra-articular graft has led to the development of a modified technique. The modified
96 technique is now performed arthroscopically using an outside-in femoral tunnel, with less of
97 a scarring impact from harvesting [25]. While the benefit of this procedure has been well
98 studied in patient populations with immature skeletons [42], the results of this technique for
99 adult patients at risk are limited [10, 23].

100 The main aim of this study was to report the medium-term clinical results of a
101 combined plasty using the iliotibial band in a large prospective series of pivotal sports
102 athletes. The hypothesis was that the rerupture and reoperation rates were similar to those
103 reported in the literature for other techniques combining intra- and extra-articular plasty.

104

105 **Materials and methods**

106

107 *Study design*

108 Institutional review board approval (IDRCB N°: 2018-A0456-49) was obtained for
109 this study and provided by the Comité de Protection des Personnes (CPP) d'Île de France. All
110 included patients signed a written consent form for their participation in the study. The study
111 was multicentric, longitudinal and prospective. All patients who underwent primary ACL
112 reconstruction using ITB by 3 senior surgeons between January and July 2019 and with a
113 minimum follow-up of 2 years were eligible for inclusion. The diagnosis of ACL rupture was
114 based on clinical examination and MRI analysis. The indication to perform a combined plasty
115 with ITB included all patients with pivoting sports activity who wished to resume it. Patients
116 were excluded if they had undergone other major knee surgery at the same time (osteotomies
117 or multiligament surgery) or if they were not practicing a pivoting sport level 1 or 2 of the
118 Sports Activity Classification [14]. The inclusion and exclusion criteria are summarized in
119 Table 1.

120

121 *Surgical technique* [25]

122 The procedure was performed in the same way by all 3 senior surgeons, according to
123 the technique described and recently published. All patients were positioned supine, with the
124 knee bent at a 90° angle. A pneumatic tourniquet was placed at the root of the thigh.
125 Arthroscopic assessment of all knee compartments, particularly the posteromedial
126 compartment for ramp lesions, is performed prior to ACL reconstruction.

127 The first step is to remove the ITB. The skin incision begins 2 cm proximal to Gerdy's
128 tubercle (GT) and is 7 to 10 cm long, depending on the size of the thigh and knee. Harvesting
129 of the iliotibial band begins at GT and then extends proximally to obtain a minimum graft
130 length of 16 cm. The proximal part of the graft is detached from the vastus lateralis,
131 proximally and distally to the GT, where the graft remains inserted. The graft is tubulated
132 over its last 4 cm, reinforced with a traction wire and calibrated (Figure 1). In the case of a
133 graft diameter of less than 6 mm, reinforcement is performed either by a local reversal plasty,
134 by reclining a distal hemi-strip in the portion of the graft placed intra-articularly, or by
135 incorporation of the homolateral gracilis [10].

136 The femoral tunnel is created using an outside-in guide, respecting the intra-articular
137 insertion of the native ACL. Extra-articularly, the guide is positioned proximal and posterior
138 to the insertion of the lateral collateral ligament (LCL) on the lateral epicondyle, just below
139 Lemaire's vessels (Figure 2). The tibial tunnel is made in the conventional way, positioned
140 medial to the lateral tibial spine, in the center of the ACL remnant.

141 The graft is then passed from the femur to the tibia under direct arthroscopic vision
142 (Figures 3 and 4). After ensuring favorable anisometry (graft tensioned in extension, slightly
143 relaxed in flexion), the plasty is then fixed with a tibial interference screw, with the knee
144 close to extension and with a neutral rotation.

145

146 *Clinical evaluation*

147 All patients were clinically assessed by the surgical team preoperatively and then
148 postoperatively at 3, 6, 12, and 24 months and at the final follow-up.

149 Assessment of anterior laxity included the Lachman test and measurement of
150 differential laxity in relation to the healthy side (Rolimeter, Aircast). The objective IKDC
151 score was completed with the assessment of the rotatory springback.

152 Subjective assessment included the IKDC score and Lysholm. Sporting activity was
153 classified according to the Tegner activity scale. Psychological predisposition to return to
154 sport was quantified by the ACL-RSI score.

155 An isokinetic assessment was performed at 6 months postoperatively. The criteria
156 analyzed were quadriceps strength concentrically at 240°/s and hamstring strength
157 eccentrically at 30°/s, as compared with the healthy side. A deficit of more than 15% in
158 concentric quadriceps or eccentric hamstring strength contraindicated the resumption of pivot
159 sports.

160 At 12 and 24 months, the patient was asked to complete a questionnaire on return to
161 sport: return to sport (yes/no), time to return to sport, and the current level compared with the
162 preinjury level. General and local postoperative complications were reported, as were
163 reoperations and ruptures of the contralateral ACL. The diagnosis of rerupture was based on
164 clinical examination and MRI.

165

166 *Postoperative rehabilitation protocol*

167 Unless contraindicated, the operation was performed on an outpatient basis. The
168 rehabilitation protocol was standardized for all patients. It includes immediate weight-
169 bearing, the use of a nonarticulated orthosis for walking, and the use of 2 crutches for 15
170 days. Physiotherapy was started on the 2nd postoperative day, with progressive recovery of
171 unrestricted range of motion.

172 Sports in line may be resumed between 3 and 4 months postoperatively, and pivoting
173 sports could be resumed after 6 months, following clinical, isokinetic and functional
174 validation.

175

176 ***Statistical analysis***

177 For all patients, descriptive analyses were reported as the means or medians for
178 continuous variables or as numbers and proportions for categorical variables. The means
179 between the groups were compared using Student's t test when variables were normally
180 distributed or using the Mann–Whitney test in the opposite case. The Shapiro–Wilk test was
181 used to verify the normality of continuous variables. Proportions between groups were
182 compared using Chi2 tests or Fisher's exact tests when Chi2 could not be applied. A survival
183 curve was constructed using the Kaplan–Meier method to study time to reoperation, taking
184 rerupture of the graft as the event of interest. The significance of the results was set for any p
185 value < 0.05. All analyses were performed using STATA software (version 15.0, StataCorp,
186 College Station, TX, USA).

187

188 **Results**

189 Over the study period, a total of 186 patients met the inclusion criteria. The mean
190 follow-up was 43.1 (+/- 2.6) months. Nine patients (4.6%) were lost to follow-up (Figure 5).
191 The mean age was 24.3 years (+/- 7.2), and 74.7% were men. Patient demographics are
192 reported in Table 2. The intraoperative data and technical characteristics of the ACL
193 reconstruction are detailed in Table 3.

194

195 ***Graft rupture and reoperations***

196 Ten patients (5.6%) suffered graft rupture: these happened during a sporting activity
197 in 9 cases after 12 months postoperatively (range: from 12 to 42 months) and happened
198 during an everyday event in 1 case at 10 months.

199 All patients with reruptures underwent revision with hamstrings graft, including 9
200 with associated lateral tenodesis. A total of 7 patients (4%) underwent reoperation for
201 secondary meniscal damage, including 3 for failed medial meniscus suture. Finally, four
202 patients (2.3%) had a contralateral ACL rupture. Complications and other adverse events are
203 summarized in Table 4.

204

205 ***Clinical results***

206

207 ***Functional scores***

208 The postoperative results are shown in Table 5. At the final follow-up, the subjective
209 IKDC, Lysholm and ACL-RSI scores were significantly improved. The preoperative Tegner
210 activity level (8.1 +/- 1.3) was similar to that at the final follow-up (8.2 +/- 1.2). The
211 objective IKDC score was significantly improved, with 88% of patients graded C or D
212 preoperatively and 99% graded A or B postoperatively.

213

214 *Laximetry*

215 The differential laxity was 6.6 mm (+/-1.7) preoperatively and 1.1 mm (+/-1.4)
216 postoperatively (p< 0.0001). Preoperatively, 81% of patients had a marked or explosive shift,
217 whereas postoperatively, only 3% retained a pivot shift.

218

219 *Isokinetic assessment*

220 At 6 months, an isokinetic assessment was carried out on 121 patients (68.36% of the
221 total): the muscle strength recovery in the quadriceps and the hamstrings was over 85%,
222 compared with the healthy side, for 79% of patients and 70% of patients, respectively.

223

224 *Back to sport*

225 At the last follow-up, 5 patients had not returned to sports, 2 for professional reasons
226 and 3 for fear of reinjury. Of the patients who had returned to sport, 76% had returned to the
227 same level as before the accident, and 23% had returned to sport at a lower level, with an
228 average return to sport time of 7.5 months (+/-1.7). The COVID epidemic did not allow for a
229 relevant analysis of the return to competition.

230

231 The clinical results are reported in Table 5.

232

233 ***Survival rates and risk factors***

234 A survival curve for the "graft failure" event was drawn (Figure 6) using the Kaplan–
235 Meier method.

236 A multivariate analysis by logistic regression was performed including the factors
237 age, preoperative laxity (Lachman and pivot shift), graft diameter and surgical technique
238 (with and without reinforcement) (Table 6). These were the factors we considered relevant to
239 this technique. Only young age appeared to be a significant risk factor for ruptures: the
240 mean age of patients who ruptured their plasty was 19.3 years, compared with 25 years for
241 the series as a whole. No other factor that was investigated appeared to be significant.

8

242

243 **Discussion**

244 The most important findings of the present study were that ACL reconstruction
245 associated with lateral extra-articular tenodesis using a continuous iliotibial strip autograft
246 gives good functional results, restoring anteroposterior and rotational stability at a mean
247 follow-up of 43.1 months. These results support the hypothesis that this technique gives
248 identical results to other mixed plasties (ACL + LET) in terms of reruptures and reoperations.

249 The rerupture rate in our series was 5.6%. This rate is in line with those found in the
250 literature for ACL plasty with LET. Lucena et al. [23], in a meta-analysis of 1,210 iliotibial
251 band surgeries, found an average rerupture rate of 4.5%. Regarding LET with other grafts,
252 two In French series, the reported rates were 2.9% for Saragaglia et al. [35] and 1.1% for
253 Sonnery-Cottet et al. [40]. In a 2018 meta-analysis, Delaloye et al. [7] found an average
254 rerupture rate of less than 3% when LET was associated with the intra-articular plasty. One of
255 the specificities of our study is that it only involved patients practicing pivoting sports,
256 making comparison more difficult with other series that included patients with more
257 heterogeneous sporting activities. However, Imbert and the Société Francophone
258 d'Arthroscopie (SFA) [19] reported on a multicenter series of 478 patients who were
259 reviewed at more than 3 years of follow-up, and 88% of these patients played pivoting sports,
260 with a rerupture rate of 5.4%.

261 It is particularly interesting to note that this rate is significantly lower than that for
262 isolated ACL plasty, thus confirming the value of LET in knee rotational stability. In a study
263 of 2018 patients, Pioger and the Santi Study Group [34] found a rerupture rate of 3.5% for
264 ACL plasty with LET compared with 9.9% for isolated ACL plasty, which is 3 times lower
265 and is in line with the results of other series [4, 12, 22].

266 The significant risk factor for rerupture in our series was age. Indeed, the mean age of
267 patients who ruptured their plasty was 19.3 years, compared with 25 years for the series as a
268 whole. This finding confirms the results of other series in the literature, where age under 20
269 years is a major risk factor for rerupture [3, 19, 34, 41].

270 In our series, graft diameter did not appear to be significant, even though patients with
271 reruptures had an average diameter of 6.3 mm, compared with 7.3 mm for patients without
272 reruptures. This finding is in line with the Helito study [15], which found good results with
273 hamstring grafts of 7 mm or less, provided the intra-articular graft was associated with aLET.
274 The question of whether to reinforce a ITB graft is therefore not answered by the results of
275 our series. The work by Dos Santos et al. [10], at 2 years of follow-up, found no reruptures in

9

276 50 patients who were operated on with this technique, in which the ITB is reinforced by the
277 gracilis. This study argues in favor of reinforcement, even if the use of a 2nd graft may be
278 debatable.

279 Concerning reoperations, the rate of secondary meniscus lesions was 4%, which is
280 comparable to other series with LET: 3% for Pioger et al. [34], 6.3% for Imbert et al. [20] and
281 1.9% for Laboudie et al. [22], which is, in general, 2 times less than for isolated intra-
282 articular plasties for these series. These findings support the idea of the protective role of
283 LET on the menisci through improved restoration of knee kinematics and, in particular, the
284 control of internal rotation [18, 29].

285 Muscle hernias, which are complications usually described for this technique [23],
286 was not found in this study. This is no longer the case, thanks in particular to Jaeger's
287 technique of cutting the intermuscular septum to reduce tension during closure [21].
288 Similarly, the stiffness long associated with LET was not observed in this study, confirming
289 the findings of other authors [19, 39].

290 One of the criticisms of the use of the ITB in ACL ligament surgery is its mechanical
291 fragility compared with other grafts [31]. Our results on laximetry show that the ITB is a
292 sufficiently strong graft to neutralize anterior laxity. These results are thus comparable to the
293 meta-analysis by Lucena et al. [23], who found an average differential length of 1.41 mm for
294 the ITB, compared with 1.1 mm in our series. This contrasts with the findings of Noyes'
295 biomechanical study [31], in which the ITB accounted for only 36% of the strength of the
296 native ACL. It should be pointed out that this was a cadaveric study in which the ITB was
297 harvested proximally, where it is the thinnest, with a width of 18 mm and a strength test
298 consisting of axial traction. This does not correspond to the technique described for this
299 surgery, where the harvest is more proximal and the ITB is thickest, with a width of 30 mm.
300 In addition, the principle of mixed plasty with LET reduces tension on the intra-articular part
301 of the ligamentoplasty by 43% [11], which could theoretically be subtracted from the
302 necessary resistance of the intra-articular part. The use of the ITB as an ACL graft has been
303 validated from a biomechanical point of view in terms of strength and modulus of elasticity
304 [5, 8, 37].

305 One of the other aims of this study was to analyze the return to sport and muscle
306 recovery for this type of plasty. At the final follow-up, 76% of patients had returned to sports
307 at the same level, and 23% had returned to sports at a lower level. Postoperative Tegner
308 activity remained broadly the same as preoperative activity (8.1 vs. 8.2). These rates therefore
309 testify to good functional recovery of the knee with this technique, meeting the requirements

310 of pivot sports. These results are better than those of isolated intra-articular plasty [1, 2] and
311 comparable to series with LET, probably due to LET's better rotational control of the knee
312 [28, 38].

313 One of the expected benefits of using the ITB is the quality and speed of muscle
314 recovery. This was confirmed in our series, where at 6 months post-operatively, 79% of
315 patients had regained 85% and 70% of their strength in the quadriceps and hamstrings
316 compared with the healthy side, respectively. However, comparison with the results of other
317 grafts is difficult due to the heterogeneity of the evaluation protocols [16].

318 This study has a number of weaknesses. First, the 4-year follow-up included the
319 COVID period and may have biased the reinjury rate and return to sport: these were probably
320 impacted by the epidemic. However, it is difficult to know in what sense the epidemic
321 affected these criteria: truncated rehabilitative management may have increased the risk of
322 reinjury, and conversely, the cancellation of competitions may have protected athletes by
323 lengthening the recovery period. However, a study by Omari [32] tended to show that the
324 epidemic did not affect ACL injuries, unlike Achilles tendon and hamstring injuries. This
325 bias could also explain the good results of this plasty on laximetry, and longer-term follow-up
326 will be necessary to verify the maintenance of this anterior stability over time. Finally, the
327 high rate of return to sport and maintenance of the Tegner score may have been biased by the
328 inclusion criteria, which included athletes practicing pivoting activities and motivated to
329 resume them, which is not necessarily the case for recreational athletes.

330

331 **Conclusions**

332 The use of the ITB associated with a LET in ACL reconstructions gives results
333 equivalent to other techniques with LET, with a particularly low rerupture rate and frequent
334 resumption of pivoting sports activities. This graft is therefore a reliable alternative in 1st
335 intention ACL ligament surgery.

336 However, a longer timeframe is needed to validate these long-term results, which may
337 have been impacted by the COVID epidemic.

338

339 **References**

- 340 1. Ardem CL, Österberg A, Sonesson S, Gauffin H, Webster KE, Kvist J (2016)
341 Satisfaction with knee function after primary anterior cruciate ligament reconstruction
342 is associated with self-efficacy, quality of life, and returning to the preinjury physical
343 activity. *Arthroscopy* 32(8):1631-1638.e3
- 344 2. Ardem CL, Webster KE, Taylor NF, Feller JA (2011) Return to sport following
345 anterior cruciate ligament reconstruction surgery: a systematic review and meta-
346 analysis of the state of play. *Br J Sports Med* 45(7):596-606
- 347 3. Barber-Westin S, Noyes FR (2020) One in 5 athletes sustain reinjury upon return to
348 high-risk sports after ACL reconstruction: a systematic review in 1239 athletes
349 younger than 20 years. *Sports Health* 12(6):587-597
- 350 4. Castoldi M, Magnussen RA, Gunst S, Batailler C, Neyret P, Lustig S, et al. (2020) A
351 randomized controlled trial of bone-patellar tendon-bone anterior cruciate ligament
352 reconstruction with and without lateral extra-articular tenodesis: 19-year clinical and
353 radiological follow-up. *Am J Sports Med* 48(7):1665-1672
- 354 5. Chan DB, Temple HT, Latta LL, Mahure S, Dennis J, Kaplan LD (2010) A
355 biomechanical comparison of fan-folded, single-looped fascia lata with other graft
356 tissues as a suitable substitute for anterior cruciate ligament reconstruction.
357 *Arthroscopy* 26(12):1641-1647
- 358 6. Claes S, Vereecke E, Maes M, Victor J, Verdonk P, Bellemans J (2013) Anatomy of
359 the anterolateral ligament of the knee. *J Anat* 223(4):321-328
- 360 7. Delaloye JR, Murar J, Gonzalez M, Amaral T, Kakatkar V, Sonnery-Cottet B (2018)
361 Clinical outcomes after combined anterior cruciate ligament and anterolateral
362 ligament reconstruction. *Tech Orthop* 33(4):225-231
- 363 8. Delcroix GJ, Kaimrajh DN, Baria D, Cooper S, Reiner T, Latta L, et al. (2013)
364 Histologic, biomechanical, and biological evaluation of fan-folded iliotibial band
365 allografts for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 29(4):756-765
- 366 9. Dodds AL, Halewood C, Gupte CM, Williams A, Amis AA (2014) The anterolateral
367 ligament: anatomy, length changes and association with the Segond fracture. *Bone
368 Joint J* 96-b(3):325-331
- 369 10. Dos Santos A, Gerometta A, Bohu Y, Lefevre N, Van Hille W, Khiami F, et al.
370 (2022) Anterior cruciate ligament arthroscopic reconstruction and lateral tenodesis
371 with iliotibial band and gracilis tendon: technical note. *Orthop Traumatol Surg Res*
372 108(8):103412

- 373 11. Engebretsen L, Lew WD, Lewis JL, Hunter RE (1990) The effect of an iliotibial
374 tenodesis on intraarticular graft forces and knee joint motion. *Am J Sports Med*
375 18(2):169-176
- 376 12. Getgood AMJ, Bryant DM, Litchfield R, Heard M, McCormack RG, Rezansoff A, et
377 al. (2020) Lateral extra-articular tenodesis reduces failure of hamstring tendon
378 autograft anterior cruciate ligament reconstruction: 2-year outcomes from the
379 STABILITY study randomized clinical trial. *Am J Sports Med* 48(2):285-297
- 380 13. Haidar I, Fradin T, Rayes J, Vieira T, Cédric N, Sonnery-Cottet B, et al. (2021)
381 Isolated ACL reconstruction versus combined ACL and anterolateral ligament
382 reconstruction: a matched case series with mean follow up of 9 years. *Orthop J Sports*
383 *Med* 9(7_suppl4):2325967121S2325900237
- 384 14. Hefti F, Müller W, Jakob RP, Stäubli HU (1993) Evaluation of knee ligament injuries
385 with the IKDC form. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1(3-4):226-234
- 386 15. Helito CP, Da Silva AGM, Sobrado MF, Guimarães TM, Gobbi RG, Pécora JR
387 (2023) Small hamstring tendon graft for anterior cruciate ligament reconstruction
388 combined with anterolateral ligament reconstruction results in the same failure rate as
389 larger hamstring tendon graft reconstruction alone. *Arthroscopy* 39(7):1671-1679
- 390 16. Herbawi F, Lozano-Lozano M, Lopez-Garzon M, Postigo-Martin P, Ortiz-Comino L,
391 Martin-Alguacil JL, et al. (2022) A systematic review and meta-analysis of strength
392 recovery measured by isokinetic dynamometer technology after anterior cruciate
393 ligament reconstruction using quadriceps tendon autografts vs. hamstring tendon
394 autografts or patellar tendon autografts. *Int J Environ Res Public Health* 19(11):6764
- 395 17. Hewison CE, Tran MN, Kaniki N, Remtulla A, Bryant D, Getgood AM (2015)
396 Lateral extra-articular tenodesis reduces rotational laxity when combined with
397 anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review of the literature.
398 *Arthroscopy* 31(10):2022-2034
- 399 18. Imbert P (2006) Control of rotational instability and ACL reconstruction. *Maîtrise*
400 *Orthop* 158
- 401 19. Imbert P, Lustig S, Steltzlen C, Batailler C, Colombet P, Dalmay F, et al. (2017)
402 Midterm results of combined intra- and extra-articular ACL reconstruction compared
403 to historical ACL reconstruction data. Multicenter study of the French arthroscopy
404 society. *Orthop Traumatol Surg Res* 103(8S):S215-S221

