



**HAL**  
open science

## IRM bi-fasciculaire du LCA à 1.5 Teslas : étude préliminaire

Thibaut Delchambre

► **To cite this version:**

Thibaut Delchambre. IRM bi-fasciculaire du LCA à 1.5 Teslas : étude préliminaire. Médecine humaine et pathologie. 2012. dumas-00748659

**HAL Id: dumas-00748659**

**<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-00748659>**

Submitted on 5 Nov 2012

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

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

## AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il n'a pas été réévalué depuis la date de soutenance.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact au SICD1 de Grenoble : [thesebum@ujf-grenoble.fr](mailto:thesebum@ujf-grenoble.fr)

## LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

[http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg\\_droi.php](http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php)

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

**Université Joseph Fourier  
Faculté de médecine de Grenoble**

Année 2012

N°

**IRM bi-fasciculaire du LCA à 1.5 Teslas : étude  
préliminaire.**

**THESE**

PRESENTÉE POUR L'OBTENTION DU DOCTORAT EN MÉDECINE  
DIPLOME D'ÉTAT

Thibaut Delchambre  
Née le 02/04/1982 à TOURCOING

Thèse soutenue publiquement à la faculté de médecine de Grenoble\*  
Le 25 Octobre 2012

**Devant le jury composé de**

**Président du Jury** : Monsieur le Professeur Gilbert FERRETTI

**Membres**

Monsieur le Professeur Dominique SARAGAGLIA  
Monsieur le Professeur Jérôme TONETTI  
Madame le Docteur Marie-Philippe ROUSSEAUX-BLANCHI  
Monsieur le Docteur Jean-Noël RAVEY

*\* La Faculté de Médecine de Grenoble n'entend donner aucune approbation ni improbation aux opinions émises dans les thèses ; ces opinions sont considérées comme propres à leurs auteurs.*

## REMERCIEMENTS :

**A Monsieur le président du jury,**  
**Monsieur le Professeur Gilbert Ferretti,** pour m'avoir permis d'intégrer le DES de radiodiagnostic et d'imagerie médicale, d'apprendre et aimer mon métier.

**Aux membres du jury,**  
**Messieurs les Professeurs Dominique Saragaglia et Jérôme Tonetti,** je suis très honoré que vous ayez accepté de juger mon travail. Veuillez y trouver l'expression de ma respectueuse considération.

**Monsieur le Docteur Jean-Noël Ravey,** mon directeur de thèse pour m'avoir proposé ce travail, fruit de sa créativité : tout le mérite lui revient.  
Je le remercie pour tout ce qu'il m'a appris en imagerie ostéo-articulaire, et pour avoir cru en moi.

**Madame le Docteur Marie-Philippe Rousseaux-Blanchi,** médecin fédéral de la FFS, et son équipe que j'ai eu l'honneur de rencontrer, pour la confiance qu'elle a accordé au Dr Ravey, lui permettant de définir cette nouvelle méthode d'imagerie.

\*\*\*\*\*

**A Monsieur le Docteur Laurent Laborde,** pour sa disponibilité, sa patience et l'aide précieuse qu'il m'a apporté dans la méthodologie statistique et la rédaction.  
Je le remercie pour son amitié, sa sincérité, et pour les moments inoubliables passés dans « l'enfer du 7<sup>ème</sup> C ».

**L'équipe du secrétariat de radiologie sud,** pour leur efficacité, et leur précieuse aide dans le recueil des données. Dédicace spéciale à Cyrielle.

**A Monsieur le Docteur Niels Meunier-Carus,** pour le travail bibliographique effectué en amont avec le Dr Ravey, base sans laquelle ce travail n'aurait pas pu exister.

**A Monsieur le Docteur Jean-Claude Panisset,** pour m'avoir permis de récupérer des données essentielles à l'établissement des résultats de ce travail.

**A Madame le Docteur Caroline Dubois,** pour ses corrections utiles à la finition de ce travail.

**A Madame le Docteur Marie Delgrange-Garelli,** pour son aide dans la collecte de mes résultats, et son soutien moral dans mon dernier semestre d'internat.

**A Monsieur le Professeur Alexandre Krainik** pour son écoute et ses conseils avisés lorsque j'en ai eu besoin.

\*\*\*\*\*

**A toute l'équipe des manipulateurs en radiologie médicale du CHU de Grenoble,** pour leur simplicité et leur soutien tout au long de mon internat : sans vous nous n'existons pas.