- 405 20. Imbert P, Lutz C, Daggett M, Niglis L, Freychet B, Dalmay F, et al. (2016) Isometric
406 characteristics of the anterolateral ligament of the knee: a cadaveric navigation study.
407 *Arthroscopy* 32(10):2017-2024
- 408 21. Jaeger JH, Van Hille W, Lutz C, Villeminot J (2003) Anterior cruciate ligament
409 ligamentoplasty at the fascia lata using the modified Mac Intosh technique. *Pathologie*
410 *ligamentaire Genou*. Springer, Paris
- 411 22. Laboudie P, Douiri A, Bouguennec N, Biset A, Graveleau N (2022) Combined ACL
412 and ALL reconstruction reduces the rate of reoperation for graft failure or secondary
413 meniscal lesions in young athletes. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*
414 30(10):3488-3498
- 415 23. Lucena T, Cavaignac M, Marot V, Courtot L, Lutz C, Bérard E, et al. (2022) Iliotibial
416 band autograft is a suitable alternative graft for anterior cruciate ligament
417 reconstruction: a systematic review and meta-analysis of outcomes. *Knee Surg Sports*
418 *Traumatol Arthrosc* 30(5):1679-1690
- 419 24. Lutz C (2018) Role of anterolateral reconstruction in patients undergoing anterior
420 cruciate ligament reconstruction. *Orthop Traumatol Surg Res* 104(1S):S47-S53
- 421 25. Lutz C, Sonnery-Cottet B, Imbert P, Barbosa NC, Tuteja S, Jaeger JH (2016)
422 Combined anterior and anterolateral stabilization of the knee with the iliotibial band.
423 *Arthrosc Tech* 5(2):e251-e256
- 424 26. Lutz C, Sonnery-Cottet B, Niglis L, Freychet B, Clavert P, Imbert P (2015) Behavior
425 of the anterolateral structures of the knee during internal rotation. *Orthop Traumatol*
426 *Surg Res* 101(5):523-528
- 427 27. MacIntosh DL (1976) Lateral substitution reconstruction. In proceedings of the
428 Canadian orthopaedic association. *J Bone Joint Surg* 58:142
- 429 28. Marcacci M, Zaffagnini S, Giordano G, Iacono F, Presti ML (2009) Anterior cruciate
430 ligament reconstruction associated with extra-articular tenodesis: a prospective
431 clinical and radiographic evaluation with 10- to 13-year follow-up. *Am J Sports Med*
432 37(4):707-714
- 433 29. Monaco E, Maestri B, Conteduca F, Mazza D, Iorio C, Ferretti A (2014) Extra-
434 articular ACL reconstruction and pivot shift: in vivo dynamic evaluation with
435 navigation. *Am J Sports Med* 42(7):1669-1674
- 436 30. Neri T, Cadman J, Beach A, Grasso S, Dabirrahmani D, Putnis S, et al. (2021) Lateral
437 tenodesis procedures increase lateral compartment pressures more than anterolateral

- 438 ligament reconstruction, when performed in combination with ACL reconstruction: a
439 pilot biomechanical study. *J ISAKOS* 6(2):66-73
- 440 31. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS (1984) Biomechanical
441 analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J*
442 *Bone Joint Surg Am* 66(3):344-352
- 443 32. Omari AM, Paul RW, Fliegel B, Osman A, Bishop ME, Erickson BJ, et al. (2022)
444 Effect of COVID-19 on injury rates and timing in the national football league. *Orthop*
445 *J Sports Med* 10(6):23259671221098749
- 446 33. Parsons EM, Gee AO, Spiekerman C, Cavanagh PR (2015) The biomechanical
447 function of the anterolateral ligament of the knee. *Am J Sports Med* 43(3):669-674
- 448 34. Pioger C, Gousopoulos L, Hopper GP, Vieira TD, Campos JP, El Helou A, et al.
449 (2022) Clinical outcomes after combined ACL and anterolateral ligament
450 reconstruction versus isolated ACL reconstruction with bone-patellar tendon-bone
451 grafts: a matched-pair analysis of 2018 patients from the SANTI study group. *Am J*
452 *Sports Med* 50(13):3493-3501
- 453 35. Saragaglia D, Pison A, Refaie R (2013) Lateral tenodesis combined with anterior
454 cruciate ligament reconstruction using a unique semitendinosus and gracilis
455 transplant. *Int Orthop* 37(8):1575-1581
- 456 36. Slette EL, Mikula JD, Schon JM, Marchetti DC, Kheir MM, Turnbull TL, et al.
457 (2016) Biomechanical results of lateral extra-articular tenodesis procedures of the
458 knee: a systematic review. *Arthroscopy* 32(12):2592-2611
- 459 37. Smeets K, Bellemans J, Scheys L, Eijnde BO, Slane J, Claes S (2017) Mechanical
460 analysis of extra-articular knee ligaments. Part two: tendon grafts used for knee
461 ligament reconstruction. *Knee* 24(5):957-964
- 462 38. Sonnery-Cottet B, Lutz C, Daggett M, Dalmay F, Freychet B, Niglis L, et al. (2016)
463 The involvement of the anterolateral ligament in rotational control of the knee. *Am J*
464 *Sports Med* 44(5):1209-1214
- 465 39. Sonnery-Cottet B, Pioger C, Vieira TD, Franck F, Kajetanek C, Fayard JM, et al.
466 (2020) Combined ACL and anterolateral reconstruction is not associated with a higher
467 risk of adverse outcomes: preliminary results from the SANTI randomized controlled
468 trial. *Orthop J Sports Med* 8(5):2325967120918490
- 469 40. Sonnery-Cottet B, Thaunat M, Freychet B, Pupim BH, Murphy CG, Claes S (2015)
470 Outcome of a combined anterior cruciate ligament and anterolateral ligament

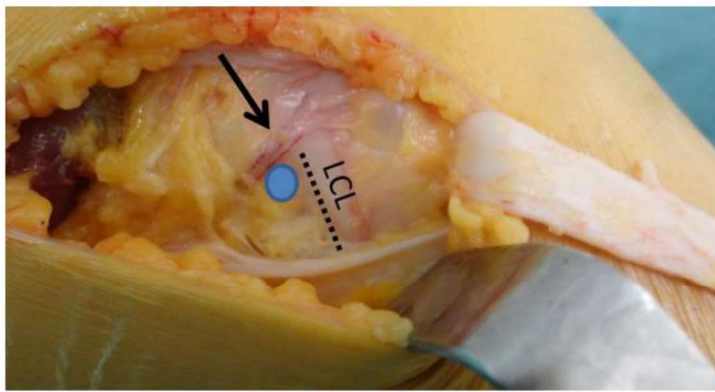
- 471 reconstruction technique with a minimum 2-year follow-up. *Am J Sports Med*
472 43(7):1598-1605
- 473 41. Wiggins AJ, Grandhi RK, Schneider DK, Stanfield D, Webster KE, Myer GD (2016)
474 Risk of secondary injury in younger athletes after anterior cruciate ligament
475 reconstruction: a systematic review and meta-analysis. *Am J Sports Med* 44(7):1861-
476 1876
- 477 42. Willimon SC, Jones CR, Herzog MM, May KH, Leake MJ, Busch MT (2015) Micheli
478 anterior cruciate ligament reconstruction in skeletally immature youths: a
479 retrospective case series with a mean 3-year follow-up. *Am J Sports Med*
480 43(12):2974-2981
- 481

482 **Figures**



483

484 **Figure 1.** Preparing the graft



485

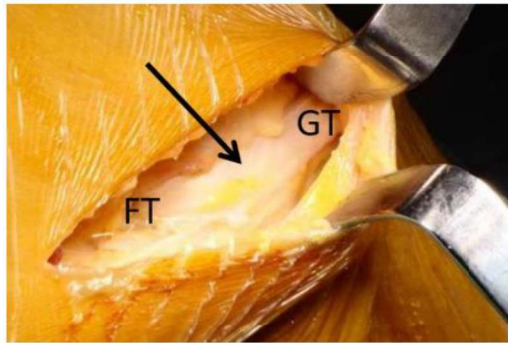
486

487 **Figure 2.** Femoral tunnel markers (black arrow = Lemaire's vessels, LCL = lateral collateral
488 ligament, dotted line = posterior edge of LCL, blue disc = femoral tunnel position)



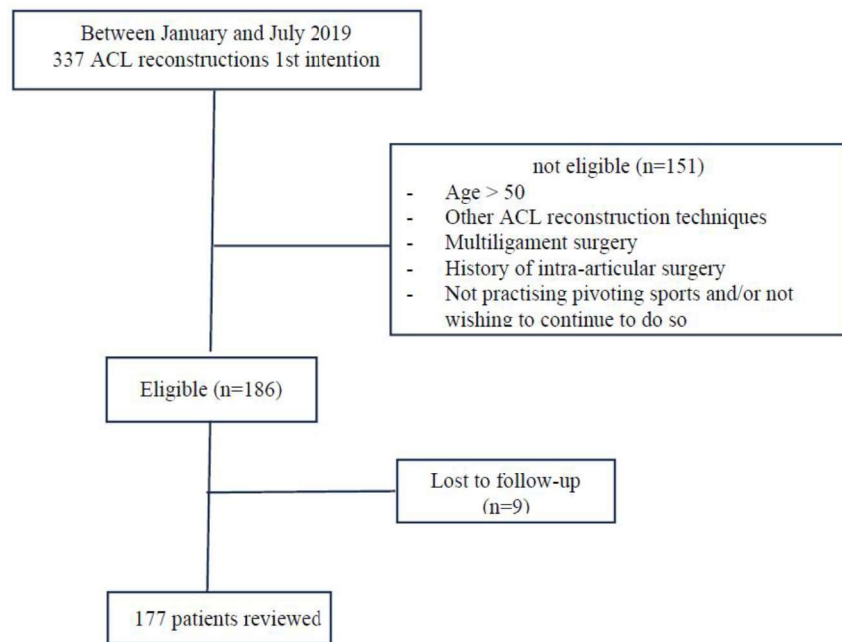
489

490 **Figure 3.** Intra-articular portion of the graft



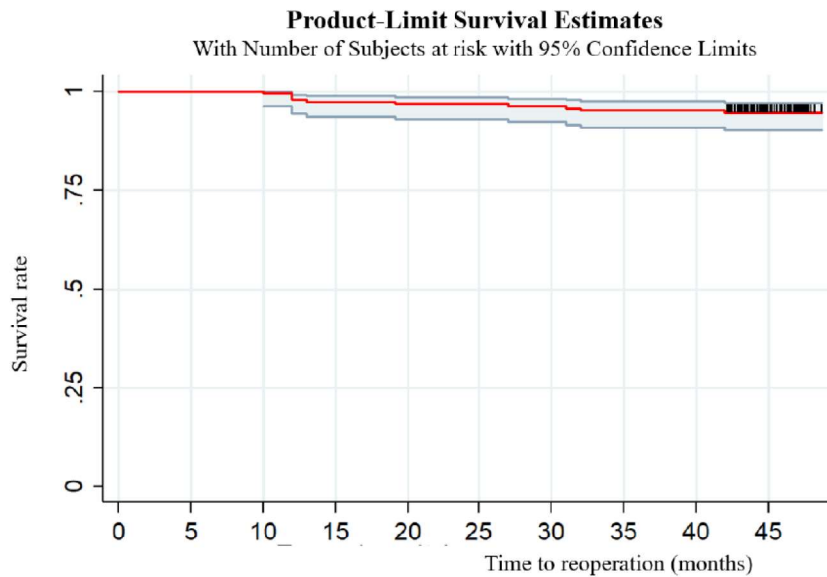
491

492 **Figure 4.** Extra-articular portion of the graft (black arrow = lateral tenodesis, GT = Gerdy's
 493 tubercle, FT = femoral tunnel)



494

495 **Figure 5.** Study description



496 186(0)186(0)186(5)181(1)180(0)180(1)179(2)177(0)177(1) 87

497 **Figure 6.** Kaplan–Meier rerupture survival curve

498

499 **Tables**

500 **Table 1.** Inclusion and exclusion criteria

INCLUSION CRITERIA	<ul style="list-style-type: none"> - Patient with ACL rupture with or without an associated meniscal lesion - Candidate for ACL surgery - Aged 15 to 50 - Practicing a pivot-contact or pivot-noncontact sport - Agreed to participate in the study and signed the study consent form - Patient affiliated to or benefiting from a social security scheme
NON-INCLUSION CRITERIA	<ul style="list-style-type: none"> - Ligamentoplasty revision - Prior intra-articular surgery on the affected knee, with the exception of healed meniscus sutures and meniscus tongue regularizations - Multiligament injuries - Associated bone (tibial osteotomy, etc.) or chondral surgery (excluding microfractures) - Pregnant, nursing or parturient women - Protected patients: adults under guardianship, curatorship or other legal protection, deprived of liberty by judicial or administrative decision, hospitalized without consent.

501

502 **Table 2.** Patient demographics

Patients (n = 186)	
Gender	139 (74.7) men - 47 (25.3) women
Age (years)	24,3 (+-7.2)
BMI	23,8 (+-3.2)
Sports participation (%)	91% Pivot contact. 9% Contactless pivot
Tegner activity level (before injury).	8,1 (+-1,3)
Accident/surgery delay (months)	6,8 (+-10,4)
Last setback (months)	43,1 (+-2,6)

503

504 **Table 3.** Operating data

Surgical technique	
Classic	90 (48,4%)
Augmented by turning	18 (9,7%)
Augmented by gracilis	78 (41,9%)
Intra-articular graft diameter	7.2 mm (+/- 1.3)
Meniscus lesions	78 in 71 patients (38.17%)
Location	
Media	35
Lateral	43
Type	
Verticals	23
Radials	11
Horizontal	2
Ramp lesions	16
Meniscus tongues	19
Bucket handles	7
Treatment	
Resection	45
Left in place	16
Suture	17
Cartilage lesions	15 (8%)
Location	
Internal condyle	10
Internal tibial plateau,	4
External tibial plateau	1
Treatment	
Abstention	10
Microfractures	4
Shaver debridement	1

505

506 **Table 4.** Reruptures and complications

Reruptures	10 (5,6%)
Secondary meniscus lesions	7 (4%)
Contralateral ACL rupture	4 (2,4%)
Hematomas	4 including 1 infected
Patellar pain	2
Thrombo-embolic	2

507

508 **Table 5.** Clinical results

	Preoperative	Latest setback	<i>P Value</i>
IKDC Subjective	56 (14,3) 59,8 (17,2; 90)	92,6 (7,8) 94,5 (60,9; 100)	< 0.0001
Lysholm	73,2 (14) 75 (24 ;100)	96,1 (5,9) 99 (76 ;100)	< 0.0001
ACL-RSI	57,7 (21,2) 60 (2; 95,8)	86,6 (14,8) 93 (31; 100)	< 0.0001
Tegner	8,1 (1,3) 9 (3; 10)	8,2 (1,2) 9 (3; 10)	0.5 (ns)
IKDC Objective	Grade A: 0% of sales Grade B: 12 Grade C: 60% discount Grade D: 28	Grade A: 72 Grade B: 27 Grade C: 1% of sales Grade D:0	< 0.0001
Rotational spring	Explosive: 26.4% Franc: 54.6% Primer: 20% of total Absent:	Explosive: 0% of total Franc: 0%. Primer: 3% of total Absent: 97	< 0,0001
Differential laxity(mm)	6,6 (1,6)	1,1 (1,4)	< 0.0001

509

510 **Table 6.** Predictive factors for graft failure (multivariate analysis)

	OR	p values
Age (surgery)	0.85 [0.72-0.99]	0.047
Graft diameter	1.09 [0.18-6.48]	0.920
Delta Lachmeter	0.97 [0.50-1.86]	0.920
Pivot Shift		
Equal and glide	1.00 (reference)	
Marked	0.28 [0.03-2.57]	0.262
Gross	1.15 [0.10-12.57]	0.909
Surgical technique		
Classic TFL	1.00 (reference)	
Augmentation by inversion and augmentation by Gracilis	0.10 [0.01-9.58]	0.325

511

IV. Conclusion et perspectives

La compréhension du contrôle rotatoire du genou et sa prise en charge thérapeutique ont été l'objet ces dix dernières années de nombreux travaux de recherches et de publications, anatomiques, biomécaniques et cliniques. A présent, il est admis que :

- Le contrôle rotatoire du genou est assuré par le LCA et les structures capsulo-ligamentaires antéro-latérales du genou et en particulier le LAL,
- La traduction clinique lorsque ces structures ligamentaires sont lésées est l'existence d'un ressaut rotatoire,
- Le contrôle de ce ressaut est amélioré par la réalisation combinée d'une plastie antéro-latérale associée à la reconstruction du LCA,
- Les plasties antéro-latérales doivent répondre à des critères de réalisation techniques précis pour restituer la fonction du LAL via le concept d'anisométrie favorable, à savoir une greffe tendue proche de l'extension pour neutraliser le ressaut mais détendue en flexion pour conserver la rotation tibiale interne automatique.

Ainsi, les hypothèses des études fondamentales, anatomiques et biomécaniques, ont été confirmées par les études cliniques auprès des patients, ce qui constitue l'essence même d'un processus de recherche dans le domaine de la médecine.

Ces travaux sur le contrôle rotatoire du genou, par les recommandations de réaliser une plastie additionnelle antéro-latérale à la « simple » reconstruction du LCA, ont rendu la chirurgie ligamentaire du genou plus complexe. En effet, l'addition de gestes ligamentaires augmente le nombre de tunnels osseux pour la mise en place des greffes avec des risques potentiels de collision des tunnels et surtout d'erreurs de positionnement et donc de moins bons résultats.

Dans ce cadre, une des perspectives d'avenir de la chirurgie ligamentaire du genou serait d'aider le chirurgien dans la réalisation de ses gestes techniques devenus de plus en plus complexes de façon précise et sécurisée.

L'imagerie 3D, la réalité augmentée et l'intelligence artificielle sont des outils technologiques en plein développement qui, utilisés de façon combinée, pourrait permettre de répondre à ce besoin d'aide technique pour le chirurgien. Ce concept est à l'origine de la création d'une start-up nommée AREAS (Augmented Reality Enhable Arthroscopic Surgery), prolongement de mon engagement dans la recherche sur le contrôle rotatoire du genou et sur la chirurgie ligamentaire.

Le principe d'AREAS sera de permettre aux chirurgiens d'avoir une vision en trois dimensions de l'articulation qu'il opère à travers des lunettes de réalité augmentée, ce qui le guidera dans ses gestes, optimisera la précision du geste chirurgical mais aussi lui apportera une aide technique au cours de l'intervention via des tutoriels dédiés dans les lunettes. La chirurgie sera donc beaucoup plus précise et personnalisée car basée sur l'anatomie de chaque patient.

Pour ce faire, l'assemblage de plusieurs briques technologiques seront nécessaires :

Création du modèle 3D du genou du patient à partir de son IRM (figure 5)

L'IRM du genou du patient sera traitée par un algorithme d'intelligence artificielle entraîné à reconnaître les structures ligamentaires du genou. Le chirurgien aura ainsi accès au modèle 3D du genou de son patient avec les insertions des ligaments qu'il devra reconstruire. A ce jour, ce processus est effectué en vingt secondes.

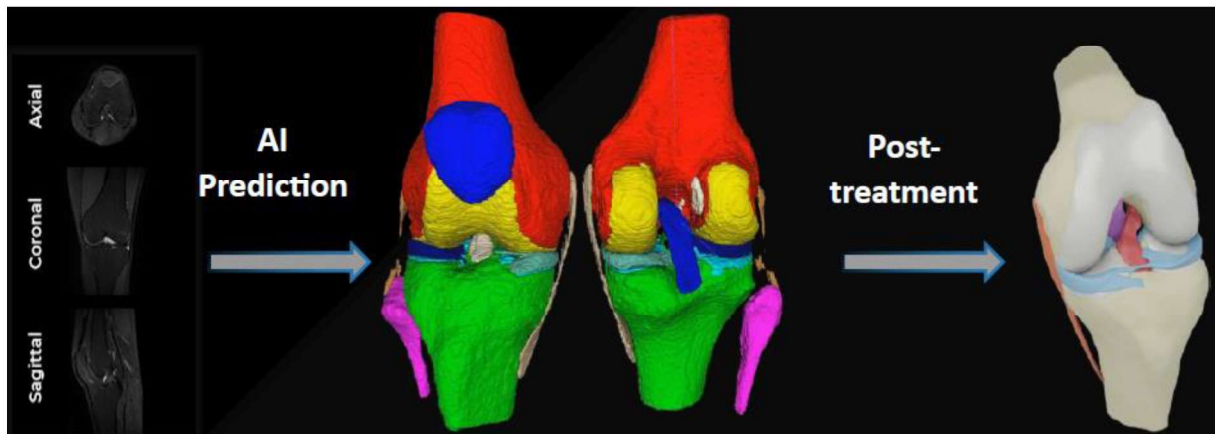


Figure 5 : création du modèle anatomique 3D du patient à partir de son IRM

Affichage du flux arthroscopique et du modèle 3D dans les lunettes de réalité augmentée (figure 6)

L'image de la caméra arthroscopique placée dans l'articulation sera vue par le chirurgien à travers les lunettes de réalité augmentée de même que le modèle 3D du genou du patient opéré.



Figure 6 : visualisation du modèle 3D du genou du patient et de la vue arthroscopique dans les lunettes de réalité augmentée portée par le chirurgien

Fusion de la vision arthroscopique de l'articulation avec le modèle 3D (figure 7)

Il s'agit de l'étape la plus complexe qui consistera à générer à partir du flux arthroscopique un modèle 3D de l'articulation partiellement visible lors de l'opération puis de fusionner cette partie avec la même partie du modèle 3D issu de l'IRM. Le chirurgien verra alors dans les lunettes l'intégralité de l'articulation alors que la caméra n'en voit qu'une partie. C'est le principe de la réalité augmentée.

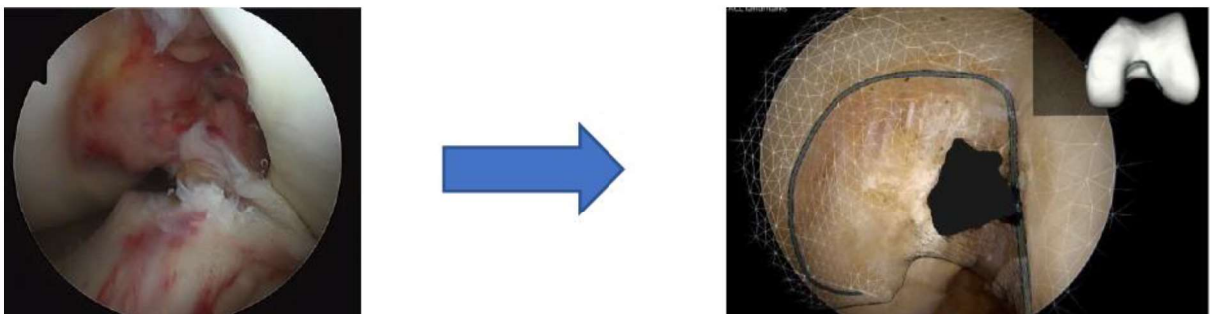


Figure 7 : création par le flux arthroscopique d'un modèle 3D de l'articulation partiellement visible puis fusion avec le modèle 3D issu de l'IRM

Guidage du geste technique (figure 8)

La dernière étape consistera à guider le geste chirurgical c'est-à-dire la réalisation des tunnels osseux au niveau des zones d'insertions ligamentaires du patient qui seront visibles dans les lunettes chirurgien par la fusion entre le modèle 3D issu de l'IRM et le modèle 3D réel issu de la vue arthroscopique. Le guidage sera effectué par des capteurs posés sur le moteur dont la position sera captée par les caméras placés dans les lunettes de réalité augmentée.