\*\*\*\*\*

**Je remercie feu le charismatique Docteur Francis Villet**, mon médecin généraliste familial, qui m'a toujours impressionné. Son flegme, empreint de bienveillance m'a toujours subjugué. C'est lui qui m'a donné l'envie de faire médecine, et il me sera toujours un exemple de dévouement.

**A Monsieur le Professeur Gérard Forzy**, doyen de la Faculté libre de médecine de Lille, pour sa bienveillance et son humanisme envers ses étudiants.

**A Monsieur le Professeur Mickaël Smith**, ancien chef de service de radiologie du GHICL, pour ses compétences, sa connaissance, et son humilité. Il m'a donné le goût de l'anatomie, et son exemple m'aura influencé dans mes choix d'interne.

**A Madame le Docteur Thérèse Gindre-Barrucand et toute l'équipe de radiologie du CHR Annecy**, pour m'avoir transmis un enseignement de qualité, en toute spontanéité. Travailler avec vous tous a été très agréable. Je remercie tout particulièrement les Docteurs « captain steven » Charles Daragon, Antoine Marie, et Olivier Segall, pour qui travailler sérieusement sans se prendre au sérieux est une devise.

**A Monsieur le Docteur Pierre Bessou**, ex-neuroradiologue reconverti en radiopédiatrie à Bordeaux, pour sa pédagogie, son humanité, son humour, sa finesse et sa culture. Je n'oublierai jamais vos conseils.

**A Messieurs les Docteurs Marquis, Dion, Paquet et toute l'équipe de chirurgie orthopédique de l'Hôtel-Dieu, CHU Québec**, qui m'a permis, le temps de mon premier stage d'externat, de développer mon sens clinique, et me donner confiance en mon jugement.

\*\*\*\*\*

**A mon épouse Morine**, que j'aime qui m'a toujours soutenu, qui me fait confiance et me donne confiance en moi. Puissé-je lui rendre tout ce quelle m'apporte.

**A ma sœur Constance et mes parents**, pour m'avoir supporté pendant toutes ces années d'études et de concours, au sens propre comme au sens figuré.

**A ma grand-mère et mes grands parents décédés**, qui me manquent énormément. J'essaie de marcher dans les valeurs que vous m'avez inculquées, et j'espère n'avoir pas failli à vos yeux. Je pense fort à vous.

**A ma belle famille**, merci pour votre confiance et vos témoignages d'affection.

\*\*\*\*\*

**A mes amis, du plat pays** (Samuel, Charlotte, Axelle, Benoît, Damien, Thibault, Caroline, Aymeric, Fred, Nico, Ludo, Martin, Alban, Aurélie, et toute l'équipe des champenois), **et de la montagne** (Antoine, Camille et leurs enfants Augustin et Stanislas mon filleul, Anne-Laure, François, Laurent, Caroline, Antoine, Christine). Merci d'être ce que vous êtes.

**Dédicace spéciale à Jean-Régis Luu**, juge-arbitre au Tennis-Club de La Tronche, le meilleur entraîneur que je n'ai jamais eu. Je le remercie d'avoir été compréhensif pour mes retards aux

entraînements et mes indisponibilités pour les matches par équipe. Merci à tous mes partenaires de l'équipe trois, pour cette bouffée d'oxygène hebdomadaire.

A toutes ces autres belles rencontres Rhône-Alpines depuis 2007, que je n'ai pas citées : je ne vous oublierai jamais.

## SOMMAIRE :

### **PARTIE 1 : IRM bi-fasciculaire du LCA à 1,5 T : étude préliminaire.**

|                            |              |
|----------------------------|--------------|
| Résumé :                   | <i>p. 6</i>  |
| I. Introduction :          | <i>p. 7</i>  |
| II. Matériel et méthodes : | <i>p. 9</i>  |
| III. Résultats :           | <i>p. 15</i> |
| IV. Discussion :           | <i>p. 17</i> |
| V. Conclusion :            | <i>p. 22</i> |
| BIBLIOGRAPHIE :            | <i>p. 23</i> |

### **PARTIE 2 : Diagnostic IRM des ruptures du ligament croisé antérieur du genou : utilité et performances de la séquence « bif-tech ».**

|                            |              |
|----------------------------|--------------|
| I. Introduction            | <i>p. 26</i> |
| II. Matériel et méthodes : | <i>p. 27</i> |
| III. Résultats :           | <i>p. 30</i> |
| IV. Discussion :           | <i>p. 33</i> |
| V. Conclusion :            | <i>p. 35</i> |
| BIBLIOGRAPHIE :            | <i>p. 36</i> |