Figure 8 : guidage de la réalisation des tunnels osseux par la fusion du modèle 3D issu de l'IRM et du modèle 3D issu de la vue arthroscopique.

Application particulière dans le cadre du contrôle rotatoire du genou : aide à la réalisation des plasties antéro-latérales.

La réalisation d'une plastie antéro-latérale doit répondre à un double cahier des charges :

- Eviter la collision des tunnels avec ceux de la plastie du LCA
- Positionner les tunnels de façon à respecter l'anisométrie favorable

Le positionnement des tunnels pourra être simulé à partir de la fusion du modèle 3D issu de l'IRM et du modèle 3D issu de la vue arthroscopique précédemment décrite. En cas de collision potentielle, les axes de perçage pourront être modifiés sans pour autant modifier les zones anatomiques de fixation osseuse (figure 9).

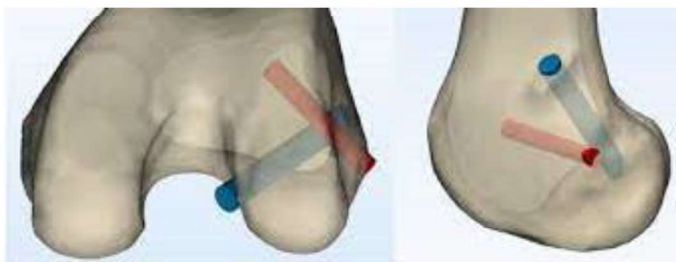


Figure 9 : simulation de l'orientation des axes des tunnels osseux du fémur

Le respect de l'anisométrie favorable pourra être vérifié en positionnant un pointeur avec un capteur sur la localisation du tunnel fémoral et tibial de la plastie antéro-latérale. Le positionnement de ce capteur sera repéré par les caméras placées dans la lunette de réalité augmentée. La distance entre ces localisations sera mesurée en flexion et en extension. Le positionnement du tunnel sera validé si la distance se raccourcit en flexion par rapport à l'extension d'au moins 5 mm (figure 10).

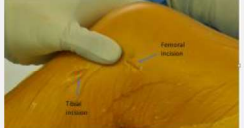


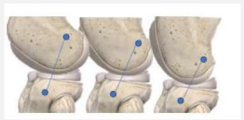
1. Réalisation des incisions	Une incision est réalisée pour le tunnel fémoral proche de l'épicondyle latérale. Une seconde incision est réalisée pour le tunnel tibial proche du tubercule de Gerdy.	
2. Placement des pointeurs genou en flexion	Sur un genou en flexion, les pointeurs munis de capteurs sont positionnés au niveau de l'entrée du tunnel fémoral et tibial. La distance entre les 2 points est enregistrée.	
3. Placement des pointeurs genou en extension	La même mesure est effectuée genou en extension.	
4. Validation du point d'entrée du tunnel fémoral	Le positionnement du tunnel fémoral est validé si la distance entre l'extension et la flexion diminue d'au moins 5 mm.	

Figure 10 : utilisation de la technologie d'AREAS pour le positionnement des tunnels de la plastie antéro-latérale et le respect du principe d'anisométrie favorable.

La conclusion générale de cette thèse est que la recherche fondamentale est essentielle pour la compréhension des problèmes posés dans les sciences médicales, ici le contrôle rotatoire du genou. Les résultats de cette recherche fondamentale doivent être confirmés par les études cliniques car la finalité de la recherche en médecine est l'intérêt du patient, ce qui a été mis en évidence dans ce travail par l'amélioration du contrôle du ressaut rotatoire par les plasties antéro-latérales. La résolution de certaines problématiques peut en générer d'autres, comme dans ce cas précis du contrôle rotatoire du genou où la recommandation de réaliser des plasties antéro-latérales va rendre la chirurgie ligamentaire plus complexe, ouvrant la voie à d'autres recherches, technologiques dans ce cas, pour trouver des solutions adaptées, conférant ainsi à la recherche une continuité sans limite.

V. Références bibliographiques

1. Mather RC, Koenig L, Kocher MS, et al. Societal and economic impact of anterior cruciate ligament tears. *J Bone Joint Surg Am.* 2013;95(19):1751-1759. doi:10.2106/JBJS.L.01705
2. Ajuied A, Wong F, Smith C, et al. Anterior cruciate ligament injury and radiologic progression of knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. *Am J Sports Med.* 2014;42(9):2242-2252. doi:10.1177/0363546513508376
3. Galway HR, MacIntosh DL. The lateral pivot shift: a symptom and sign of anterior cruciate ligament insufficiency. *Clin Orthop Relat Res.* 1980;(147):45-50.
4. Lemaire M. Chronic knee instability. Technics and results of ligament plasty in sports injuries. *J Chir (Paris).* 1975;110:281-94.
5. Macintosh D, Darby T. Lateral substitution reconstruction. In: Proceedings of the Canadian Orthopaedic Association. *J Bone Joint Surg Br.* 1976;58-B(1):142.
6. Bertoia JT, Urovitz EP, Richards RR, et al. Anterior cruciate reconstruction using the MacIntosh lateral-substitution over-the-top repair. *J Bone Joint Surg Am.* 1985;67:1183-8.
7. Buscayret C, Buscayret F, Farenq C. Plastie intra et extra-articulaire du genou par le gracilis et le semi-tendineux pour rupture du ligament croisé antérieur. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2001;87:276-80.
8. Dejour H, Dejour D, Ait Si Selmi T. Chronic anterior laxity of the knee treated with free patellar grafts and extra articular plasty: 10 years follow-up of 148 cases. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1999;85(8):777-89
9. Jaeger JH, Van Hille W, Lutz C, Villemint J. Ligamentoplastie du ligament croisé antérieur au fascia lata selon la technique de Mac Intosh modifiée. In *Pathologie ligamentaire du genou. Edition Springer.* 2003;27:399-409.
10. Lerat JL, Duprã La Tour L, Herzberg G, et al. Review of 100 patients operated on for chronic anterior laxity of the knee by a procedure derived from the Jones and MacIntosh methods. Value of dynamic radiography for the objective analysis of the results. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1987;73(Suppl 2):201-4.
11. Marcacci M, Zaffagnini S, Iacono F, et al. Arthroscopic intra- and extra-articular anterior cruciate ligament reconstruction with gracilis and semitendinosus tendons. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1998;6(2):68-75. doi: 10.1007/s001670050075.
12. Aglietti P, Buzzy R, D'andrias F, Zaccherotti G. Long-term study of ACL reconstruction for chronic instability using the central one third-patellar tendon and lateral extra articular tenodesis. *Am J Sports Med.* 1992;20:38-45.
13. Lerat JL, Chotel F, Besse JL, et al. Les résultats après 10 à 16 ans du traitement de la laxité antérieure du genou par une reconstruction du LCA avec une plastie extra articulaire externe (opération de Mac In Jones). A propos de 138 cas. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1998;84:712-29.
14. 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 Br.* 1991;73A:882-92.
15. Anderson AF, Snyder RB, Lipscomb AB Jr. Anterior cruciate ligament reconstruction. A prospective randomized study of three surgical methods. *Am J Sports Med.* 2001;29(3):272-9

16. O'Brien SG, Warren RF, Wickiewicz TL, Kelly AM. The ilio tibial band lateral sling procedure and its effect on the results of anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 1991;19:21–5.
17. Roth JH, Kennedy JC, Lockstadt H, Callum CL. Intra articular reconstruction of the ACL with and without extra articular supplementation by transfer of the biceps femoris tendon. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69:275–8.
18. Zorilla PA, Aichroth PM, Duri ZA. Is extra articular augmentation necessary in the treatment of chronic ACL injuries? *J Bone Joint Surg Br.* 1997;79:188.
19. Zantop T, Herbort M, Raschke MJ, et al. 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(2):223–227. doi:10.1177/0363546506294571
20. Catherine S, Litchfield R, Johnson M, et al. A cadaveric study of the anterolateral ligament: re-introducing the lateral capsular ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015;23(11):3186–95. doi: 10.1007/s00167-014-3117-z.
21. Claes S, Vereecke E, Maes M, et al. Anatomy of the anterolateral ligament of the knee. *J Anat.* 2013;223:321–8.
22. Dodds AL, Halewood C, Gupte CM, et al. The anterolateral ligament: anatomy, length changes and association with the Segond fracture. *Bone Joint J.* 2014;96:325–331
23. Helito CP, Demange MK, Bonadio MB, et al. Anatomy and histology of the knee anterolateral ligament. *Orthop J Sports Med.* 2013;1(7) DOI: 10.1177/2325967113513546
24. Vincent J, Magnussen RA, Gezmez F, et al. The anterolateral ligament of the human knee: an anatomic and histologic study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20:147–152.
25. Crawford SN, Waterman BR, Lubowitz JH. Long-term failure of anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2013;29(9):1566–71.
26. Inderhaug E, Strand T, Fischer-Bredenbeck C, Solheim E. Long-term results after reconstruction of the ACL with hamstrings autograft and transtibial femoral drilling. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21(9):2004–10
27. Leys T, Salmon L, Waller A, et al. 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(3):595–605.
28. Lie DT, Bull AM, Amis AA. Persistence of the mini pivot shift after anatomically placed anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Orthop Relat Res.* 2007 Apr;457:203–9. doi: 10.1097/BLO.0b013e3180314b01
29. Suomalainen P, Jarvela T, Paakkala A, et al. Double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective randomized study with 5-year results. *Am J Sports Med.* 2012;40(7):1511–8
30. Janssen RP, du Mée AW, van Valkenburg J, et al. Anterior cruciate ligament reconstruction with 4-strand hamstring autograft and accelerated rehabilitation: a 10-year prospective study on clinical results, knee osteoarthritis and its predictors. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21(9):1977–88. doi: 10.1007/s00167-012-2234-9.
31. Trichine F, Alsaati M, Chouteau J, et al. 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. *Knee.* 2014;21(1):58–65. doi: 10.1016/j.knee.2013.06.001.

32. Björnsson H, Samuelsson K, Sundemo D, et al. A Randomized Controlled Trial With Mean 16-Year Follow-up Comparing Hamstring and Patellar Tendon Autografts in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med.* 2016;44(9):2304-13. doi: 10.1177/0363546516646378.
33. Karikis I, Desai N, Sernert N, et al. Comparison of Anatomic Double- and Single-Bundle Techniques for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Hamstring Tendon Autografts: A Prospective Randomized Study With 5-Year Clinical and Radiographic Follow-up. *Am J Sports Med.* 2016;44(5):1225-36. doi: 10.1177/0363546515626543.
34. Koga H, Muneta T, Yagishita K, et al. Mid- to long-term results of single-bundle versus double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: randomized controlled trial. *Arthroscopy.* 2015;31(1):69-76. doi: 10.1016/j.arthro.2014.07.020.
35. Kyung HS, Lee HJ, Oh CW, Hong HP. Comparison of results after anterior cruciate ligament reconstruction using a four-strand single semitendinosus or a semitendinosus and gracilis tendon. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015;23(11):3238-43. doi: 10.1007/s00167-014-3076-4.
36. Sim JA, Lee YS, Kim KO, et al. Anatomic Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using an Outside-in Technique: Two- to Six-Year Clinical and Radiological Follow-up. *Knee Surg Relat Res.* 2015 Mar;27(1):34-42. doi: 10.5792/ksrr.2015.27.1.34.
37. Georgoulis AD, Ristanis S, Chouliaras V, et al. Tibial rotation is not restored after ACL reconstruction with a hamstring graft. *Clin Orthop Relat Res.* 2007;454:89-94.
38. Meredith RB, Vance KJ, Appleby D, Lubowitz JH. Outcome of single-bundle versus double-bundle 297 reconstruction of the anterior cruciate ligament: a meta-analysis. *Am J Sports Med.* 2008;36:1414-1421.
39. Zhu Y, Tang RK, Zhao P, et al. Double-bundle reconstruction results in superior clinical outcome than single-bundle reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21(5):1085-96. doi: 10.1007/s00167-012-2073-8.
40. Hussein M, van Eck CF, Cretnik A, et al. Prospective randomized clinical evaluation of conventional single-bundle, anatomic single-bundle, and anatomic double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: 281 cases with 3- to 5-year follow-up. *Am J Sports Med.* 2012;40(3):512-20. doi: 10.1177/0363546511426416.
41. Zaffagnini S, Signorelli C, Lopomo N, et al. Anatomic double-bundle and over-the-top single-bundle with additional extra-articular tenodesis: an in vivo quantitative assessment of knee laxity in two different ACL reconstructions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20(1):153-9. doi: 10.1007/s00167-011-1589-7.
42. Monaco E, Maestri B, Conteduca F, et al. Extra-articular ACL Reconstruction and Pivot Shift: In Vivo Dynamic Evaluation With Navigation. *Am J Sports Med.* 2014;42(7):1669-74. doi: 10.1177/0363546514532336.
43. Imbert P. Contrôle de la stabilité rotatoire et ligamentoplastie du LCA. *Maitrise Orthopédique.* 2006;158.
44. Engebresten L, Lew WD, Lewis JL. Hunter. The effect of an ilio tibial tenodesis on intra articular graft forces and knee joint motion. *Am J Sports Med.* 1990;18: 169-76.
45. Slette EL, Mikula JD, Schon JM, et al. Biomechanical Results of Lateral Extra-articular Tenodesis Procedures of the Knee: A Systematic Review. *Arthroscopy.* 2016;32(12):2592-2611. doi: 10.1016/j.arthro.2016.04.028.

46. Dombrowski ME, Costello JM, Ohashi B, et al. Macroscopic anatomical, histological and magnetic resonance imaging correlation of the lateral capsule of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2016;24(9):2854-60. doi: 10.1007/s00167-015-3517-8.
47. Daggett M, Ockuly AC, Cullen M, et al. Femoral Origin of the Anterolateral Ligament: An Anatomic Analysis. *Arthroscopy.* 2016;32(5):835-41. doi: 10.1016/j.arthro.2015.10.006.
48. Kennedy MI, Claes S, Fuso FA, et al. The Anterolateral Ligament: An Anatomic, Radiographic, and Biomechanical Analysis. *Am J Sports Med.* 2015;43(7):1606-15. doi: 10.1177/0363546515578253.
49. 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.* 2016;17(4):303-308. doi: 10.1007/s10195-016-0392-0.
50. Lutz C, Sonnery-Cottet B, Niglis L, et al. Behavior of the anterolateral structures of the knee during internal rotation. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2015 Sep;101(5):523-8. doi: 10.1016/j.otsr.2015.04.007.
51. Stijak L, Bumbaširević M, Radonjić V, et al. Anatomic description of the anterolateral ligament of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2016;24(7):2083-8. doi: 10.1007/s00167-014-3422-6.
52. Van der Watt L, Khan M, Rothrauff BB, et al. The structure and function of the anterolateral ligament of the knee: a systematic review. *Arthroscopy.* 2015;31(3):569-82.e3. doi: 10.1016/j.arthro.2014.12.015.
53. Helito CP, Helito PV, Bonadio MB, et al. Evaluation of the Length and Isometric Pattern of the Anterolateral Ligament With Serial Computer Tomography. *Orthop J Sports Med.* 2014;17,2(12):2325967114562205. doi: 10.1177/2325967114562205.
54. Zens M, Niemeyer P, Ruhhammer J, et al. Length Changes of the Anterolateral Ligament During Passive Knee Motion: A Human Cadaveric Study. *Am J Sports Med.* 2015;43(10):2545-52. doi: 10.1177/0363546515594373.
55. Rasmussen MT, Nitri M, Williams BT, 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(3):585-92. doi: 10.1177/0363546515618387.
56. Ruiz N, Filippi GJ, Gagnière B, Bowen M, Robert HE. The Comparative Role of the Anterior Cruciate Ligament and Anterolateral Structures in Controlling Passive Internal Rotation of the Knee: A Biomechanical Study. *Arthroscopy.* 2016;32(6):1053-62. doi: 10.1016/j.arthro.2016.02.017.
57. Parsons EM, Gee AO, Spiekerman C, Cavanagh PR. The biomechanical function of the anterolateral ligament of the knee. *Am J Sports Med.* 2015;43(3):669-74. doi: 10.1177/0363546514562751.
58. Sonnery-Cottet B, Lutz C, Daggett M, et al. The Involvement of the Anterolateral Ligament in Rotational Control of the Knee. *Am J Sports Med.* 2016;44(5):1209-14. doi: 10.1177/0363546515625282.
59. Spencer L, Burkhart TA, Tran MN, et al. Biomechanical analysis of simulated clinical testing and reconstruction of the anterolateral ligament of the knee. *Am J Sports Med.* 2015;43(9):2189-97. doi: 10.1177/0363546515589166.

60. Tavlo M, Eljaja S, Jensen JT, et al. The role of the anterolateral ligament in ACL insufficient and reconstructed knees on rotatory stability: A biomechanical study on human cadavers. *Scand J Med Sci Sports*. 2016;26(8):960-6. doi: 10.1111/sms.12524.
61. Thein R, Boorman-Padgett J, Stone K, et al. 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;1;98(11):937-43. doi: 10.2106/JBJS.15.00344.
62. Roessler PP, Schüttler KF, Heyse TJ, et al. The anterolateral ligament (ALL) and its role in rotational extra-articular stability of the knee joint: a review of anatomy and surgical concepts. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2016;136(3):305-13. doi: 10.1007/s00402-015-2395-3.
63. Kittl C, El-Daou H, Athwal KK, 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(2):345-54. doi: 10.1177/0363546515614312.
64. Saiegh YA, Suero EM, Guenther D, et al. Sectioning the anterolateral ligament did not increase tibiofemoral translation or rotation in an ACL-deficient cadaveric model. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2017;25(4):1086-1092. doi: 10.1007/s00167-015-3787-1.
65. Guenther D, Griffith C, Lesniak B, et al. Anterolateral rotatory instability of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2015;23(10):2909-17. doi: 10.1007/s00167-015-3616-6.
66. Terry GC, Norwood LA, Hughston JC, Caldwell KM. How iliotibial tract injuries of the knee combine with acute anterior cruciate ligament tears to influence abnormal anterior tibial displacement. *Am J Sports Med*. 1993;21(1):55-60. doi: 10.1177/036354659302100110.
67. Ferretti A, Monaco E, Fabbri M, et al. Prevalence and Classification of Injuries of Anterolateral Complex in Acute Anterior Cruciate Ligament Tears. *Arthroscopy*. 2017;33(1):147-154. doi: 10.1016/j.arthro.2016.05.010.
68. Song GY, Zhang H, Wang QQ, et al. Bone Contusions After Acute Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury Are Associated With Knee Joint Laxity, Concomitant Meniscal Lesions, and Anterolateral Ligament Abnormality. *Arthroscopy*. 2016 May 10. pii: S0749-8063(16)00255-3. doi: 10.1016/j.arthro.2016.03.015.
69. Christel P, Djian P. Plastie extra articulaire antero latérale du genou utilisant une ténodèse courte au fascia-lata. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 2002;88: 508-13.
70. Colombet PD. Navigated intra-articular ACL reconstruction with additional extra-articular tenodesis using the same hamstring graft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2011;19(3):384-9. doi: 10.1007/s00167-010-1223-0.
71. Imbert P. Minimally invasive extra-articular anterolateral reinforcement: a new technique. *Arthroscopy*. 2007;23(8):907.e1-4. doi: 10.1016/j.arthro.2006.10.022.
72. Lutz C, Sonnery-Cottet B, Imbert P, et al. Combined Anterior and Anterolateral Stabilization of the Knee With the Iliotibial Band. *Arthrosc, Tech*. 2016 14;5(2):e251-6. doi: 10.1016/j.eats.2015.12.004.
73. 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(8):1575-81. doi: 10.1007/s00264-013-1957-7.
74. Sonnery-Cottet B, Barbosa NC, Tuteja S, et al. Minimally Invasive Anterolateral Ligament Reconstruction in the Setting of Anterior Cruciate Ligament Injury. *Arthrosc Tech*. 2016 29;5(1):e211-5. doi: 10.1016/j.eats.2015.11.005.

75. Helito CP, Bonadio MB, Rozas JS, et al. Biomechanical study of strength and stiffness of the knee anterolateral ligament. *BMC Musculoskelet Disord.* 2016 30;17(1):193. doi: 10.1186/s12891-016-1052-5.
76. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, et al. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66(3):344-52. PMID: 6699049.
77. Pearsall AW 4th, Hollis JM, Russell GV Jr, Scheer Z. A biomechanical comparison of three lower extremity tendons for ligamentous reconstruction about the knee. *Arthroscopy.* 2003;19(10):1091-6. doi: 10.1016/j.arthro.2003.10.015.
78. Wytrykowski K, Swider P, Reina N, et al. Cadaveric Study Comparing the Biomechanical Properties of Grafts Used for Knee Anterolateral Ligament Reconstruction. *Arthroscopy.* 2016;32(11):2288-2294. doi: 10.1016/j.arthro.2016.03.004.
79. Draganich LF, Reider B, Miller PR. An in vitro study of the Müller anterolateral femorotibial ligament tenodesis in the anterior cruciate ligament deficient knee. *Am J Sports Med.* 1989;17(3):357-62. doi: 10.1177/036354658901700308.
80. Krackow KA, Brooks RL. Optimization of knee ligament position for lateral extraarticular reconstruction. *Am J Sports Med.* 1983;11(5):293-302. doi: 10.1177/036354658301100503.
81. Kurosawa H, Yasuda K, Yamakoshi K, et al. An experimental evaluation of isometric placement for extraarticular reconstructions of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 1991;19(4):384-8. doi: 10.1177/036354659101900411.
82. Imbert P, Lutz C, Daggett M, et al. Isometric Characteristics of the Anterolateral Ligament of the Knee: A Cadaveric Navigation Study. *Arthroscopy.* 2016 4. pii: S0749-8063(16)00128-6. doi: 10.1016/j.arthro.2016.02.007.
83. Katakura M, Koga H, Nakamura K, et al. Effects of different femoral tunnel positions on tension changes in anterolateral ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017;25(4):1272-1278. doi: 10.1007/s00167-016-4178-y.
84. Kittl C, Halewood C, Stephen JM, et al. Length change patterns in the lateral extra-articular structures of the knee and related reconstructions. *Am J Sports Med.* 2015;43(2):354-62. doi: 10.1177/0363546514560993.
85. Colombet P. Knee laxity control in revision anterior cruciate ligament reconstruction versus anterior cruciate ligament reconstruction and lateral tenodesis: clinical assessment using computer-assisted navigation. *Am J Sports Med.* 2011;39(6):1248-54. doi: 10.1177/0363546510395462.
86. Amirault JD, Cameron JC, MacIntosh DL, Marks P. Chronic anterior cruciate ligament deficiency. Long-term results of MacIntosh's lateral substitution reconstruction. *J Bone Joint Surg Br.* 1988;70(4):622-4. doi: 10.1302/0301-620X.70B4.3403611.
87. Ehlkirch FP, Imbert P, Lutz C. Les plasties extra-articulaires latérales du genou. 2013. Conférence d'enseignement de la SFA. <http://dev.sofarthro.com/fr/documentation/archives-des-congres/2013/id-3247-conferences-d-enseignement-instructional-course>
88. 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(8):1575-81. doi: 10.1007/s00264-013-1957-7.
89. Acquitter Y, Hulet C, Locker B, et al. Intérêt d'une plastie extra-articulaire dans le traitement des laxités antérieures chroniques du genou par une autogreffe de tendon rotulien. Etude

- prospective randomisée d'une série de 100 cas avec 5 ans de recul. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2003;89(5):413-22..
90. Vadalà AP, Iorio R, De Carli A, et al. An extra-articular procedure improves the clinical outcome in anterior cruciate ligament reconstruction with hamstrings in female athletes. *Int Orthop.* 2013;37(2):187-92. doi: 10.1007/s00264-012-1571-0.
 91. Lutz C, Baverel L, Colombet P, et French Arthroscopic Society. Pain after out-patient vs. in-patient ACL reconstruction: French prospective study of 1076 patients. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2016;102(8S):S265-S270. doi: 10.1016/j.otsr.2016.08.009.
 92. Panisset JC, Pailhé R, Schlatterer B, et French Arthroscopy Society. Short-term complications in intra- and extra-articular anterior cruciate ligament reconstruction. Comparison with the literature on isolated intra-articular reconstruction. A multicenter study by the French Arthroscopy Society. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2017;103(8S):S231-S236. doi: 10.1016/j.otsr.2017.09.006.
 93. Khiami F, Wajsfisz A, Meyer A, et al. Anterior cruciate ligament reconstruction with fascia lata using a minimally invasive arthroscopic harvesting technique. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2013;99(1):99-105. doi: 10.1016/j.otsr.2012.09.017.
 94. Westermann R, Anthony CA, Duchman KR, et al. Infection following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: An Analysis of 6,389 Cases. *J Knee Surg.* 2017;30(6):535-543. doi: 10.1055/s-0036-1593617.
 95. Brophy RH, Wright RW, Huston LJ, et MOON Knee Group. Factors associated with infection following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Bone Joint Surg Am.* 2015 18;97(6):450-4. doi: 10.2106/JBJS.N.00694.
 96. Sonnery-Cottet B, Archbold P, Zayni R, et al. Prevalence of septic arthritis after anterior cruciate ligament reconstruction among professional athletes. *Am J Sports Med.* 2011;39(11):2371-6. doi: 10.1177/0363546511417567.
 97. Rezende FC, de Moraes VY, Martimbianco AL, et al. Does Combined Intra- and Extraarticular ACL Reconstruction Improve Function and Stability? A Meta-analysis. *Clin Orthop Relat Res.* 2015;473(8):2609-18. doi: 10.1007/s11999-015-4285-y.
 98. Sonnery-Cottet B, Ripoll T, Cavaignac E. Prevention of knee stiffness following ligament reconstruction: Understanding the role of Arthroscopic Muscle Inhibition (AMI). *Orthop Traumatol Surg Res.* 2023 11:103784. doi: 10.1016/j.otsr.2023.103784.
 99. Dodds AL, Gupte CM, Neyret P, et al. Extra-articular techniques in anterior cruciate ligament reconstruction: a literature review. *J Bone Joint Surg Br.* 2011;93(11):1440-8. doi: 10.1302/0301-620X.93B11.27632.
 100. Rackemann S, Robinson A, Dandy DJ. Reconstruction of the anterior cruciate ligament with an intra-articular patellar tendon graft and an extra-articular tenodesis. Results after six years. *J Bone Joint Surg Br.* 1991;73(3):368-73. doi: 10.1302/0301-620X.73B3.1670429.
 101. Branch T, Lavoie F, Guier C, Branch E, et al. Single-bundle ACL reconstruction with and without extra-articular reconstruction: evaluation with robotic lower leg rotation testing and patient satisfaction scores. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015;23(10):2882-91. doi: 10.1007/s00167-015-3772-8.
 102. Marcacci M, Zaffagnini S, Giordano G, et al. Anterior cruciate ligament reconstruction associated with extra-articular tenodesis: A prospective clinical and radiographic evaluation

- with 10- to 13-year follow-up. *Am J Sports Med.* 2009;37(4):707-14. doi: 10.1177/0363546508328114.
103. Sonnery-Cottet B, Thaunat M, Freychet B, et al. 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(7):1598-605. doi: 10.1177/0363546515571571.
104. Biau DJ, Katsahian S, Nizard R. Hamstring tendon autograft better than bone-patellar tendon-bone autograft in ACL reconstruction - a cumulative meta-analysis and clinically relevant sensitivity analysis applied to a previously published analysis. *Acta Orthop.* 2007;78(5):705-7. doi: 10.1080/17453670710014455.
105. Freedman KB, D'Amato MJ, Nedeff DD, et al. Arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction: a metaanalysis comparing patellar tendon and hamstring tendon autografts. *Am J Sports Med.* 2003;31(1):2-11. doi: 10.1177/03635465030310011501.
106. Gifstad T, Sole A, Strand T, et al. Long-term follow-up of patellar tendon grafts or hamstring tendon grafts in endoscopic ACL reconstructions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21(3):576-83. doi: 10.1007/s00167-012-1947-0.
107. Hui C, Salmon LJ, Kok A, et al. Fifteen-year outcome of endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon autograft for "isolated" anterior cruciate ligament tear. *Am J Sports Med.* 2011;39(1):89-98. doi: 10.1177/0363546510379975.
108. Murray JR, Lindh AM, Hogan NA, et al. Does anterior cruciate ligament reconstruction lead to degenerative disease? Thirteen-year results after bone-patellar tendon-bone autograft. *Am J Sports Med.* 2012;40(2):404-13. doi: 10.1177/0363546511428580.
109. Pinczewski LA, Lyman J, Salmon LJ, et al. A 10-year comparison of anterior cruciate ligament reconstructions with hamstring tendon and patellar tendon autograft: a controlled, prospective trial. *Am J Sports Med.* 2007;35(4):564-74. doi: 10.1177/0363546506296042.
110. Shelbourne KD, Gray T. Minimum 10-year results after anterior cruciate ligament reconstruction: how the loss of normal knee motion compounds other factors related to the development of osteoarthritis after surgery. *Am J Sports Med.* 2009;37(3):471-80. doi: 10.1177/0363546508326709.
111. Streich NA, Reichenbacher S, Barié A, Buchner M, Schmitt H. Long-term outcome of anterior cruciate ligament reconstruction with an autologous four-strand semitendinosus tendon autograft. *Int Orthop.* 2013;37(2):279-84. doi: 10.1007/s00264-012-1757-5.
112. Widuchowski W, Widuchowska M, Koczy B, et al. Femoral press-fit fixation in ACL reconstruction using bone-patellar tendon-bone autograft: results at 15 years follow-up. *BMC Musculoskelet Disord.* 2012 27;13:115. doi: 10.1186/1471-2474-13-115.
113. Dejour D, Vanconcelos W, Bonin N, Saggin PR. Comparative study between mono-bundle bone-patellar tendon-bone, double-bundle hamstring and mono-bundle bone-patellar tendon-bone combined with a modified Lemaire extra-articular procedure in anterior cruciate ligament reconstruction. *Int Orthop.* 2013;37(2):193-9. doi: 10.1007/s00264-012-1718-z.
114. Sonnery-Cottet B, Haidar I, Rayes J, et al. Long-term Graft Rupture Rates After Combined ACL and Anterolateral Ligament Reconstruction Versus Isolated ACL Reconstruction: A Matched-Pair Analysis From the SANTI Study Group. *Am J Sports Med.* 2021;49(11):2889-2897. doi: 10.1177/03635465211028990.

115. Permin J, Verdonk P, Si Selmi TA, et al. Long-term follow-up of 24.5 years after intra-articular anterior cruciate ligament reconstruction with lateral extra-articular augmentation. *Am J Sports Med.* 2010;38(6):1094-102. doi: 10.1177/0363546509361018.
116. Sanders TL, Pareek A, Hewett TE, et al. Long-term rate of graft failure after ACL reconstruction: a geographic population cohort analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017;25(1):222-228. doi: 10.1007/s00167-016-4275-y.
117. Hettrich CM, Dunn WR, Reinke EK et MOON Group. 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(7):1534-40. doi: 10.1177/0363546513490277.
118. Barenius B, Ponzer S, Shalabi A, et al. Increased risk of osteoarthritis after anterior cruciate ligament reconstruction: a 14-year follow-up study of a randomized controlled trial. *Am J Sports Med.* 2014;42(5):1049-57. doi: 10.1177/0363546514526139.
119. Oiestad BE, Holm I, Aune AK, et al. Knee function and prevalence of knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective study with 10 to 15 years of follow-up. *Am J Sports Med.* 2010;38(11):2201-10. doi: 10.1177/0363546510373876.
120. Sajovic M, Strahovnik A, Dernovsek MZ, Skaza K. Quality of life and clinical outcome comparison of semitendinosus and gracilis tendon versus patellar tendon autografts for anterior cruciate ligament reconstruction: an 11-year follow-up of a randomized controlled trial. *Am J Sports Med.* 2011;39(10):2161-9. doi: 10.1177/0363546511411702.
121. Wright RW, Magnussen RA, Dunn WR, Spindler KP. Ipsilateral graft and contralateral ACL rupture at five years or more following ACL reconstruction: a systematic review. *J Bone Joint Surg Am.* 2011 15;93(12):1159-65. doi: 10.2106/JBJS.J.00898.
122. Kamath GV, Murphy T, Creighton RA, et al. Anterior Cruciate Ligament Injury, Return to Play, and Reinjury in the Elite Collegiate Athlete: Analysis of an NCAA Division I Cohort. *Am J Sports Med.* 2014;42(7):1638-43. doi: 10.1177/0363546514524164.
123. Bourke HE, Salmon LJ, Waller A, et al. Survival of the anterior cruciate ligament graft and the contralateral ACL at a minimum of 15 years. *Am J Sports Med.* 2012;40(9):1985-92. doi: 10.1177/0363546512454414. Epub 2012 Aug 6.
124. Leiter JR, Gourlay R, McRae S, et al. Long-term follow-up of ACL reconstruction with hamstring autograft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014;22(5):1061-9. doi: 10.1007/s00167-013-2466-3.
125. Morgan MD, Salmon LJ, Waller A, et al. Fifteen-Year Survival of Endoscopic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Patients Aged 18 Years and Younger. *Am J Sports Med.* 2016;44(2):384-92. doi: 10.1177/0363546515623032.
126. Thompson S, Salmon L, Waller A, et al. Twenty-year outcomes of a longitudinal prospective evaluation of isolated endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon autografts. *Am J Sports Med.* 2015;43(9):2164-74. doi: 10.1177/0363546515591263.
127. Webster KE, Feller JA, Hartnett N, et al. Comparison of Patellar Tendon and Hamstring Tendon Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A 15-Year Follow-up of a Randomized Controlled Trial. *Am J Sports Med.* 2016;44(1):83-90. doi: 10.1177/0363546515611886.
128. Buss DD, Warren RF, Wickiewicz TL, et al. Arthroscopically assisted reconstruction of the anterior cruciate ligament with use of autogenous patellar-ligament grafts. Results after

- twenty-four to forty-two months. *J Bone Joint Surg Am.* 1993;75(9):1346-55. doi: 10.2106/00004623-199309000-00009.
129. Barrett GR, Richardson KJ. The effect of added extra-articular procedure on results of ACL reconstruction. *Am J Knee Surg.* 1995;8(1):1-6.
 130. Cantin O, Lustig S, Rongieras F, et la Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2016;102(7):857-861. doi: 10.1016/j.otsr.2016.06.011.
 131. Jonsson H, Riklund-Ahlström K, Lind J. Positive pivot shift after ACL reconstruction predicts later osteoarthritis: 63 patients followed 5-9 years after surgery. *Acta Orthop Scand.* 2004;75(5):594-9. doi: 10.1080/00016470410001484. PMID: 15513493.
 132. Struwer J, Ziring E, Frangen TM, et al. Clinical outcome and prevalence of osteoarthritis after isolated anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring graft: follow-up after two and ten years. *Int Orthop.* 2013;37(2):271-7. doi: 10.1007/s00264-012-1653-z.
 133. Ferretti A, Monaco E, Giannetti S, et al. A medium to long-term follow-up of ACL reconstruction using double gracilis and semitendinosus grafts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2011;19(3):473-8. doi: 10.1007/s00167-010-1206-1.
 134. Schlatterer B, Jund S, Delépine F, et al. Acute anterior cruciate ligament repair with combined intra- and extra-articular reconstruction using an iliotibial band with the modified MacIntosh technique: a five-year follow-up study of 50 pivoting sport athletes]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2006;92(8):778-87. French. doi: 10.1016/s0035-1040(06)75946-3.
 135. Yamaguchi S, Sasho T, Tsuchiya A, et al. Long term results of anterior cruciate ligament reconstruction with iliotibial tract: 6-, 13-, and 24-year longitudinal follow-up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006;14(11):1094-100. doi: 10.1007/s00167-006-0129-3.
 136. Claes S, Hermie L, Verdonk R, et al. Is osteoarthritis an inevitable consequence of anterior cruciate ligament reconstruction? A meta-analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013;21(9):1967-76. doi: 10.1007/s00167-012-2251-8.
 137. Li RT, Lorenz S, Xu Y, et al. Predictors of radiographic knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2011;39(12):2595-603. doi: 10.1177/0363546511424720. Epub 2011 Oct 21.
 138. Lidén M, Sernert N, Rostgård-Christensen L, et al. Osteoarthritic changes after anterior cruciate ligament reconstruction using bone-patellar tendon-bone or hamstring tendon autografts: a retrospective, 7-year radiographic and clinical follow-up study. *Arthroscopy.* 2008;24(8):899-908. doi: 10.1016/j.arthro.2008.04.066.
 139. Holm I, Oiestad BE, Risberg MA, Aune AK. No difference in knee function or prevalence of osteoarthritis after reconstruction of the anterior cruciate ligament with 4-strand hamstring autograft versus patellar tendon-bone autograft: a randomized study with 10-year follow-up. *Am J Sports Med.* 2010;38(3):448-54. doi: 10.1177/0363546509350301.
 140. Hewison CE, Tran MN, Kaniki N, et al. Lateral Extra-articular Tenodesis Reduces Rotational Laxity When Combined With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review of the Literature. *Arthroscopy.* 2015;31(10):2022-34. doi: 10.1016/j.arthro.2015.04.089.
 141. Song GY, Hong L, Zhang H, et al. Clinical Outcomes of Combined Lateral Extra-articular Tenodesis and Intra-articular Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Addressing

- High-Grade Pivot-Shift Phenomenon. *Arthroscopy*. 2016;32(5):898-905. doi: 10.1016/j.arthro.2015.08.038.
142. Spindler KP, Huston LJ, Wright RW, et MOON Group. The prognosis and predictors of sports function and activity at minimum 6 years after anterior cruciate ligament reconstruction: a population cohort study. *Am J Sports Med*. 2011;39(2):348-59. doi: 10.1177/0363546510383481.
 143. Magnussen RA, Verlage M, Flanigan DC, et al. Patient-Reported Outcomes and Their Predictors at Minimum 10 Years After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review of Prospectively Collected Data. *Orthop J Sports Med*. 2015 10;3(3):2325967115573706. doi: 10.1177/2325967115573706.
 144. Lutz C, Casin C, Pioger C, et al. Combined ACLR and lateral extra-articular tenodesis with a continuous iliotibial band autograft is a viable option in a population of athletes who participate in pivoting sports. *In press in Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*.
 145. Ardern CL, Webster KE, Taylor NF, Feller JA. Return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: a systematic review and meta-analysis of the state of play. *Br J Sports Med*. 2011;45(7):596-606. doi: 10.1136/bjsm.2010.076364.
 146. Ardern CL, Webster KE, Taylor NF, Feller JA. Return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: a systematic review and meta-analysis of the state of play. *Br J Sports Med*. 2011;45(7):596-606. doi: 10.1136/bjsm.2010.076364.
 147. Lerat JL, Mandrino A, Besse JL, et al. Effect of external extra-articular ligament plasty on the results of anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon, a 4 years follow-up. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 1997;83(7):591-601.
 148. Saithna A, Monaco E, Carrozzo A, et al. Anterior Cruciate Ligament Revision Plus Lateral Extra-Articular Procedure Results in Superior Stability and Lower Failure Rates Than Does Isolated Anterior Cruciate Ligament Revision but Shows No Difference in Patient-Reported Outcomes or Return to Sports. *Arthroscopy*. 2023;39(4):1088-1098. doi:10.1016/j.arthro.2022.12.029
 149. Goertzen M, Schulitz KP. Plastie isolée intra-articulaire au semi-tendinosus ou plastie combinée intra et extra-articulaire, dans les laxités antérieures chroniques du genou. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 1994;80(2):113-7.
 150. Musahl V, Griffith C, Irrgang JJ, et al. Validation of Quantitative Measures of Rotatory Knee Laxity. *Am J Sports Med*. 2016;44(9):2393-8. doi: 10.1177/0363546516650667.
 151. Kim SJ, Chang JH, Kim TW, et al. Anterior cruciate ligament reconstruction with use of a single or double-bundle technique in patients with generalized ligamentous laxity. *J Bone Joint Surg Am*. 2009;91(2):257-62. doi: 10.2106/JBJS.H.00009.
 152. Trojani C, Sbihi A, Djian P, et al. Causes for failure of ACL reconstruction and influence of meniscectomies after revision. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2011;19(2):196-201. doi: 10.1007/s00167-010-1201-6.
 153. Ferretti A, Conteduca F, Monaco E, et al. Revision anterior cruciate ligament reconstruction with doubled semitendinosus and gracilis tendons and lateral extra-articular reconstruction. Surgical technique. *J Bone Joint Surg Am*. 2007 Sep;89 Suppl 2 Pt.2:196-213. doi: 10.2106/JBJS.G.00310.
 154. Webster KE, Feller JA, Leigh WB, Richmond AK. Younger patients are at increased risk for graft rupture and contralateral injury after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*. 2014;42(3):641-7. doi: 10.1177/0363546513517540.

155. Marx RG, Hsu J, Fink C, et al. Graft choices for paediatric anterior cruciate ligament reconstruction: State of the art. *J ISAKOS*. 2023;8(3):145-152. doi:10.1016/j.jisako.2023.01.001
156. Papageorgiou CD, Gil JE, Kanamori A, et al. The biomechanical interdependence between the anterior cruciate ligament replacement graft and the medial meniscus. *Am J Sports Med*. 2001;29(2):226-31. doi: 10.1177/03635465010290021801.
157. Gousopoulos L, Hopper GP, Saithna A, et al. Suture Hook Versus All-Inside Repair for Longitudinal Tears of the Posterior Horn of the Medial Meniscus Concomitant to Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Matched-Pair Analysis From the SANTI Study Group. *Am J Sports Med*. 2022;50(9):2357-2366. doi:10.1177/03635465221100973
158. Cavaignac E, Wytrykowski K, Reina N, et al. Ultrasonographic Identification of the Anterolateral Ligament of the Knee. *Arthroscopy*. 2016;32(1):120-6. doi: 10.1016/j.arthro.2015.07.015.
159. Sherman SL, Calcei J, Ray T, et al. ACL Study Group presents the global trends in ACL reconstruction: biennial survey of the ACL Study Group. *J ISAKOS*. 2021 Nov;6(6):322-328. doi: 10.1136/jisakos-2020-000567.

Résumé

Le contrôle du ressaut rotatoire induit par la rupture du ligament croisé antérieur est un enjeu majeur de la chirurgie ligamentaire du genou. L'état de l'art a montré que l'association d'une ténodèse latérale à la reconstruction du ligament croisé antérieur était efficace sur le contrôle du ressaut rotatoire comparativement à une plastie intra-articulaire isolée. Pour autant, malgré des arguments issus d'études fondamentales et cliniques, l'utilisation de ces ténodèses latérales ne fait pas l'unanimité au sein de la communauté orthopédique. La volonté de confirmer leur intérêt a été à l'origine de ce projet de recherche scientifique avec comme objectifs de répondre aux questions suivantes :

1/existe-il une structure anatomique impliquée dans le contrôle rotatoire du genou ?

2/quel est son comportement biomécanique ?

3/quels principes les techniques chirurgicales doivent-elles respecter pour restaurer sa fonction ?

4/ces techniques sont-elles efficaces d'un point de vue clinique ?

Chacun de ces objectifs a donné lieu à des études et publications spécifiques présentées dans cette thèse. Au niveau anatomique et biomécanique, le contrôle rotatoire du genou est assuré par le ligament croisé antérieur et les structures capsulo-ligamentaires antéro-latérales du genou et en particulier le ligament antéro-latéral. Au niveau technique, la réalisation de ténodèses latérales doit respecter des critères précis pour restituer la fonction du ligament antéro-latéral via le concept d'anisométrie favorable. Au niveau clinique, le contrôle du ressaut est amélioré par la réalisation combinée d'une ténodèse latérale associée à la reconstruction du ligament croisé antérieur.

Cette association de plasties ligamentaires a rendu la chirurgie plus complexe et ouvert la voie à un autre projet de recherche sur l'utilisation de technologies innovantes que sont l'imagerie en trois dimensions, l'intelligence artificielle et la réalité augmentée pour améliorer la précision et la personnalisation du geste chirurgical.

Mots-clés : genou, ligament croisé antérieur, instabilité rotatoire, ténodèse latérale, ligament antéro-latéral, anatomie, biomécanique, réalité augmentée, intelligence artificielle.

Abstract

Treatment of the rotational instability caused by the rupture of the anterior cruciate ligament presents a significant challenge in knee ligament surgery. Current advancements indicate that combining lateral tenodesis with anterior cruciate ligament reconstruction enhance rotational stability more than an isolated intra-articular graft. Nonetheless, despite evidence from both fundamental and clinical research, the orthopedic community does not universally endorse the use of lateral tenodesis. This research project was initiated to validate the efficacy of lateral tenodesis, aiming to address the following inquiries :

1. Is there a specific anatomical structure responsible of the rotational stability of the knee ?
2. What are its biomechanical characteristics ?
3. What surgical principles must be respected for restoring its function ?
4. Are these surgical techniques clinically beneficial ?