## PARTIE 1

### **IRM bi-fasciculaire du LCA à 1,5 T : étude préliminaire.**

#### **Introduction :**

Les progrès de ces dernières années sur la compréhension anatomique et fonctionnelle des deux faisceaux du ligament croisé antérieur (LCA), antéro-médial et postéro-latéral, et leurs implications sur les techniques chirurgicales de reconstruction, incitent à documenter au mieux ces faisceaux en cas de rupture inaugurale, itérative, ou de plastie.

#### **Objet :**

Valider la possibilité d'une imagerie bi-fasciculaire du LCA par une séquence IRM dédiée, dans un plan doublement oblique pour être strictement orthogonal au ligament, séquence dénommée « bi-fascicular technique » ou « bif-tech ».

#### **Matériel et méthodes :**

L'étude porte sur un échantillon de dix jeunes sportifs masculins pratiquant le ski et le snowboard en compétition. Deux IRM ont été réalisées à un an d'intervalle en 2009 et 2010, portant sur le même genou, avec une machine GE Signa Excite 1,5 T.

Les surfaces de section des faisceaux antéromédial (AM) et postérolatéral (PL), avec et sans synoviale, ont été mesurées par détournage par trois relecteurs radiologues d'expérience différente, à mi-longueur du ligament, et comparées. Un détournage témoin des surfaces de section du tendon rotulien a été réalisé.

La reproductibilité du positionnement des coupes entre 2009 et 2010 a été mesurée d'après les corrections d'un recalage par fusion des images de 2010 sur celles de 2009.

#### **Résultats :**

Nous décrivons une séquence non volumique d'IRM dédiée à l'étude du LCA.

La comparaison statistique intra-relecteur des surfaces de section des faisceaux n'a pas montré de différence significative entre les acquisitions de 2009 et 2010. Les tests de corrélation inter-relecteurs concernant les données de 2010 sont significativement positifs ce qui valide sa reproductibilité sur un effectif faible mais homogène de jeunes sportifs de haut niveau. Le positionnement des coupes s'est avéré reproductible entre 2009 et 2010.

En outre, l'étude du morphotype de la surface de section a permis d'identifier les deux faisceaux chez tous les sujets, soit par visualisation directe soit par intellectualisation de leur trajet.

#### **Conclusion :**

L'utilisation de cette séquence en pratique clinique courante est tout à fait réaliste, réalisable en routine en à peine plus de deux minutes. Elle est d'autant plus adaptée à l'étude des ruptures du LCA qu'elle permet d'identifier aisément ses deux faisceaux, antéro-médial et postéro-latéral; et ouvre ainsi des perspectives dans le diagnostic des ruptures du LCA parfois difficiles à étiqueter, notamment les ruptures dites partielles.

## **IRM bi-fasciculaire du LCA à 1,5 T : étude préliminaire.**

### **I. Introduction :**

La principale difficulté à caractériser les deux faisceaux antéro médial (AM) et postéro latéral (PL) du LCA, au nombre de trois pour quelques auteurs, provient de la nécessité de convertir une définition fonctionnelle en définition anatomique : en effet ils ne sont pas définis anatomiquement (ils sont tous deux constitués majoritairement du même collagène), mais fonctionnellement, par leur différence de comportement lors de la flexion du genou [1, 2]. Cette particularité a été authentifiée lors d'études biomécaniques par la mesure des forces exprimées in situ [3-5]. Elle se traduit in vivo par un enroulement du ligament sur lui-même lors de la flexion (figure n°1 a) [6]. Celui-ci procède de la disposition des insertions : antéro-médiale et postéro-latérale au tibia (d'où leur nom), et respectivement supérieur et inférieur sur le fémur (figure n° 1a, b) [7, 2, 8-10].

Il est important de connaître le statut morphologique exact du LCA. D'une part car il est pronostique de la capacité du ligament à cicatrifier, donc de la part qu'il reste au traitement fonctionnel en cas de lésion partielle d'un ou des deux faisceaux [11-15], [6, 7]. D'autre part car l'évolution des techniques arthroscopiques autorise des réparations de plus en plus anatomiques, différenciées selon le type de rupture [16, 17].