Each of these objectives has led to distinct studies and publications detailed in this thesis. From an anatomical and biomechanical perspective, the anterior cruciate ligament, along with the anterolateral capsulo-ligamentous structures of the knee - particularly the anterolateral ligament - ensure rotational stability. Technically, lateral tenodesis must respect specific criteria to effectively restore the function of the anterolateral ligament, grounded in the principle of optimal anisometry. Clinically, lateral tenodesis associated with anterior cruciate ligament reconstruction enhances rotational stability.

This association of ligament reconstructions has increased the complexity of surgical procedures and spurred further research into leveraging innovative technologies such as three-dimensional imaging, artificial intelligence, and augmented reality to enhance surgical precision and customization.

Keywords: knee, anterior cruciate ligament, rotatory instability, lateral tenodesis, anterolateral ligament, anatomy, biomechanics, augmented reality, artificial intelligence.

I.1 AUTRES ARTICLES PUBLIES PAR L'AUTEUR SUR LE SUJET

Lutz C. Role of anterolateral reconstruction in patients undergoing anterior cruciate ligament reconstruction. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2018 Feb;104(1S)1, S47-S53.

Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research 104 (2018) S47–S53



Available online at
ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
EM|consulte
www.em-consulte.com/en



Review article

Role of anterolateral reconstruction in patients undergoing anterior cruciate ligament reconstruction



C. Lutz

ICOSS, 50, avenue des Vosges, 67000 Strasbourg, France

ARTICLE INFO

Article history:
Received 8 January 2017
Accepted 6 March 2017

Keywords:

Knee
Anterior cruciate ligament
Anterolateral reconstruction
Lateral tenodesis
Anterolateral ligament

ABSTRACT

There is renewed interest in anterolateral reconstruction (ALR) for patients undergoing anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction. This is the result of isolated ACL reconstruction and double-bundle reconstruction providing inadequate control over the pivot shift, and recent anatomical and biomechanical studies on the anterolateral ligament (ALL) and its role in the knee's rotational stability. From a technical point of view, ALR can be performed either as a continuity of the intra-articular ACL reconstruction or an independent procedure. The typical peripheral grafts (gracilis and semitendinosus tendons, iliotibial band) can be used. The femoral tunnel must be posterior and proximal to the lateral epicondyle, and the tibial tunnel on a line joining Gerdy's tubercle with the ALL's tibial insertion. Tensioning and fixation are done with the knee near full extension and the tibia in neutral rotation. The ALR complication rate reported in older studies (pain, hematoma, scar damage) has been reduced. Relative to isolated ACL reconstruction, ALR does not alter the infection or stiffness rate, and it reduces the re-injury rate and secondary meniscal damage rate. Analysis of the literature has not shown an increased rate of osteoarthritis after ALR. The objective and functional outcomes are equal to those after isolated ACL reconstruction. Control over rotation is improved by adding ALR and the return to pivot sports appears to be more successful. While the indications must still be refined, ALR can be proposed to young patients undergoing ACL reconstruction who participate in high-intensity pivot sports, have a high-grade pivot shift or who have a failed ACL reconstruction.

© 2017 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

1. Introduction

Convinced of the need to neutralize the pivot shift, Lemaire in 1975 [1] and then McIntosh in 1976 [2] proposed "lateral substitution reconstruction". After initial enthusiasm about its effectiveness on the pivot shift, this isolated reconstruction was found to be insufficient for controlling anterior tibial translation. Combined intra- and extra-articular reconstruction was developed as a consequence, mainly in Europe. Despite the good results in terms of knee stability, its invasive nature and complications at the time led to it falling out of favor, with preference for isolated intra-articular reconstruction (IAR). IAR became the gold standard for anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction particularly following the development of arthroscopic surgery.

Recent studies on the anterolateral ligament (ALL) [3] and occasional poor results of isolated single- or double-bundle ACL reconstruction for controlling knee rotation [4,5] led to renewed interest in extra-articular tenodesis procedures, called

extra-articular reconstruction (EAR) and more recently anterolateral reconstruction (ALR). Modernization of the surgical technique and analysis of clinical outcomes and complications justify (re)defining the role of ALR in patients undergoing ACL reconstruction.

I will refer several times to the 2016 symposium of the SFA (Francophone Society of Arthroscopy) on ALR that is the subject of upcoming publications [6–8] in the journal, *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. The number of patients in these multicenter retrospective, prospective and revision studies is summarized in Table 1.

2. Why is ALR a topical issue?

2.1. Isolated or double-bundle ACL reconstruction does not control knee rotation

2.1.1. Prevailing opinion

Isolated ACL reconstruction and double-bundle reconstruction do not provide sufficient control over the pivot shift.

E-mail address: lutzortho@wanadoo.fr

<https://doi.org/10.1016/j.otsr.2017.03.031>
1877-0568/© 2017 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Table 1

Number of patients enrolled in the prospective [6], retrospective [7] and revision [8] studies associated with the 2016 SFA symposium on anterolateral reconstruction.

Study	Number of patients enrolled
Prospective [6]	394
Retrospective [7]	478
Revision [8]	349

2.1.2. Evidence from literature

The residual pivot shift rate after isolated single-bundle ACL reconstruction ranges from 10% to 20% [5,9,10]. Double-bundle reconstruction, which also reconstructs the posterolateral bundle of the ACL, was expected to improve rotational control but published results are mixed. Suomalainen [4] and Karikis [10] compared the outcome of double-bundle reconstruction to single-bundle reconstruction and found no difference in the pivot shift. Zhu [11] reported better results in patients who underwent double-bundle reconstruction. The optimism associated with these reconstruction procedures was not confirmed. The contradictory results in published studies, technical complexity and risk of specific complications [12] led to a loss of enthusiasm for these reconstructions.

2.1.3. Summary

- The residual pivot shift rate after isolated ACL reconstruction remains high, typically between 10% and 20% in published studies.
- The results with double-bundle ACL reconstruction are not conclusive.

2.2. ALL anatomy and ALR biomechanics for controlling knee rotation

2.2.1. Prevailing opinion

The anterolateral region of the knee helps to control knee rotation, which theoretically justifies performing ALR.

2.2.2. Evidence from literature

2.2.2.1. Biomechanics of ALR. The first evidence of the mechanical benefit of ALR was provided by Monaco's computer navigation study [13]. It showed that ACL reconstruction combined with ALR provided more control over medial tibial rotation, and thereby the pivot shift, than isolated ACL reconstruction. Imbert [14] then showed that after an ACL tear, the knee's center of rotation moves medially; a lateral ALR away from this center of rotation is highly effective because of its large moment arm (Fig. 1). Engrebetsen [15] showed that adding ALR to ACL reconstruction could protect the latter as the forces were reduced by 43% on the intra-articular portion of the reconstruction. The biomechanical results of ALR are described in detail in the systematic review of literature published by Slette [16] in 2016.

2.2.2.2. Anatomy of ALL. The recent description of the ALL [3] has allowed us to draw a link between the mechanical effectiveness of ALR, as described previously, and the existence of an anatomical, anterolateral structure that plays a role in controlling medial tibial rotation and is often damaged during ACL tears.

The ALL's insertion on the femur is posterior and proximal relative to the lateral epicondyle, is angled down and forward to insert on the tibia mid-way between Gerdy's tubercle and the fibular head, 5 to 10 mm below the joint line [3,17,18] (Fig. 2). The ALL is placed under tension and elongated during medial tibial rotation [18]. Its role in controlling this rotation, in synergy with the ACL, has been demonstrated [17,19,20].

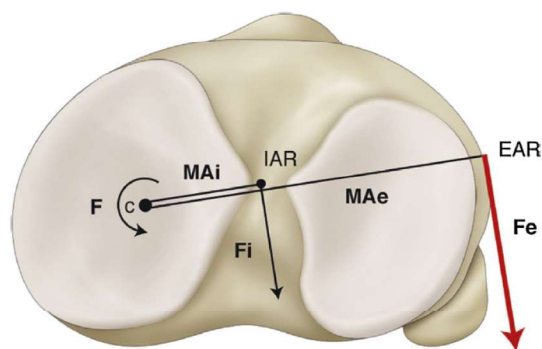


Fig. 1. Biomechanical advantage of anterolateral reconstruction. After an ACL tear, the knee's center of rotation (c) is shifted medially; ALR (Fe - red arrow) located away from the center of rotation has a larger mechanical effect due to its moment arm (MAe) than reconstruction at the center of the joint (Fi - black arrow) [14].

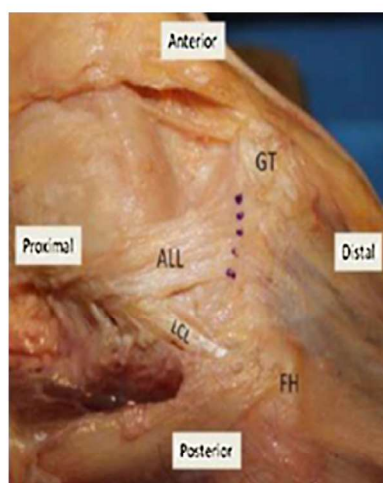


Fig. 2. Anatomy of the anterolateral ligament (ALL) (GT: Gerdy's tubercle; FT: fibular head; LCL: lateral collateral ligament) [18].

In recent ACL tears, the ALL has been found to be damaged in 90% of cases based on intraoperative observations [21]. This validates its synergistic action with the ACL and means that both the ALL and the ACL are loaded during injury events with a forced medial rotation component.

2.2.3. Summary

- Biomechanical studies confirm the benefit of ALR in controlling medial tibial rotation.
- The ALL is an anatomical structure that provides a link between the pivot shift and the possibility of controlling it through the mechanical action of ALR.

3. How is anterolateral reconstruction performed?

3.1. Prevailing opinion

There is some confusion between the term "anterolateral reconstruction" and "anterolateral ligament reconstruction" in the minds of many orthopedic surgeons and in the literature. While both procedures have the same mechanical outcome—improved

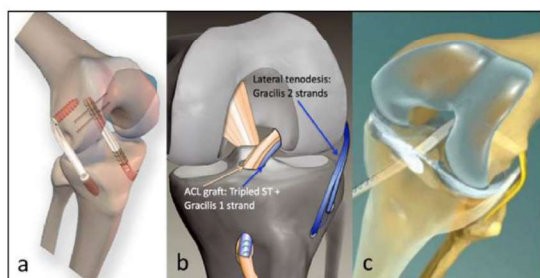


Fig. 3. Principles and grafts used for anterolateral reconstruction (ALR): a: isolated reconstruction with hamstring graft [22]; b: continuous reconstruction using hamstring graft [23]; c: continuous reconstruction using iliotibial band [24].

control over knee rotation—it seems unrealistic to want to exactly reconstruct the ALL. Because of its histological structure, viscoelasticity and shape—tubular at its femoral insertion and sheet-like at its tibial insertion—the ALL is a complex structure that is difficult to reproduce. For all that, there are true similarities between the positioning of the ALR bone tunnels and the ALL's insertions, as the anisometric behavior during flexion–extension must be reproduced by the ALR.

3.2. Evidence from literature

3.2.1. Principles

The ALR can be seen either as a continuity of the ACL reconstruction or an independent procedure (Fig. 3). No matter how they are combined, the goal is to control anterior and rotational laxity through ACL reconstruction and to improve rotational control with the ALR.

3.2.2. Grafts

Studies on the strength of the ALL have helped us deduce the strength needed in the ALR to control tibial rotation. In the Wytrykowski study [25] of 13 cadaver knees, the load to failure was 141 N for the ALL, 200.7 N for the gracilis tendon and 161.1 N for the iliotibial band (ITB). Thus in theory, the strength of the usual peripheral ligament grafts is sufficient to perform ALR (Fig. 3).

3.2.3. Tunnel positioning: compromise between anatomy and favorable anisometry

The bone tunnels must be positioned in a manner that allows the ALR to tighten at 30° flexion to control the pivot shift, without compromising range of motion. Several studies, including the one by Kurosawa [26], have shown that isometry is obtained by positioning the ALR at Gerdy's tubercle on the tibia and in a very proximal and posterior manner near the epiphyso-metaphyseal junction on the femur (Fig. 4a).

This positioning does not correspond exactly to the ALL's anatomy, which inserts half-way between Gerdy's tubercle and the fibular head [3] and posterior and proximal to the lateral femoral epicondyle [27]. Given this course, the ALL tightens during medial tibial rotation [18] and relaxes from extension to flexion [28]. This allows physiological medial tibial rotation in flexion, thereby defining the concept of favorable anisometry.

Complete isometry, as described by Kurosawa [26] is not technically feasible during ALR. The best compromise between ALL anatomy and the ideal ALR tunnel position to achieve this favorable anisometry behavior was defined by the Kittl [28] and Imbert [29] studies:

- at the femur, the tunnel must be located above and behind the lateral epicondyle;

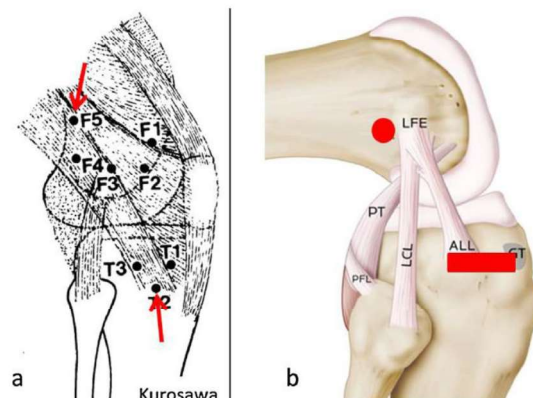


Fig. 4. Compromise between isometry and anatomy: a: the F5 and T2 positions (red arrow) are more isometric [26]; b: recommended femur (red circle) and tibial (red rectangle) positions for the ALR bone tunnels (LFE: lateral femoral epicondyle; ALL: anterolateral ligament; PT: popliteus tendon; PFL: popliteo-fibular ligament; GT: Gerdy tubercle).

- at the tibia, the tunnel is located on a line between Gerdy's tubercle and the ALL's insertion (Fig. 4b).

3.2.4. Tensioning and fixation

The result of the above is that the ALR must be tensioned and secured near extension and in neutral tibial rotation. It is essential to not tension it in external tibial rotation, as was done previously, as this would stiffen the knee in lateral rotation and increase the lateral stresses.

3.3. Summary

- ALR is not an exact anatomical reconstruction of the ALL.
- It can be done either as a continuity of the intra-articular ACL reconstruction or an independent procedure.
- The usual peripheral grafts (gracilis and semitendinosus tendons, iliotibial band) can be used.
- The femoral tunnel must be located posterior and proximal to the lateral epicondyle and the tibial tunnel on a line joining Gerdy's tubercle with the ALL's tibial insertion.
- Tensioning and fixation of the ALR are done with the knee near full extension and the tibia in neutral rotation.

4. What are the complications of anterolateral reconstruction? Are the fears justified?

4.1. Prevailing opinion

The fear of complications has held back the use of ALR. These complications are actually not that common (Table 2) and they are related to errors of the past in many cases.

4.2. Evidence from literature

4.2.1. Early complications

4.2.1.1. Pain. Postoperative pain after ALR can be explained by the need to add another incision, harvest a graft, make one or two tunnels, and use one or several fixation devices in addition to the ACL reconstruction. Significant postoperative pain has been reported in 15% to 44% of cases [33], but these are older studies. The authors attributed this pain to graft fixation with ligament staples and inappropriate rehabilitation and pain control protocols.

Table 2

Results of three recent meta-analyses comparing ACL reconstruction (ACLR) with ACLR + anterolateral reconstruction (ALR).

Authors	Number of studies included	Objective/KDC	No pivot shift	Complications
Rezende [30]	8	N/S	ACLR + ALR > ACLR	N/S
Hewison [31]	8 randomized/21 non-randomized	N/S	ACLR + ALR > ACLR	N/S
Song [32]	7	N/S	ACLR + ALR > ACLR	Not specified

n/s: not significant.

More recent studies have shown that postoperative pain is minimal and has no effect on knee function [34,35]. The Vadala study [36] found no significant difference in pain levels when ALR was performed with or without ACL reconstruction. Performing ALR does not alter the postoperative pain after an outpatient ACL reconstruction procedure [37]. According to findings presented at the 2016 SFA symposium on ALR [6], at 1 year postoperative, only 0.2% of patients still had pain at the femoral or tibial fixation sites.

4.2.1.2. Hematoma. Hematoma after ALR can be related to graft harvesting (fascia lata or hamstrings tendons), lateral approach or drilling of the tunnels. The hematoma rate following ALR is not well documented and there is confusion between bruising and collected hematoma. The revision rate for hematoma is very low:

- 1 patient out of 37 in the Khiamy study [38];
- 1 case out of 113 combined reconstructions with fascia lata in a study of outpatient ACL reconstruction [37];
- 0.4% in a prospective study [6] of 394 patients for the 2016 SFA symposium.

4.2.1.3. Size of skin incision. The size of the incision has limited the number of ALR procedures being performed because of esthetics. Arthroscopy and minimally-invasive surgery have allowed us to get around this problem. To harvest the fascia lata, the skin incision can be reduced to 8–10 cm [33] or can be split into two small incisions [28]. For techniques using a hamstring graft, the transplant can be passed percutaneously [22,23].

4.2.1.4. Infection. In a recent meta-analysis of 6389 patients [39], the infection rate after ACL reconstruction was 0.61%. In the prospective SFA study [6], it was 0.6% after the combined procedure, which is comparable the rate following isolated ACL reconstruction.

4.2.2. Late complications

4.2.2.1. Stiffness. After ALR, limited flexion–extension range is usually due to poor positioning of the bone tunnels; limited rotation is due to fixation with excessive external rotation. In older studies, limited range of motion was precipitated by cast immobilization with the knee flexed and in maximum external rotation for several weeks. Current rehabilitation protocols include immediate mobilization. Research on isometry has helped to refine the position of the bone tunnels (see section 3.2.3). This explains why recent comparative studies found no difference in flexion–extension range between isolated ACL reconstruction and combined reconstruction with ALR [30,35,36,40].

In a robot-assisted study of 18 patients, Branch [41] showed that adding ALR reduces medial tibial rotation relative to isolated ACL reconstruction, which was consistent with findings of the Monaco study [13] and the 2016 SFA symposium study [7].

4.2.2.2. Secondary meniscus damage. In the comparative meta-analysis by Rezende [30] and in other studies [36,40,41], the rate of secondary meniscus damage was not higher when ALR was also performed. In studies of ACL reconstruction with ALR, the rate was about 5% [23,34]. At the 2016 SFA symposium, the rate was 1.5% in

the prospective study [6] and 6.3% in the retrospective study [7]. It is generally higher in studies of isolated ACL reconstruction, ranging from 6% to 24% [5,9,10].

4.2.2.3. Re-tears. In the Rezende meta-analysis [30], three studies reported no re-tears and two found no difference whether ALR was performed or not with ACL reconstruction. Conversely, a recent comparative study of 502 patients [42] showed that when ALR is performed with ACL reconstruction, the re-tear rate was 2.5 times less than isolated ACL reconstruction with the patellar tendon and 3.1 times less than isolated ACL reconstruction with a four-strand hamstring graft.

The re-tear rate was low in two French studies of ALR: 2.9% for Saragaglia [34] et al. and 1.1% for Sonnery-Cottet et al. [23]. The rate was 2.9% at 2 years' follow-up in the prospective study [6] associated with the 2016 SFA symposium, and 5.4% at 6.8 years' follow-up in the retrospective study [7]. At 5 years' post-reconstruction, which is the period during which the re-tear risk is the highest, this rate was 2.9% [7]. At the same follow-up, the re-tear rate was higher in patients who underwent isolated ACL reconstruction: 4% to 13.3% [5,43].

4.2.2.4. Osteoarthritis. There are two contradictory theories that have been put forward to explain the osteoarthritis–ALR relationship:

- performing ALR increases the load on the lateral tibiofemoral compartment, therefore increasing the risk of osteoarthritis in this compartment;
- if ALR is not performed, poor control over medial tibial rotation increases the risk of secondary chondral and/or meniscal lesions, and thereby osteoarthritis.

Based on the literature, it is difficult to determine how ALR influences the risk of osteoarthritis, which has several contributing factors. Two studies suggest that ALR is not more arthritis-promoting than isolated ACL reconstruction:

- Ferretti et al. [44] reported a 9% osteoarthritis rate after 6 years' follow-up and found no difference whether ALR was performed or not with ACL reconstruction;
- in a recent study by the SOFCOT on 10-year outcomes after ACL reconstruction, there was no evidence of ALR having an arthritis-promoting effect [45]. In that study, osteoarthritis mainly occurred following medial meniscectomy.

In the retrospective SFA study [7], the osteoarthritis rate was 17.5% at 6.8 years, while the meta-analysis by Claes et al. [46] on isolated ACL reconstruction found a 25% rate at 10 years. In these two studies, when the menisci were healthy or had been repaired, the osteoarthritis rate was less than 5% when ALR was performed with ACL reconstruction versus 16% when only the latter was performed.

4.3. Summary

- The complication rate for ALR reported in older studies (pain, hematoma, scar damage) has been reduced by

Table 2

Results of three recent meta-analyses comparing ACL reconstruction (ACLR) with ACLR + anterolateral reconstruction (ALR).

Authors	Number of studies included	Objective/KDC	No pivot shift	Complications
Rezende [30]	8	N/S	ACLR + ALR > ACLR	N/S
Hewison [31]	8 randomized/21 non-randomized	N/S	ACLR + ALR > ACLR	N/S
Song [32]	7	N/S	ACLR + ALR > ACLR	Not specified

n/s: not significant.

More recent studies have shown that postoperative pain is minimal and has no effect on knee function [34,35]. The Vadala study [36] found no significant difference in pain levels when ALR was performed with or without ACL reconstruction. Performing ALR does not alter the postoperative pain after an outpatient ACL reconstruction procedure [37]. According to findings presented at the 2016 SFA symposium on ALR [6], at 1 year postoperative, only 0.2% of patients still had pain at the femoral or tibial fixation sites.

4.2.1.2. Hematoma. Hematoma after ALR can be related to graft harvesting (fascia lata or hamstrings tendons), lateral approach or drilling of the tunnels. The hematoma rate following ALR is not well documented and there is confusion between bruising and collected hematoma. The revision rate for hematoma is very low:

- 1 patient out of 37 in the Khiamy study [38];
- 1 case out of 113 combined reconstructions with fascia lata in a study of outpatient ACL reconstruction [37];
- 0.4% in a prospective study [6] of 394 patients for the 2016 SFA symposium.