Or l'IRM échoue à caractériser certaines lésions douteuses ou partielles : les signes indirects de rupture sont insuffisants; et les signes directs supposent de visualiser systématiquement chaque faisceau, ce que ne permettent pas les séquences habituelles dans les trois plans de l'espace [18, 19]. Les séquences complémentaires obliques selon le « grand axe » du LCA (sagittal oblique, frontal oblique) à 1.5 Teslas non plus [20-28].

Il faut disposer de champs de 3 Teslas pour que le gain de résolution permette, sur des acquisitions 2D « grand axe » optimisées, de différencier les faisceaux, sur sujets sains ou modèles lésionnels cadavériques [29, 30].

Quant aux acquisitions volumiques, elles autorisent des reformations dans le plan de chaque faisceau, mais supposent également un champ de 3 Teslas pour pouvoir être utilisées en routine avec un compromis temps-séquence/signal/bruit satisfaisant.

Seules deux études récentes, à notre connaissance, ont proposé d'étudier le LCA dans un plan strictement orthogonal au grand axe ligamentaire, à 3 Teslas, permettant sur 60 genoux sains de délimiter les deux faisceaux à mi-longueur dans 100% des cas [31, 32].

Nous postulons donc que, dans ce plan, l'étude en mode ciné de coupes fines et jointives, d'une insertion à l'autre, permet de s'affranchir de l'enroulement des deux faisceaux et d'obtenir une analyse morphologique bi-fasciculaire. Notre propos est de vérifier l'hypothèse que, ce faisant, une telle séquence bi-fasciculaire est viable en routine à 1,5 Teslas, et reproductible à 1 an.

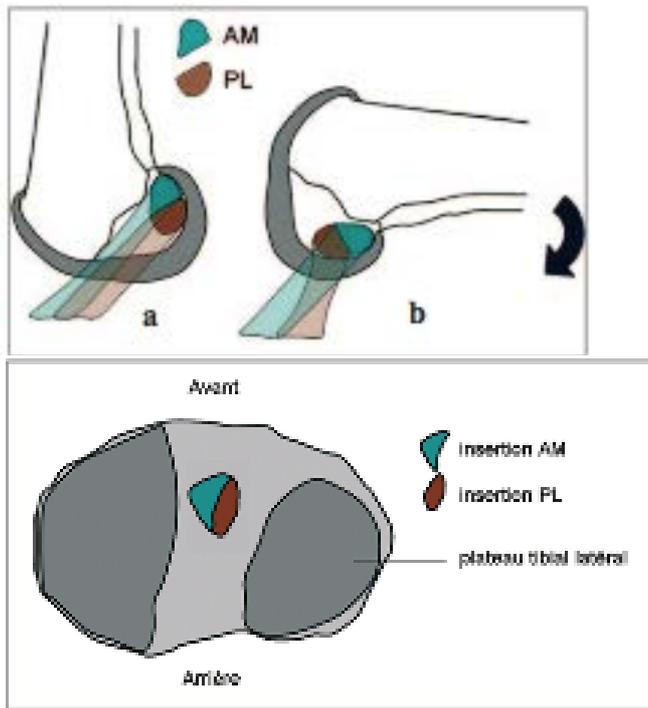


Figure n° 1: insertions condyliennes des faisceaux AM et PL et phénomène du “twist”.

a) en extension, les 2 faisceaux constitutifs du LCA sont tendus et presque parallèles dans le plan sagittal.

b) lors de la flexion, représentation de la mobilisation des zones d’insertion condylienne des faisceaux tandis que les insertions tibiales restent fixes. L’insertion condylienne du faisceau AM se dirige vers l’arrière, tandis que celle du PL se déplace vers l’avant, provoquant l’enroulement du ligament sur lui-même ou “twist”.

## **II. Matériel et méthodes :**

### **1. Sujets :**

Nous avons réalisé une étude rétrospective portant sur une population de dix sujets de sexe masculin, âgés de 18 à 20 ans, au CHU de Grenoble. Il s'agit de sujets sportifs de haut niveau, pratiquant soit le snowboard soit le ski alpin en équipe de France espoirs. Pour chaque sujet, les données biométriques (âge, poids, taille, IMC (index de masse corporelle)) ont été mesurées. Aucun n'a jamais rapporté d'antécédent traumatique du genou, que cela soit avant ou entre les deux examens. Le genou exploré correspond à celui du membre d'appel.