4.2.1.3. Size of skin incision. The size of the incision has limited the number of ALR procedures being performed because of esthetics. Arthroscopy and minimally-invasive surgery have allowed us to get around this problem. To harvest the fascia lata, the skin incision can be reduced to 8–10 cm [33] or can be split into two small incisions [28]. For techniques using a hamstring graft, the transplant can be passed percutaneously [22,23].

4.2.1.4. Infection. In a recent meta-analysis of 6389 patients [39], the infection rate after ACL reconstruction was 0.61%. In the prospective SFA study [6], it was 0.6% after the combined procedure, which is comparable the rate following isolated ACL reconstruction.

4.2.2. Late complications

4.2.2.1. Stiffness. After ALR, limited flexion–extension range is usually due to poor positioning of the bone tunnels; limited rotation is due to fixation with excessive external rotation. In older studies, limited range of motion was precipitated by cast immobilization with the knee flexed and in maximum external rotation for several weeks. Current rehabilitation protocols include immediate mobilization. Research on isometry has helped to refine the position of the bone tunnels (see section 3.2.3). This explains why recent comparative studies found no difference in flexion–extension range between isolated ACL reconstruction and combined reconstruction with ALR [30,35,36,40].

In a robot-assisted study of 18 patients, Branch [41] showed that adding ALR reduces medial tibial rotation relative to isolated ACL reconstruction, which was consistent with findings of the Monaco study [13] and the 2016 SFA symposium study [7].

4.2.2.2. Secondary meniscus damage. In the comparative meta-analysis by Rezende [30] and in other studies [36,40,41], the rate of secondary meniscus damage was not higher when ALR was also performed. In studies of ACL reconstruction with ALR, the rate was about 5% [23,34]. At the 2016 SFA symposium, the rate was 1.5% in

the prospective study [6] and 6.3% in the retrospective study [7]. It is generally higher in studies of isolated ACL reconstruction, ranging from 6% to 24% [5,9,10].

4.2.2.3. Re-tears. In the Rezende meta-analysis [30], three studies reported no re-tears and two found no difference whether ALR was performed or not with ACL reconstruction. Conversely, a recent comparative study of 502 patients [42] showed that when ALR is performed with ACL reconstruction, the re-tear rate was 2.5 times less than isolated ACL reconstruction with the patellar tendon and 3.1 times less than isolated ACL reconstruction with a four-strand hamstring graft.

The re-tear rate was low in two French studies of ALR: 2.9% for Saragaglia [34] et al. and 1.1% for Sonnery-Cottet et al. [23]. The rate was 2.9% at 2 years' follow-up in the prospective study [6] associated with the 2016 SFA symposium, and 5.4% at 6.8 years' follow-up in the retrospective study [7]. At 5 years' post-reconstruction, which is the period during which the re-tear risk is the highest, this rate was 2.9% [7]. At the same follow-up, the re-tear rate was higher in patients who underwent isolated ACL reconstruction: 4% to 13.3% [5,43].

4.2.2.4. Osteoarthritis. There are two contradictory theories that have been put forward to explain the osteoarthritis–ALR relationship:

- performing ALR increases the load on the lateral tibiofemoral compartment, therefore increasing the risk of osteoarthritis in this compartment;
- if ALR is not performed, poor control over medial tibial rotation increases the risk of secondary chondral and/or meniscal lesions, and thereby osteoarthritis.

Based on the literature, it is difficult to determine how ALR influences the risk of osteoarthritis, which has several contributing factors. Two studies suggest that ALR is not more arthritis-promoting than isolated ACL reconstruction:

- Ferretti et al. [44] reported a 9% osteoarthritis rate after 6 years' follow-up and found no difference whether ALR was performed or not with ACL reconstruction;
- in a recent study by the SOFCOT on 10-year outcomes after ACL reconstruction, there was no evidence of ALR having an arthritis-promoting effect [45]. In that study, osteoarthritis mainly occurred following medial meniscectomy.

In the retrospective SFA study [7], the osteoarthritis rate was 17.5% at 6.8 years, while the meta-analysis by Claes et al. [46] on isolated ACL reconstruction found a 25% rate at 10 years. In these two studies, when the menisci were healthy or had been repaired, the osteoarthritis rate was less than 5% when ALR was performed with ACL reconstruction versus 16% when only the latter was performed.

4.3. Summary

- The complication rate for ALR reported in older studies (pain, hematoma, scar damage) has been reduced by

6.5. Young patients

Being younger is a known risk factor for failure of the ACL reconstruction [51]. It is easy to imagine that stabilizing the knee by performing ALR with ACL reconstruction could be helpful in this population. However, this indication needs to be validated in clinical studies.

6.6. Medial meniscectomy

Medial meniscectomy increases the load placed on the intra-articular portion of the ACL graft, and is a risk factor for failure of isolated ACL reconstruction [50]. Since Engebretsen et al. [15] showed the loads on the intra-articular graft were reduced by performing ALR, it seems logical from a biomechanical point of view to propose ALR to patients undergoing medial meniscectomy. However, there is no clinical data confirming this indication.

6.7. Injury to anterolateral structures

Since the role of anterolateral structures in stabilizing knee rotation has been established (section 2.2), it appears logical to propose ALR in patients with injury to these structures. These injuries are common [21] but hard to demonstrate in imaging tests. The correlation between the magnitude of the pivot shift and the presence of damaged anterolateral structures on dynamic ultrasonography [52] will likely be a criterion for the ALR indication, along with knowledge about the spontaneous healing of these injured structures, which as of now, has not been researched sufficiently.

7. Conclusion

The desire to improve the outcomes of ACL reconstruction is at the source of the renewed interest in ALR. ALR has been proven effective for reducing the rates of residual pivot shift and re-tear when compared to isolated ACL reconstruction. The iatrogenesis reported in older studies has been controlled by improvements in the surgical technique, to the point where complications of ALR are now more or less equal to isolated ACL reconstruction. Thus ALR has a true role in treating ACL tears. Given the published data, ALR seems indicated in young patients, those who participate in pivot and contact sports, those with a high-grade pivot shift and patients undergoing revision ACL surgery. The expected progress in the diagnostic imaging of injuries to anterolateral structures and their impact on the knee's rotational laxity will allow us to better define and personalize the indications in the future.

Disclosure of interest

The author declares that he has no competing interest.

Acknowledgements

The author wishes to thank the SFA (Francophone Society of Arthroscopy) and the chairmen of the 2016 symposium on anterolateral reconstruction (Prof. D. Saragaglia and Dr. P. Imbert) for having allowed me to disseminate the results of the symposium in this instructional lecture before they were published officially in a journal.

References

- [1] Lemaire M. Chronic knee instability. Technics and results of ligament plasty in sports injuries. *J Chir (Paris)* 1975;110:281–94.
- [2] Macintosh D, Darby T. Lateral substitution reconstruction. *Proceedings of the Canadian Orthopaedic Association. J Bone Joint Surg Br* 1976;58B:142.
- [3] 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.
- [4] Suomalainen P, Jarvela T, Paakkala A, Kannus P, Jarvinen M. Double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective randomized study with 5-year results. *Am J Sports Med* 2012;40:1511–8.
- [5] 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.
- [6] Panisset JC, Pailhé R, Schlatterer B, Sonnerly-Cottet B, Dalmay F, Sigwalt L, et al. Short-term complications in intra- and extra-articular anterior cruciate ligament reconstruction. Comparison with the literature on isolated intra-articular reconstruction. A multicenter study by the French Arthroscopy Society. *Orth Trauma Surg Res* 2017;103:S231–6.
- [7] Imbert P, Lustig S, Pujol N, Steltzen C, Batailler C, Colombet P, et al. Midterm results of combined intra- and extra-articular ACL reconstruction compared to historical ACL reconstruction data. Multicenter study of the French Arthroscopy Society. *Orth Trauma Surg Res* 2017;103:S215–21.
- [8] Louis ML, D'ingrado P, Ehkirch FP, Bertiaux S, Dalmay F, Batailler C, et al. Combined intra- and extra-articular grafting for revision ACL reconstruction: a multicentre study by the French Arthroscopy Society (SFA). *Orth Trauma Surg Res* 2017;107:S223–9.
- [9] Björnsson H, Samuelsson K, Sundemo D, Desai N, Sernert N, Rostgård-Christensen L, et al. A randomized controlled trial with mean 16-year follow-up comparing hamstring and patellar tendon autografts in anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2016;44:2304–13.
- [10] Kariikis I, Desai N, Sernert N, Rostgård-Christensen L, Kartus J. Comparison of anatomic double- and single-bundle techniques for anterior cruciate ligament reconstruction using hamstring tendon autografts: a prospective randomized study with 5-year clinical and radiographic follow-up. *Am J Sports Med* 2016;44:1225–36.
- [11] Zhu Y, Tang RK, Zhao P, Zhu SS, Li YG, Li JB. Double-bundle reconstruction results in superior clinical outcome than single-bundle reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2013;21:1085–96.
- [12] Zaffagnini S, Signorelli C, Lopomo N, Bonanzinga T, MarcheggianiMuccioli GM, Bignozzi S, et al. Anatomic double-bundle and over-the-top single-bundle with additional extra-articular tenodesis: an in vivo quantitative assessment of knee laxity in two different ACL reconstructions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012;20:153–9.
- [13] Monaco E, Maestri B, Conteduca F, Mazza D, Iorio C, Ferretti A. Extra-articular ACL reconstruction and pivot shift: in vivo dynamic evaluation with navigation. *Am J Sports Med* 2014;42:1669–74.
- [14] Imbert P. Contrôle de la stabilité rotatoire et ligamentoplastie du LCA. *Maîtrise orthopédique*; 2006. p. 158.
- [15] Engebretsen L, Lew WD, Lewis JL, Hunter. The effect of an iliotibialtenodesis on intra articular graft forces and knee joint motion. *Am J Sports Med* 1990;18:169–76.
- [16] Slette EL, Mikula JD, Schon JM, Marchetti DC, Kheir MM, Turnbull TL, et al. Biomechanical results of lateral extra-articular tenodesis procedures of the knee: a systematic review. *Arthroscopy* 2016;32:2592–611.
- [17] Dodds AL, Halewood C, Gupte CM, Williams A, Amis AA. The anterolateral ligament: anatomy, length changes and association with the Segond fracture. *Bone Joint J* 2014;96:325–31.
- [18] Lutz C, Sonnerly-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* 2015;101:523–8.
- [19] Parsons EM, Gee AO, Spiekerman C, Cavanagh P. The biomechanical function of the anterolateral ligament of the knee. *Am J Sports Med* 2015;43:669–74.
- [20] Sonnerly-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.
- [21] Ferretti A, Monaco E, Fabbri M, Maestri B, De Carli A. Prevalence and classification of injuries of anterolateral complex in acute anterior cruciate ligament tears. *Arthroscopy* 2017;33:147–54.
- [22] Imbert P. Minimally invasive extra-articular anterolateral reinforcement: a new technique. *Arthroscopy* 2007;23:907e1–4.
- [23] Sonnerly-Cottet B, Thauinat M, Freychet B, Pupin B, Murphy C, 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.
- [24] Lutz C, Sonnerly-Cottet B, Imbert P, Barbosa NC, Tuteja S, Jaeger JH. Combined anterior and anterolateral stabilization of the knee with the iliotibial band. *Arthrosc Tech* 2016;5:251–6.
- [25] 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. *Arthroscopy* 2016;32:2288–94.
- [26] Kurosawa H, Yasuda K, Yamakoshi K, Kamiya A, Kaneda K. An experimental evaluation of isometric placement for extraarticular reconstructions of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* 1991;19:384–8.
- [27] Daggett M, Ockuly A, Cullen M, Busch K, Lutz C, Imbert P, et al. Femoral origin of the anterolateral ligament: an anatomic analysis 2016;32:835–41.
- [28] Kittl C, Halewood C, Stephen JM, Gupte C, 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.

- [29] 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.
- [30] Rezende FC, De Moraes VV, Martimbianco AL, Luzo MV, Francioz C, Belloti JC. Does combined intra- and extraarticular ACL reconstruction improve function and stability? A meta-analysis. *Clin Orthop Relat Res* 2015;473:2609–18.
- [31] Hewison CE, Tran MN, Kaniki N, Remtulla A, Bryant D, Getgood A. Lateral extra-articular tenodesis reduces rotational laxity when combined with anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review of the literature. *Arthroscopy* 2015;31:2022–34.
- [32] Song GY, Hong L, Zhang H, Zhang J, Li Y, Feng H. Clinical outcomes of combined lateral extra-articular tenodesis and intra-articular anterior cruciate ligament reconstruction in addressing high-grade pivot-shift phenomenon. *Arthroscopy* 2016;32:898–905.
- [33] Zorilla PA, Aichroth PM, Duri ZA. Is extra articular augmentation necessary in the treatment of chronic ACL injuries? *J Bone Joint Surg Br* 1997;79:188.
- [34] 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.
- [35] 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. *Knee* 2014;21:58–65.
- [36] Vadala AP, Iorio R, De Carli A, Bonifazi A, Iorio C, Gatti A, et al. An extra-articular procedure improves the clinical outcome in anterior cruciate ligament reconstruction with hamstrings in female athletes. *Int Orthop* 2013;37:187–92.
- [37] Lutz C, Baverel L, Colombet P, Courneau J, Dalmy F, Lefevre N, et al. Pain after out-patient vs. in-patient ACL reconstruction: French prospective study of 1076 patients. *Orthop Traumatol Surg Res* 2016;102:S265–70.
- [38] Khiami F, Wajsfisz A, Meyer A, Rolland E, Catonné Y, Sariali E. Anterior cruciate ligament reconstruction with fascia lata using a minimal invasive arthroscopic harvesting technique. *Orthop Traumatol Surg Res* 2013;99:99–105.
- [39] Westermann R, Anthony CA, Duchman KR, Gao Y, Pugely AJ, Hettrich CM, et al. Infection following anterior cruciate ligament reconstruction: an analysis of 6389 cases. *J Knee Surg* 2016;30:535–43.
- [40] Dejour D, Vanconcelos W, Bonin N, Saggin PR. Comparative study between mono-bundle bone-patellar tendon-bone, double-bundle hamstring and mono-bundle bone patellar tendon-bone combined with a modified Lemaire extra-articular procedure in anterior cruciate ligament reconstruction. *Int Orthop* 2013;37:193–9.
- [41] Branch T, Lavoie F, Guier C, Branch E, Lording T, Stinton S, et al. Single-bundle ACL reconstruction with and without extra-articular reconstruction: evaluation with robotic lower leg rotation testing and patient satisfaction scores. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2015;23:2882–91.
- [42] Sonnery-Cottet B, Saithna A, Cavalier M, Kajetanek C, Temponi EF, Daggett M, et al. Anterolateral Ligament reconstruction is associated with significantly reduced ACL graft rupture rates at a minimum follow-up of 2 years. A prospective comparative study of 502 patients. *Am J Sport Med* 2017;45:1547–57.
- [43] Webster KE, Feller JA, Hartnett N, Leigh WB, Richmond AK. Comparison of patellar tendon and hamstring tendon anterior cruciate ligament reconstruction: a 15-year follow-up of a randomized controlled trial. *Am J Sports Med* 2016;44:83–90.
- [44] Ferretti A, Monaco E, Giannetti S, Caperna L, Luzon D, Contedua F. A medium to long-term follow-up of ACL reconstruction using double gracilis and semitendinosus grafts. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2011;19:473–8.
- [45] Cantin O, Lustig S, Rongieras F, Saragaglia D, Lefèvre N, Graveleau N, et al. Outcome of cartilage at 12 years of follow-up after anterior cruciate ligament reconstruction. *Orthop Traumatol Surg Res* 2016;102:857–61.
- [46] Claes S, Hermie L, Verdonk R, Bellemans J, Verdonk P. Is osteoarthritis an inevitable consequence of anterior cruciate ligament reconstruction? A meta-analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2013;21:1967–76.
- [47] Ardern CL, Webster KE, Taylor NF, Feller JA. Return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: a systematic review and meta-analysis of the state of play. *Br J Sports Med* 2011;45:596–606.
- [48] Marcacci M, Zaffagnini S, Giordano G, et al. Anterior cruciate ligament reconstruction associated with extra-articular tenodesis: a prospective clinical and radiographic evaluation with 10- to 13-year follow-up. *Am J Sports Med* 2009;37:707–14.
- [49] Musahl V, Griffith C, Irrgang JJ, Hoshino Y, Kuroda R, Lopomo N, et al., PIVOT Study Group. Validation of quantitative measures of rotatory knee laxity. *Am J Sports Med* 2016;44:2393–8.
- [50] Trojani C, Sbihi A, Djian P, Potel JF, Hulet C, Jouve F, et al. Causes for failure of ACL reconstruction and influence of meniscectomies after revision. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2011;19:196–201.
- [51] Webster KE, Feller JA, Leigh WB, Richmond AK. Younger patients are at increased risk for graft rupture and contralateral injury after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2014;42:641–7.
- [52] Cavaignac E, Faruch M, Wytrykowski K, Constant O, Murgier J, Berard E, et al. Ultrasonographic evaluation of anterolateral ligament injuries: correlation with MRI and pivot shift testing. *Arthroscopy* 2017;33:1384–90.

Combined Anterior and Anterolateral Stabilization of the Knee With the Iliotibial Band



Christian Lutz, M.D., Bertrand Sonnery-Cottet, M.D., Pierre Imbert, M.D.,
Nuno Camelo Barbosa, M.D., Sanesh Tuteja, M.D., and Jean-Henri Jaeger, M.D., Ph.D.

Abstract: Interest and knowledge on the anatomy, function, and biomechanical properties of the anterolateral ligament has led to the recognition of the importance of this structure in rotational control of the knee. This article describes a technique that allows for a combined anterior cruciate ligament (ACL) and anterolateral reconstruction, using an iliotibial band (ITB) autograft. The graft is detached from the vastus lateralis from proximal to distal, at the center portion from ITB, preserving its distal insertion on the Gerdy tubercle. Its width is 1 cm for the distal part, used for the anterolateral ligament reconstruction, and 3 cm for the proximal part. An outside-in femoral tunnel is drilled respecting both the preferred favorable isometric femoral insertion site and the femoral ACL footprint. An ACL reconstruction combined with a lateral tenodesis with a continuous ITB graft respects the anatomical and isometric rules providing superior internal rotational control of the knee in comparison with a stand-alone ACL reconstruction.

During the last few years, an increasing number of anatomical and biomechanical studies on the anterolateral structures have renewed the scientific interest on extra-articular tenodesis (EAT). Internal rotational control in relation to the anterolateral structures was suggested in the publications by Segond,¹ Hughston et al.,² and Muller,³ following the description of the extra-articular procedures by Lemaire⁴ and MacIntosh and Darby.⁵

The debate on deficient internal rotational control⁶ provided by an isolated anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction led to the identification of the anterolateral ligament (ALL).⁷

Our purpose is to describe a technique of arthroscopic reconstruction of the ACL in combination with a lateral tenodesis using an iliotibial band (ITB) autograft.

Surgical Technique

This technical note describes step by step our technique of combined anterior and anterolateral stabilization of the knee with an continue ITB autograft (Video 1). Advantages, risks and limitations are summarized in Table 1.

Patient Positioning

The patient is placed in the supine position with the knee flexed at 70°, stabilized with a lateral post (Maquet Getinge Group, Rastatt, Germany) and a foot bar (Maquet Getinge Group) so that the knee can be mobilized from full extension up to 120° flexion. A tourniquet is applied at the upper thigh (Fig 1A).

Table 1. Advantages, Risks and Limitations of the Techniques

Advantages	Risks and Limitations
ACL and ALL reconstruction with a unique autologous graft	Hematoma lateral part of the thigh
Low morbidity of ITB harvesting	Muscular hernia on the proximal part of harvesting
Minimally invasive (skin incision, arthroscopic technique)	Limitation ROM in case of the nonisometric placement of the graft
Minimal additional operative time and equipment	Graft too short or too thin

ACL, anterior cruciate ligament; ALL, anterolateral ligament; ITB, iliotibial band; ROM, range of motion.

From the Clinique du Diaconat, ICOSS (C.L.), Strasbourg; ICAPS, institut de chirurgie articulaire et des pathologies du sport (P.L.), St-Raphael; Générale de santé, centre orthopédique Santy, hôpital privé Jean-Mermoz (B.S.-C., N.C.B., S.T.), Lyon; and IM2S - Institut Monégasque de Médecine du Sport (J-H.J.), Monaco, France.

The author reports the following potential conflict of interest or source of funding: B.S.-C. receives support from Arthrex.

Received August 7, 2015; accepted December 2, 2015.

Address correspondence to Christian Lutz, M.D., Clinique du Diaconat, ICOSS, 50, avenue des Vosges, F-67000 Strasbourg, France. E-mail: lutzortho@wanadoo.fr

© 2016 by the Arthroscopy Association of North America
2212-6287/15750/\$36.00

<http://dx.doi.org/10.1016/j.eats.2015.12.004>

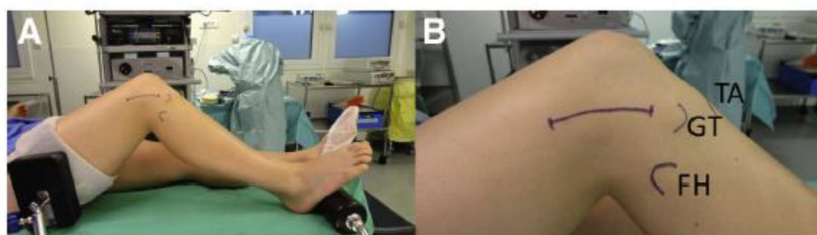


Fig 1. (A) Patient positioning. (B) Surface marking of the skin incision—fibular head (FH), Gerdy's tubercle (GT), and tibial anterior tuberosity (TA).

Harvesting the Iliotibial Band

The skin incision begins 2 cm proximal to the Gerdy tubercle (GT), approximately 10 cm in length. As the knee is flexed, the incision is curved slightly on its distal part so it becomes straight when the knee is in extension (Fig 1B).

Harvesting of the ITB begins at the GT. Exposure is achieved with a Farabeuf retractor (Landanger, Chaumont, France) (Fig 2A) and the posterior ridge from the GT is incised with a No. 23 blade and extended proximally after the posterior part of the ITB for 5 to 6 cm; a second incision is made 1 cm anterior and parallel to the previous incision, so the graft width is 1 cm at this distal part.

The proximal part of the ITB is then exposed (Fig 2B), on its center portion, with a large retractor (B Braun Aesculap, Tuttlingen, Germany) for adequate exposure, and proximal extension of the posterior incision is performed with a No. 11 blade with a long handle, to obtain a total graft length of approximately 20 cm. The

anterior incision is then made to obtain a 3-cm-wide graft on its proximal part (Fig 2C).

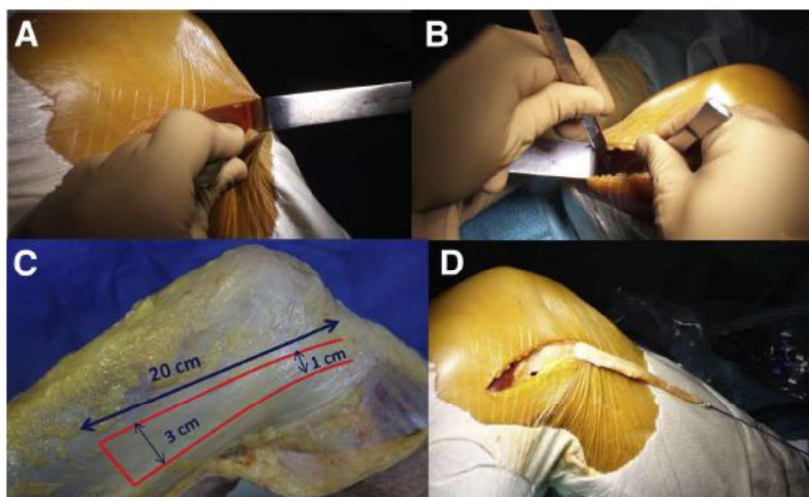
The distal part of the ITB is separated from its deep fibers with a No. 23 blade, keeping in mind that the graft must be kept attached to its insertion on GT.

The fat pad is cleared from the graft and "tubulization" performed with No. 2-0 Vicryl sutures (Ethicon, Somerville, NJ) at the free end proximally for approximately 3 cm. A No. 2 Vicryl suture (Ethicon) is passed through the free margin of the ITB as traction suture (Fig 2D).

Extra-articular Landmark of the Femoral Tunnel

This point is located 5 mm proximal and posterior to the lateral epicondyle, at the lateral collateral ligament insertion, just under genicular vessels (Fig 3A). It will constitute the femoral attachment for the ALL. The landmark is marked with an electric cautery. Graft isometry can be tested by using 2 K-wires placed at the GT and at the femoral point; a suture is looped around

Fig 2. Harvesting iliotibial band (ITB). (A) Distal exposure. (B) Proximal exposure. (C) Size of the graft. (D) Tubulization of the graft.



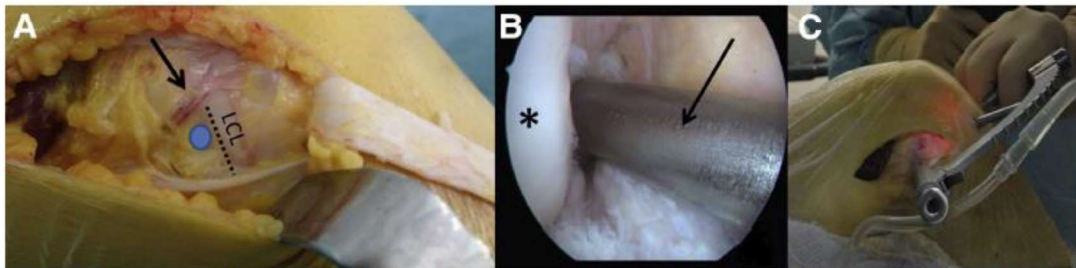


Fig 3. Femoral tunnel. (A) Extra-articular femoral landmark—lateral collateral ligament (LCL). The arrow indicates the Lemaire vessels; the blue circle shows the landmark. (B) Intra-articular femoral guide positioning. The asterisk indicates the lateral condyle; the arrow indicates the femoral guide. (C) Extra-articular femoral guide fixation.

the K-wires and flexion and/or extension of the knee is performed to determine the best femoral placement of the tunnel.

Tunnels

Femoral Tunnel. The tip of the guide (FH Orthopedics, Heimsbrunn, France) is inserted into the medial portal and placed so that the intra-articular guide pin enter 5 mm distal to the notch outlet between 10 and 11 o'clock on the right knee (Fig 3B) and between 1 and 2 o'clock on the left knee.

The guide is fixed over the extra-articular femoral landmark previously set (Fig 3C). Care must be taken to ensure that the guide is horizontal in the sagittal plane and perpendicular to the femoral condyle in the axial and/or transverse plane. The drill is then pushed through the guide and a 7-mm reamer (Orthomed SAS, St Jeannet, France) is used to prepare the tunnel.

Tibial Tunnel. The angle of the tibial guide (Orthomed SAS) is set to 45°. The tip of the guide is placed just medial to the lateral tibial spine and anterior to the

posterior cruciate ligament, centering the ACL remnant (Fig 4A). The extra-articular guide is positioned on the medial cortex through a small skin incision, approximately 15 mm above the anterior tibial tuberosity (Fig 4B). Tibial tunnel drilling is done with a 6- or 7-mm reamer (Orthomed SAS) depending of the graft size (Fig 4C).

Passage of the Graft

The traction suture is passed through the femoral tunnel, in an outside-in direction and then recovered with a grasper through the medial portal (Fig 5A). It is then placed close to the intra-articular hole of the tibial tunnel and subsequently pulled out of the tibial tunnel with an arthroscopic grasper (Fig 5B). Care should be taken to avoid twisting of the extra-articular part of the graft. Adequate placements of the ACL reconstruction (Fig 5C) and the ALL reconstruction (Fig 5D) are checked.

Fixation of the Graft

Before fixation, graft isometry is tested by bending the knee from 120° of flexion to full extension. Variation of

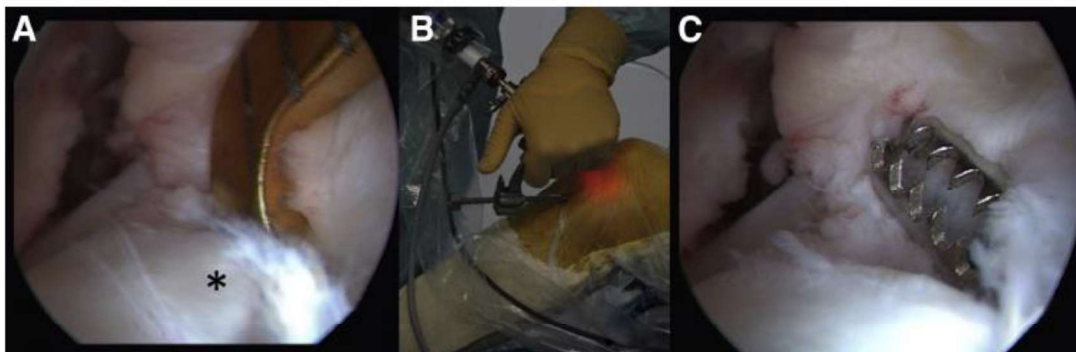


Fig 4. Tibial tunnel. (A) Intra-articular tibial guide positioning (asterisk shows the lateral tibial spine). (B) Extra-articular tibial guide positioning. (C) Intra-articular tunnel placement.

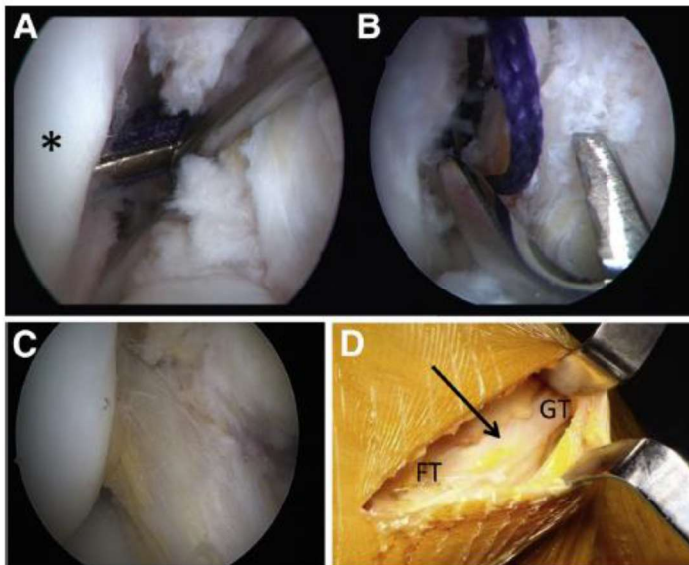


Fig 5. Graft passage. (A) Femoral recovering of the puller suture (asterisk indicates the lateral condyle). (B) Arthroscopic grasper through the tibial tunnel. (C) Anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction. (D) Anterolateral ligament (ALL) reconstruction. The arrow indicates the anterolateral ligament. (FT, femoral tunnel; GT, Gerdy tubercle.)

length during range of motion (ROM) should not exceed 2 or 3 mm. The knee is maintained in 30° of flexion and neutral rotation (Fig 6) during graft fixation.

The guide pin is inserted in the tibial tunnel, and an 8- or 9-mm bioabsorbable interference screw (FH Orthopedics) is placed in the tibial tunnel. Tension of the graft is checked using a clamp placed at the extra-articular part of the graft at 90° and 30° flexion. Ideally, the graft must be tensed at 30° and slightly relaxed at 90°.

There is usually no fixation for the ALL graft on the femur: this is a combined ACL and ALL reconstruction using a continue ITB graft. The 2 fixation points are the

tibial tunnel with a bioabsorbable screw and the natural attachment from the ITB on the GT. However, an additional 8-mm-diameter screw can be added on the femoral tunnel.

Wound Closure

The tourniquet is deflated and meticulous hemostasis is achieved, especially the bleeding from the vessels deep to the ITB, just behind the lateral condyle. The ITB is closed with an absorbable No. 2 Vicryl sutures (Ethicon) (Fig 7A). In cases of a bulky vastus lateralis, closure can be facilitated by sectioning the intermuscular septum (Figs 7 B and C). Subcutaneous and skin layers are closed with an absorbable suture. Adhesive dressing (Smith & Nephew, Andover, MA) on the lateral skin incision (ITB harvesting) and arthroscopic portals are applied and a compression stocking is applied from the foot to the upper thigh.

Postoperative Management

The rehabilitation program included full weight bearing and immediate mobilization without limitation (flexion and extension); brace and crutches are recommended for 15 days (brace only for walking). Return-to-sports is gradual with home trainer at 6 weeks, swimming and bicycle at 3 months, running at 4 months, pivoting and noncontact sports at 6 months, and pivoting and contact sporting activities at 8 months.



Fig 6. Tibial fixation of the graft at 30° flexion and neutral rotation with an 8 × 25 mm bioabsorbable interference screw—lateral view.

described ACL combined anterolateral reconstruction techniques.

In addition to the limitation of the full ROM by the inadequate placement of the graft, the others specific risks are hematoma on the lateral part of the thigh and muscular hernia on the proximal part of harvesting. If the graft is too short or too thin, gracilis or semitendinosus can be used to extend or strength the graft.

Next to these risks, this technique presents several advantages (Table 1). The most important is to permit both ACL and ALL reconstruction with a unique autologous graft. As the ITB is closed at the end of the procedure, the morbidity of its harvesting is probably less than harvesting hamstrings tendons or one-third of the patellar tendon. In the case of a revision procedure from other techniques, it presents with the advantage of not having to harvest grafts from the contralateral knee. Morbidity related to skin incision can be reduced with mini lateral approach incision for graft harvesting and other several artifices described.¹³ The ITB needs to be closed at the end of the surgery. In some bulky patients, this can be challenging, for which, we recommend using the technique of sectioning the intermuscular septum, which enables the advancement of the posterior fascia.¹⁴

This technique provides an alternative to other mixed reconstruction techniques and grafts described in the anterolateral reconstruction. Further studies are needed to determine the role and indications for reconstruction of the anterolateral structures with isometric extra-articular procedures.

References

1. Segond P. Recherches cliniques et expérimentales sur les épanchements sanguins du genou par entorse. *Progrès Med* 1879;7:297-341 [in French].
2. Hughston J, Andrews J, Cross M, Moschi A. Classification of knee ligament instabilities: Part I. Medial compartment and cruciate ligaments. *J Bone Joint Surg Am* 1976;58:159-172.
3. Muller W. *The knee*. New York: Springer Verlag, 1983.
4. Lemaire M. Ruptures anciennes du ligament croisé antérieur. *Fréquence clinique traitement Chir* 1967;93:311-320 [in French].
5. MacIntosh DL, Darby TA. Lateral substitution reconstruction. *J Bone Joint Surg Br* 1976;58:142.
6. Crawford SN, Waterman BR, Lubowitz JH. Long-term failure of anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 2013;29:1566-1571.
7. Claes S, Vereecke E, Maes M, Victor J, Verdonk P, Bellemans J. Anatomy of the anterolateral ligament of the knee. *J Anat* 2013;223:321-328.
8. Xu M, Gao S, Zeng C, et al. Outcomes of anterior cruciate ligament reconstruction using single-bundle versus double-bundle technique: Meta-analysis of 19 randomized controlled trials. *Arthroscopy* 2013;29:357-365.
9. Sonnery-Cottet B, Archbold P, Rezende FC, Neto AM, Fayard JM, Thauinat M. Arthroscopic identification of the anterolateral ligament of the knee. *Arthrosc Tech* 2014;3:e389-e392.
10. Dodds AL, Halewood C, Gupte CM, Williams A, Amis AA. The anterolateral ligament: Anatomy, length changes and association with the Segond fracture. *Bone Joint J* 2014;96:325-331.
11. Kittl C, Halewood C, Stephen JM, et al. Length change patterns in the lateral extra-articular structures of the knee and related reconstructions. *Am J Sports Med* 2015;43:354-362.
12. Engebretsen L, Lew W, Lewis JL, Hunter RE. The effect of an iliotibial tensesis an intra-articular graft forces and knee joint motion. *Am J Sports Med* 1990;18:169-176.
13. Khiami F, Wajsfisz A, Meyer A, Rolland E, Catonné Y, Soriali E. Anterior cruciate ligament reconstruction with fascia lata using a minimal invasive arthroscopic harvesting technique. *Orthop Traumatol Surg Research* 2013;99:99-105.
14. Jaeger JH, Van Hille W, Lutz C, Villemot J. Ligamentoplastie du ligament croisé antérieur au fascia lata selon la technique de Mac Intosh modifiée. In: Landreau P, Christel P, Djian P, eds. *Pathologie ligamentaire du genou*. Paris: Springer, 2003;399-409.

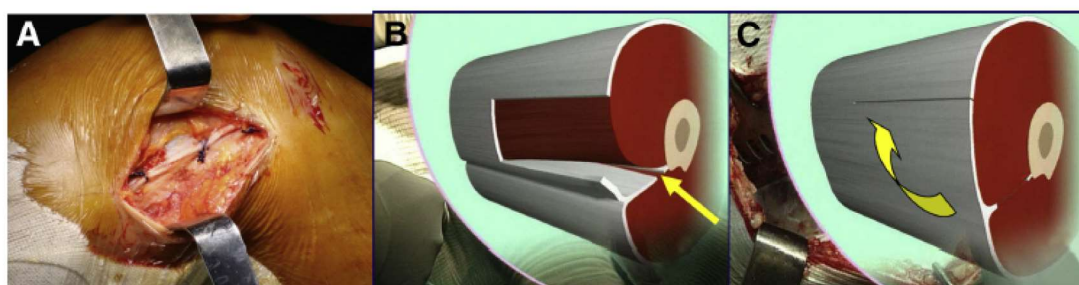


Fig 7. (A) Iliotibial band (ITB) closure. (B) Intermuscular septum section (yellow arrow). (C) ITB anterior translation (yellow arrow).

Pearls and pitfall of this technique are summarized in Table 2.

Discussion

Developments of isolated arthroscopic ACL reconstructions should provide control of anterior and rotational laxity of the knee and have overthrown EAT procedures in the past few decades. But insufficient rotational control may be as high as 15% to 20% with isolated ACL reconstructions.⁶ Also, controversy on the ability of a double-bundle technique to control rotational laxity has been suggested in recent studies.⁸

Many authors have now described the ALL that was first described by Segond in 1870,¹ and many established its value in controlling the internal rotation of the knee.⁹⁻¹¹ It has been proposed that, because of its structure and location, the ALL limits internal tibial rotation and that a disruption contributes to the pivot shift phenomenon.¹⁰

In addition to this anatomic argument, there are biomechanics advantages for using an EAT. After an ACL rupture, the center of rotation of the knee shifts medially, so an EAT, which is peripheral to the center of rotation of the knee, has a better lever arm than that provided by an intra-articular reconstruction for the rotary control. Moreover, Engebretsen et al.¹² showed

that the combination of a lateral tenodesis to a single ACL procedure reduces the tension on the ACL by approximately 43%.

The femoral attachment of the ALL is still controversial. The first descriptions accounted for an attachment that was anterior and distal to the lateral epicondyle. However, recent studies describe its attachment to be posterior and proximal to the lateral femoral epicondyle.^{10,11} Femoral attachment is crucial for an isometric reconstruction of the ALL, because a nonisometric reconstruction may lead to limitation of the normal ROM. Anterior and distal femoral tunnel attachment may lead to lengthening of the graft in flexion if it is fixed in extension, thereby producing stiffness and increased pressure in the lateral compartment. If the graft is fixed in flexion, it may lead to a laxity in extension and an ineffective reconstruction. In a posterior and proximal femoral attachment with graft fixation in full extension ensures an isometric reconstruction where a minimal graft length change is observed; the graft is tight in extension and lax in flexion. As knee flexion increases, the graft progressively becomes more lax, allowing full ROM and internal rotation. The reconstruction technique we propose fully addresses these anatomical requirements, thus becoming a possible alternative to the already

Table 2. Pearls and Pitfall of the Technique

Surgical Steps	Pearls	Pitfalls
Identifying the bony landmarks	Recognition of the femoral LCL insertion site and genicular vessels will help in determining the best femoral extra-articular placement	Difficulty in identifying these individual points in bulky patients
Isometry testing	A suture is looped around the K-wire and the isometry tested through ROM	Inappropriate selection of isometric points results in great length variability throughout ROM
Graft harvest	While harvesting the ITB care should be taken not to cut the vessels posterior to the lateral condyle	Postop hemorrhage due to excessive bleeding from the severed vessels
Graft fixation	Maintaining the knee between 30° flexion and full extension while fixing the graft to the tibia	Inappropriate knee position while fixing the graft may lead to a nonisometric reconstruction
ITB closure	Tight closure of the fascia lata with a No. 2 suture at the end of the surgical procedure	Closure of the fascia lata using the Jaeger artifice ¹³ may be helpful in cases of bulky vastus lateralis

ITB, iliotibial band; LCL, lateral collateral ligament; ROM, range of motion.

Chapitre 27

Reconstruction du ligament croisé antérieur par autogreffe au fascia lata

C. Lutz

Introduction

Convaincus de la nécessité de neutraliser le ressaut rotatoire dans les instabilités ligamentaires du genou, Marcel Lemaire en 1975 [1], puis David McIntosh en 1976 [2] avaient proposé leur « retour externe ». Après un engouement initial justifié par leur efficacité sur le ressaut, ces plasties, utilisées alors de façon isolée, se sont avérées insuffisantes pour contrôler la translation tibiale antérieure.

Les plasties mixtes, intra- et extra-articulaires, utilisant comme greffe le fascia lata, se sont alors développées, sous l'impulsion de David McIntosh puis, en France, de Jean-Henri Jaeger [3]. L'absence de iatrogénie fonctionnelle de ce transplant, comparativement à l'appareil extenseur, avait séduit ses utilisateurs. Malgré les bons résultats sur la stabilité du genou, le caractère invasif du prélèvement et les complications décrites à l'époque en ont fait réduire l'usage au profit des plasties intra-articulaires isolées.

Les travaux récents, anatomiques et biomécaniques [4-7], portant sur le rôle des structures antérolatérales du genou dans le contrôle rotatoire, ont été à l'origine d'un regain d'intérêt pour les ténodèses extra-articulaires.

Dans ce contexte, la plastie de McIntosh, dont la technique s'est modernisée en étant réalisée sous arthroscopie et avec une prise de greffe moins invasive [8, 9], continue à faire partie de l'arsenal de la chirurgie du ligament croisé antérieur (LCA), en première intention ou dans les reprises.

Sa description technique fait l'objet de ce chapitre.

Technique opératoire (vidéo 27.1)

Matériel spécifique

Deux temps opératoires nécessitent un matériel spécifique par rapport à l'instrumentation habituelle de la chirurgie du LCA :

- le prélèvement de la greffe : un écarteur de type valve large et longue permet de réaliser la prise du transplant

avec une cicatrice cutanée réduite, dans une chambre de décollement sous-cutanée, sans traction excessive sur la peau ; un bistouri long aide pour la partie proximale du prélèvement ;

- le tunnel fémoral : il est réalisé avec un viseur fémoral *out-in* dédié car devant prendre en compte le point d'entrée extra-articulaire, précisément repéré pour répondre aux exigences d'anisométrie favorable de la ténodèse latérale, et le point d'insertion intra-articulaire du LCA.

Installation

Le patient est installé en décubitus latéral avec une cale latérale et un appui distal, le genou étant fléchi à 70° et pouvant être librement mobilisé pendant l'intervention, de l'extension à la flexion (figure 27.1). Le garrot pneumatique est positionné le plus près de la racine de la cuisse afin de ne pas gêner le prélèvement.

Il est important de bien repérer le tubercule de Gerdy (TG) qui peut être dessiné au stylo dermatographique. Chez les patients corpulents où son repérage peut être difficile, on retrouve son relief par la palpation, à mi-distance entre la tête de la fibula et la tubérosité tibiale antérieure (figure 27.2).



Figure 27.1. Installation du patient.

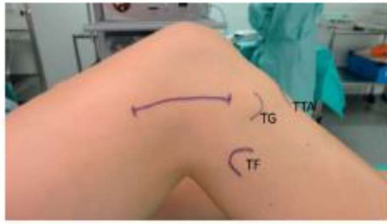


Figure 27.2. Repères cutanés.
TTA : tubérosité tibiale antérieure; TF : tête de la fibula; TG : tubercule de Gerdy.

Prélèvement de la bandelette iliotibiale

L'incision cutanée débute 2 cm en proximal du TG; sa longueur est de 7 cm à 10 cm en fonction de la taille de la cuisse et du genou. Le prélèvement de la bandelette iliotibiale débute au niveau du TG, puis se prolonge en proximal afin d'obtenir une longueur de la greffe d'environ 20 cm. Sa largeur est de 1 cm en distal, où la bandelette est la plus épaisse (figure 27.3), puis s'élargit en proximal jusqu'à 3 cm (figure 27.4). La partie proximale de la greffe est détachée du vaste latéral de proximal en distal jusqu'au TG où la greffe reste insérée. Le tissu graisseux est excisé du transplant qui est tubulisé sur ses trois derniers centimètres (figure 27.5). Un fil tracteur est mis en place à l'extrémité du transplant qui est alors calibré.



Figure 27.3. Partie distale du prélèvement.



Figure 27.4. Partie proximale du prélèvement.



Figure 27.5. Tubulisation de la greffe.

En cas d'aspect grêle du fascia lata, la greffe peut être renforcée soit par une plastie locale de retournement, soit par incorporation du tendon droit interne homolatéral.

Repérage du point d'entrée extra-articulaire du tunnel fémoral

Ce point est situé 5 mm proximal et postérieur à l'insertion du ligament collatéral latéral sur l'épicondyle latéral, juste en dessous des vaisseaux de Lemaire (figure 27.6). Il est marqué au bistouri électrique.

Afin de vérifier l'anisométrie favorable de la ténodèse, une broche peut être introduite au niveau de ce repère et une autre broche au centre du TG. Un fil passé autour de ces broches permet alors de s'assurer que leur positionnement permettra une mise en tension de la greffe en extension et une détente en flexion. Si ce n'est pas le cas, la broche fémorale peut être repositionnée.

Bilan arthroscopique Intra-articulaire

L'aspect de la lésion du LCA est précisée (rupture complète, partielle, cicatrisation en nourrice, pourcentage de fibres restantes). Le nettoyage de l'échancrure est minimal afin de préserver les moignons résiduels du LCA assurant un rôle proprioceptif et vasculaire.

Le bilan et le traitement des lésions méniscales et/ou chondrales complètent l'exploration arthroscopique.

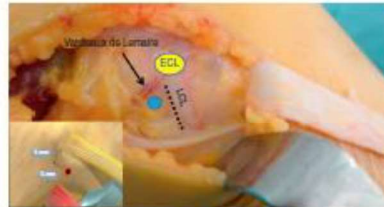


Figure 27.6. Repérage extra-articulaire du tunnel fémoral.
ECL : épicondyle latéral; LCL : ligament collatéral latéral; disque bleu : repère du tunnel fémoral; ligne pointillée : bord postérieur du LCL.

Réalisation des tunnels osseux

Tunnel fémoral

Le viseur *out-in* est introduit dans l'articulation par l'orifice arthroscopique antéromédial et est positionné à 7 mm en distal par rapport à la corticale postérieure, entre 10 et 11 heures pour un genou droit et entre 13 et 14 heures pour un genou gauche (figure 27.7). La partie extra-articulaire du viseur est placée au niveau du préalablement marqué au bistouri électrique, de façon postérieure et proximale à l'épicondyle latéral. La mèche est alors placée sur cette broche-guide; son diamètre varie de 6 mm à 8 mm en fonction

de la taille du transplant. Un mouvement de stress peut être effectué en distal avec la mèche afin d'adoucir l'angle d'entrée de la greffe dans le tunnel.

Tunnel tibial

La pointe du guide est placée juste en dedans de l'épine tibiale latérale, en avant du ligament croisé postérieur, au milieu du moignon tibial résiduel du LCA (figure 27.8). Le canon extra-articulaire du guide est positionné sur la face antérieure du tibia par une petite incision cutanée, environ 20 mm en dedans de la tubérosité tibiale antérieure. Son diamètre est ajusté à la taille de la greffe.

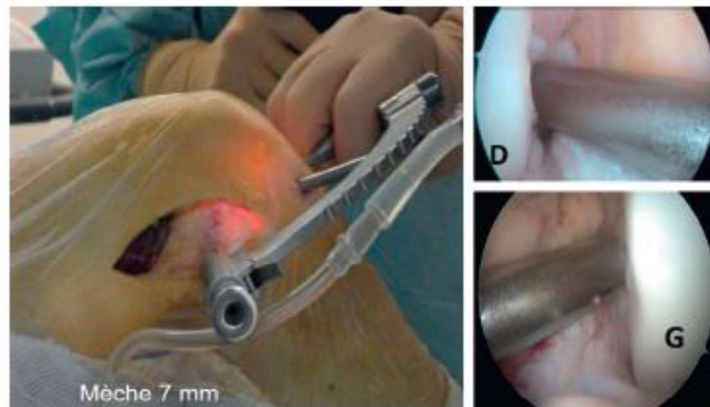
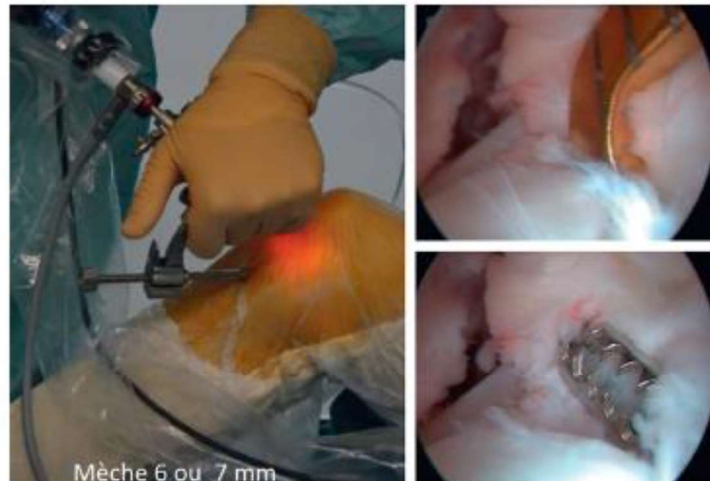


Figure 27.7. Positionnement du viseur fémoral.
D : positionnement Intra-articulaire du viseur fémoral pour genou droit ; G : idem pour genou gauche.



Discussion

La description de cette technique est l'aboutissement de plusieurs modifications par rapport à la technique originale de McIntosh puis, en France, de Jaeger. En effet, si l'efficacité de cette plastie sur le contrôle rotatoire du genou avait fait ses preuves [10, 11], elle a été la cible de critiques qui ont freiné sa diffusion. Des modifications techniques et des études cliniques et biomécaniques ont permis de répondre à ces critiques.

Jusque dans les années 2000, la partie intra-articulaire de l'intervention était réalisée par arthrotomie avec comme inconvénients des douleurs postopératoires et une visualisation imparfaite des ménisques et du cartilage. En 2002, dans le service du Pr Jaeger à Strasbourg, le Dr Van Hille effectue la première plastie de McIntosh sous arthroscopie, dont la description n'a été publiée que bien plus tard par d'autres auteurs [8, 9]. La réalisation des tunnels osseux, jusque-là à main levée, est alors classiquement effectuée à l'aide de viseurs.

Une autre critique concernait la taille de la cicatrice du prélèvement qui pouvait atteindre 20 à 25 cm. Les astuces de la chirurgie mini-invasive avec fenêtre mobile, ou alors la réalisation de deux mini-abords ont considérablement réduit la taille des cicatrices.

Le travail de Noyes [12] sur la résistance mécanique des transplants avait fortement pénalisé la bandelette iliotibiale qui, selon cette étude, n'atteignait que 36 % de la résistance d'un LCA normal. En réalité, le prélèvement était fait au niveau proximal de la cuisse, là où le fascia lata est le plus fin, d'une largeur de 18 mm, avec un test en traction axiale. Cela ne correspond pas du tout à son utilisation lors de l'intervention où le prélèvement est plus distal, là où le fascia est le plus épais, avec une largeur de 30 mm dans sa portion

proximale. De plus, les contraintes mécaniques ne sont pas axiales, et Engbresten [13] a montré que l'utilisation d'une ténodèse latérale diminue de 43 % la tension sur la partie intra-articulaire de la plastie.

Les difficultés de fermeture du fascia lata avec ses risques de hernie musculaire ont été résolues par l'artifice de Jaeger [3] qui consiste à sectionner la cloison intermusculaire, près du fémur, afin de pouvoir translater la berge postérieure du fascia lata vers l'avant et de fermer sans tension excessive.

Enfin, comme les autres techniques avec ténodèse latérale, cette plastie a connu des critiques quant aux risques de complications comme la douleur, la raideur ou le risque d'arthrose. Deux symposiums récents de la Société francophone d'arthroscopie (SFA), l'un sur la chirurgie du LCA en ambulatoire [14] et l'autre sur les plasties antérolatérales [15, 16], ont permis de réfuter ces critiques.

Conclusion

La reconstruction du ligament croisé antérieur (LCA) par autogreffe de fascia lata trouve son intérêt dans le fait qu'il s'agit d'une plastie mixte, avec une ténodèse latérale dont l'efficacité sur le contrôle rotatoire du genou a été démontrée. Elle n'utilise qu'un seul transplant, en continuité, dont le prélèvement n'engendre pas de iatrogénie fonctionnelle. Sa réalisation sous arthroscopie avec une prise de greffe mini-invasive en fait une solution moderne à la reconstruction du LCA, en première intention ou dans les reprises.

Références

Les références peuvent être consultées en ligne à l'adresse suivante : <http://www.em-conulte.com/e-complement/476665>.

1. **Système d'aide en temps réel à la réalisation d'au moins un tunnel osseux par arthroscopie.**
Déposée le 24 octobre 2022 sous le numéro FR2211023, au nom de la société AREAS.

Extrait :

1

Description

Titre de l'invention : SYSTEME D'AIDE EN TEMPS REEL A LA REALISATION D'AU MOINS UN TUNNEL OSSEUX PAR ARTHROSCOPIE

DOMAINE DE L'INVENTION

- [0001] La présente invention concerne l'assistance à la chirurgie par arthroscopie. Plus particulièrement, l'invention porte sur un système d'aide en temps réel à la réalisation d'au moins un tunnel osseux dans une articulation d'un patient lors d'une intervention.

ÉTAT DE LA TECHNIQUE

- [0002] Les chirurgies de reconstruction ligamentaires du genou sont des interventions qui consistent à remplacer un ou plusieurs ligaments de l'articulation du genou, reliant le fémur au tibia avec une bandelette de tissu tendineux, qui constituera le néoligament, prélevée sur le patient (autogreffe), ou plus rarement, prélevée post mortem sur des donneurs (allogreffe). Le chirurgien va alors réaliser un tunnel osseux dans le fémur et un tunnel osseux dans le tibia et positionner ces tunnels dans les insertions du ligament lésé, puis faire passer la greffe dans ces tunnels avant de la fixer.
- [0003] On peut distinguer deux grands types de ligaments. Tout d'abord, il existe les ligaments intra-articulaires, qui relient le fémur au tibia en passant dans l'espace articulaire du genou, espace défini et limité par la capsule articulaire. L'autre catégorie de ligament concerne les ligaments extra-articulaires, situés à la périphérie du genou et qui relient le genou au tibia sans passer dans l'espace articulaire.
- [0004] Les ligaments intra-articulaires sont des ligaments facilement identifiables et individualisables. On peut en particulier les observer à l'aide d'un arthroscope, c'est-à-dire en introduisant à travers une mini incision (porte arthroscopique) une mini caméra dans l'espace articulaire.
- [0005] A contrario, les ligaments extra-articulaires sont situés à la périphérie de l'articulation, et sont « collés » à la capsule articulaire. Ces ligaments ne sont donc pas observables sous arthroscopie, ils sont difficilement identifiables et individualisables. Lors d'une chirurgie, repérer ces ligaments extra-articulaires et en particulier leurs insertions osseuses pour les reconstruire nécessite la réalisation de larges incisions et une longue étape de dissection. Certains ligaments extra-articulaires très fins et collés à la capsule articulaire, comme par exemple le ligament antérolatéral ou le ligament fémoro-patellaire médial, ne sont quasiment pas identifiables par dissection.
- [0006] Le placement de tunnels osseux dans l'insertion native des ligaments n'est donc pas toujours possible pour certaines structures ou dans certain cas lorsque cette insertion a été altérée lors du traumatisme (comme par exemple l'insertion fémorale du ligament

- croisé antérieur -LCA, qui est souvent lésée lors de la rupture de ce dernier).
- [0007] Par ailleurs, il est souvent nécessaire, au cours d'une même intervention, de positionner plusieurs tunnels osseux. En effet, les études d'imagerie médicale de ces dernières années ont permis de démontrer que la rupture isolée du ligament croisé antérieur (LCA) est en fait rare et s'accompagne dans la grande majorité des cas d'une lésion d'un ligament extra-articulaire bien spécifique, le ligament antéro latéral (LAL). La reconstruction du LCA et du LAL est aujourd'hui indiquée pour la majorité des patients. Aussi, dans des cas plus rares d'entorse grave du genou, plusieurs ligaments intra- et extra- articulaires sont lésés et doivent être reconstruits.
- [0008] Actuellement, des viseurs mécaniques aident au positionnement de tunnels osseux lors d'une intervention chirurgicale du genou pour les reconstructions des ligaments intra articulaires. Le principe repose sur la mise en place d'une broche guide sur laquelle sera ensuite percé le tunnel à l'aide d'une mèche canulée.
- [0009] Dans une première technique de visée dites « IN OUT », la broche fémorale est mise en place de l'intérieur vers l'extérieur de l'articulation. Dans cette technique, la sortie du tunnel sur la partie externe de l'os n'est pas maîtrisée et est susceptible d'engendrer des lésions iatrogènes. Par ailleurs, cette technique ne permet pas le positionnement des greffes pour la reconstruction des ligaments extra-articulaires tel que le ligament antérolatéral.
- [0010] Dans une deuxième technique de visée dite « OUT IN », la broche est mise en place de l'extérieur vers l'intérieur de l'articulation. Cette technique permet de réaliser des visées avec le genou à 90 degrés de flexion. Pour ces viseurs OUT IN, le point d'entrée sur l'extérieur de l'os est fait en percutané (i.e. à travers la peau) et la zone est choisie après palpation du relief osseux (ici, l'épicondyle latéral). Le positionnement de ce point d'entrée par palpation reste donc peu fiable et peu reproductible.
- [0011] Il existe par ailleurs des systèmes de visée assistés par ordinateur apportant des informations supplémentaires au chirurgien en utilisant en temps réel une technique d'imagerie, telle que la radioscopie, pendant l'intervention et en projetant des points acquis à l'aide d'un palpeur sur le genou du patient en temps réel sur cette imagerie. Cependant, la radioscopie en per opératoire est un processus irradiant. Aussi, ce système de visée ne prend en compte que le positionnement des tunnels en intra-articulaire et ne permet ni un positionnement précis de l'orifice extra-articulaire ni de réaliser le positionnement précis des greffes extra-articulaires.
- [0012] Il n'existe ainsi pas dans l'état de l'art de système permettant de répondre aux exigences nouvelles des reconstructions ligamentaire du genou, c'est-à-dire de système compatible et cohérent avec l'arthroscopie, n'engendrant pas de temps opératoire supplémentaire important ou de surcoût important, précis et adapté aux reconstructions dans un même temps de deux ligaments, par exemple un ligament intra-articulaire et

un ligament extra-articulaire.

RÉSUMÉ

- [0013] L'invention concerne un système d'aide en temps réel à la réalisation d'au moins un tunnel osseux par arthroscopie dans une articulation d'un patient, comprenant un dispositif d'imagerie apte à acquérir des images bidimensionnelles de portions de l'articulation du patient, un dispositif de suivi et un dispositif programmable, ledit dispositif programmable étant adapté à :
- obtenir un modèle anatomique tridimensionnel préopératoire spécifique au patient, ledit modèle comprenant une représentation d'au moins une portion d'intérêt de l'articulation du patient et une représentation de structures anatomiques d'intérêt,
 - acquérir, à l'aide du dispositif d'imagerie, un flux d'images bidimensionnelles peropératoires, lesdites images bidimensionnelles peropératoires comprenant une portion d'intérêt de l'articulation et acquérir des informations de suivi de la position et de l'orientation courante du dispositif d'imagerie à l'aide du dispositif de suivi ;
 - acquérir des informations de suivi de la position et de l'orientation courante de l'instrument chirurgical de perçage lors d'une manipulation de l'instrument chirurgical de perçage par un opérateur à l'aide du dispositif de suivi ;
 - déterminer un modèle anatomique tridimensionnel partiel peropératoire à partir du flux d'images bidimensionnelles peropératoires et/ou d'un nuage de points représentatif de la portion d'intérêt de l'articulation obtenu à l'aide d'un dispositif de mesure ;
 - recalculer le modèle anatomique tridimensionnel préopératoire sur le modèle anatomique tridimensionnel partiel peropératoire ;
 - calculer, sur la base d'informations obtenues avec le recalage du modèle anatomique tridimensionnel préopératoire, et de la position et orientation courantes de l'instrument chirurgical de perçage :
- [0014] * une zone de localisation courante, dans une image bidimensionnelle peropératoire courante, d'une extrémité de perçage de l'instrument chirurgical de perçage,
- [0015] * une première projection comprenant une estimation courante d'une zone de localisation d'un premier orifice d'un tunnel osseux à réaliser,
- * une deuxième projection comprenant une estimation courante d'une zone de localisation d'un deuxième orifice du tunnel osseux à réaliser.
- [0016] Grâce à l'invention, un chirurgien exécutant une intervention nécessitant la réalisation d'au moins un tunnel osseux peut connaître en temps réel, en fonction de la position et l'orientation de son instrument chirurgical de perçage, les positions correspondantes de la zone d'entrée et de la zone de sortie du tunnel osseux à réaliser. Le chirurgien peut ainsi ajuster la position et l'orientation de l'instrument chirurgical de perçage afin de cibler une zone d'entrée, ou une zone de sortie, précise du tunnel

2. **Procédé mis en œuvre par ordinateur pour modéliser l'articulation d'un patient. Déposé le 13 avril 2023 sous le numéro FR2303713, au nom de la société AREAS.**

Extrait :

1

Description

Titre de l'invention : PROCEDE MIS EN ŒUVRE PAR ORDINATEUR POUR MODELISER UNE ARTICULATION D'UN PATIENT

DOMAINE DE L'INVENTION

- [0001] La présente invention concerne l'assistance à la chirurgie par arthroscopie. Plus particulièrement, l'invention porte sur un procédé mis en œuvre par ordinateur pour modéliser une articulation d'un patient. En particulier, le procédé décrit ici trouve son intérêt dans l'assistance à la réalisation de tunnels osseux dans une articulation d'un patient lors d'une intervention.

ÉTAT DE LA TECHNIQUE

- [0002] Une assistance opératoire digitale peut s'avérer utile et avantageuse lors d'interventions chirurgicales telles que les interventions de chirurgie par arthroscopie. En effet, lorsqu'un chirurgien doit opérer sur une partie du corps d'un individu, il ne possède pas de visibilité complète de l'intérieur de cette partie du corps. Ainsi, les gestes d'un chirurgien pourraient être plus précis si ce dernier pouvait visualiser en temps réel le positionnement de ses outils au voisinage et à l'intérieur de la partie du corps sur laquelle il doit opérer.
- [0003] Les chirurgies de reconstruction ligamentaires du genou sont des interventions qui consistent à remplacer un ou plusieurs ligaments de l'articulation du genou, reliant le fémur au tibia avec une bandelette de tissu tendineux, qui constituera le néoligament, prélevée sur le patient (autogreffe), ou plus rarement, prélevée post mortem sur des donneurs (allogreffe). Le chirurgien va alors réaliser un tunnel osseux dans le fémur et un tunnel osseux dans le tibia et positionner ces tunnels dans les insertions du ligament lésé, puis faire passer la greffe dans ces tunnels avant de la fixer.
- [0004] Certaines solutions ont été développées à des fins de recherche clinique, mais aucune n'est encore entrée dans une utilisation routinière au bloc opératoire.
- [0005] L'invention s'inscrit dans ce contexte.

RÉSUMÉ

- [0006] L'invention concerne un procédé mis en œuvre par ordinateur pour modéliser une articulation d'un patient pour l'aide en temps réel à la réalisation d'au moins un tunnel osseux par arthroscopie dans ladite articulation, comprenant :
- une étape d'obtention, à l'aide d'un dispositif d'imagerie, d'un flux d'images bidimensionnelles peropératoires monoculaires, chacune des images bidimensionnelles peropératoires monoculaires étant obtenue à un instant courant t et comprenant au moins une portion d'intérêt de l'articulation ;

Analyse, stratégie thérapeutique et innovations technologiques lors de la stabilisation rotatoire du genou dans les reconstructions du ligament croisé antérieur

Résumé

Le contrôle du ressaut rotatoire induit par la rupture du ligament croisé antérieur est un enjeu majeur de la chirurgie ligamentaire du genou. L'association d'une ténodèse latérale à la reconstruction du ligament croisé antérieur améliore ce contrôle comparativement à une plastie intra-articulaire isolée. Pour autant, l'utilisation de ces ténodèses ne fait pas l'unanimité au sein de la communauté orthopédique. Leur intérêt a été à l'origine de ce projet de recherche anatomique, biomécanique et clinique.

Au niveau anatomique et biomécanique, le contrôle rotatoire du genou est assuré par le ligament croisé antérieur et le ligament antéro-latéral. Au niveau technique, la réalisation de ténodèses latérales doit respecter des critères précis pour restituer la fonction du ligament antéro-latéral via le concept d'anisométrie favorable. Au niveau clinique, le contrôle du ressaut est amélioré cette plastie latérale additionnelle.

Cette association de plasties ligamentaires a rendu la chirurgie plus complexe et ouvert la voie à un autre projet recherche sur l'utilisation de technologies innovantes pour améliorer la précision et la personnalisation du geste chirurgical.

Mots-clés : genou, ligament croisé antérieur, instabilité rotatoire, ténodèse latérale, ligament antéro-latéral, anatomie, biomécanique, réalité augmentée, intelligence artificielle.

Résumé en anglais

Treatment of the rotational instability induced by rupture of the anterior cruciate ligament is a major challenge in knee ligament surgery. Combining lateral tenodesis with anterior cruciate ligament reconstruction improves this control compared to isolated intra-articular plasty. However, the orthopaedic community is not unanimous about the use of lateral tenodesis. Their interest was at the origin of this anatomical, biomechanical and clinical research project.

Anatomically and biomechanically, rotational control of the knee is ensured by the anterior cruciate ligament and the anterolateral ligament. Technically, lateral tenodesis must respect precise criteria to restore the function of the anterolateral ligament, via the concept of favorable anisometry. Clinically, this additional lateral plasty enhances rotational stability.

This association of ligament reconstructions has increased the complexity of surgical procedures and spurred further research using innovative technologies to enhance accuracy and a more personalized surgery.

Keywords: knee, anterior cruciate ligament, rotatory instability, lateral tenodesis, anterolateral ligament, anatomy, biomechanics, augmented reality, artificial intelligence