### **2. Protocole d'imagerie :**

Les 10 sujets masculins ont été soumis à deux examens IRM, réalisés sur la même machine GE Signa Excite 1.5 Teslas à un an d'intervalle en 2009 et 2010, portant sur le même genou.

Chaque IRM, a comporté des séquences standard : coupes axiales, coronales et sagittales en pondération densité de protons avec saturation du signal de la graisse (DP Fat-Sat), et sagittales T1.

Puis une nouvelle séquence est réalisée, nommée « bif-tech » pour « technique bifasciculaire », selon les modalités suivantes : le patient est en décubitus dorsal, genou dans une antenne dédiée, en flexion d'environ 20° (figure n°2).

Les coupes sont positionnées à 90° du grand axe, sur les coupes sagittales et frontales (figure n°3). Elles couvrent tout le ligament de son insertion tibiale à son insertion fémorale (figure n°4). Leur épaisseur est réduite à 2mm, et l'espace inter-coupe à 0.2mm. Ses paramètres sont répertoriés dans la figure n°5.

Le but de la séquence « bif-tech » étant de juger du capital ligamentaire par la morphologie prioritairement aux anomalies de signal, l'acquisition est réalisée en pondération densité de protons sans saturation du signal de la graisse : l'hypo signal du collagène normal et des vaisseaux sera facile à reconnaître au sein de l'hyper signal de la graisse de l'échancre. Cela participe également à l'amélioration de la définition des contours ligamentaires. Afin de transmettre le plus fidèlement à l'œil la réalité du continuum anatomique ligamentaire, les paramètres d'acquisition ont été optimisés en résolution spatiale.

Enfin, une nouvelle série qualitativement exploitable (appelée « 2010 recal ») a été générée pour chaque sujet, par fusion informatique des images de 2010 sur celles de 2009, à l'aide d'un recalage tridimensionnel de positionnement qui permet de les superposer strictement, par superposition automatisée des corticales osseuses (figure n°6).



Figure n°2 : définition de l'angulation du genou dans l'antenne sur une coupe sagittale médiane en pondération DP Fat-Sat.

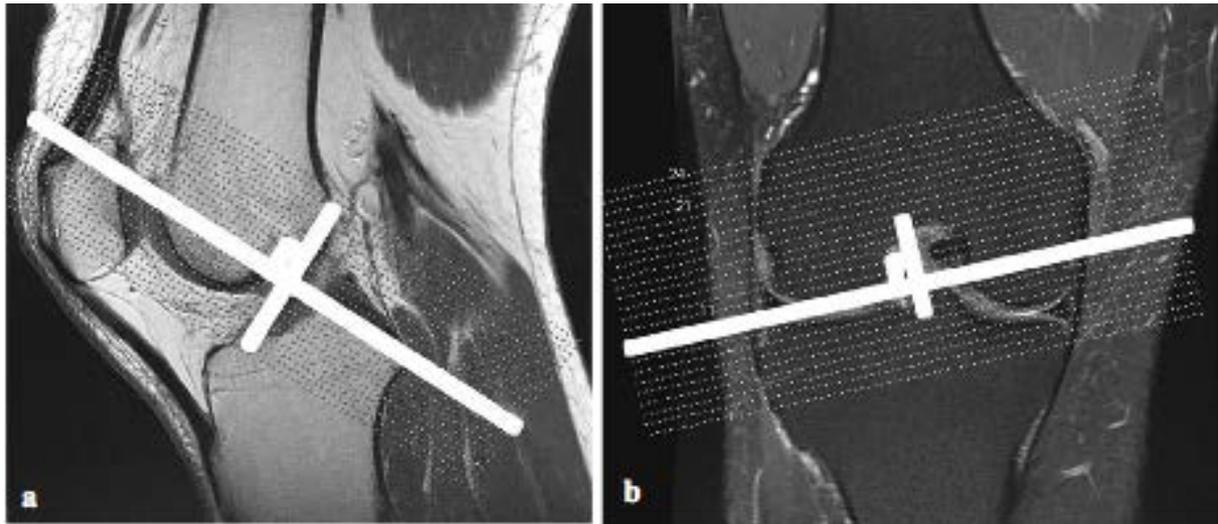


Figure n° 3 : repérage du grand axe du LCA sur les acquisitions sagittale T1 et coronale DP Fat-Sat. Les coupes de la séquence « bif-tech » sont positionnées perpendiculairement à cet axe.

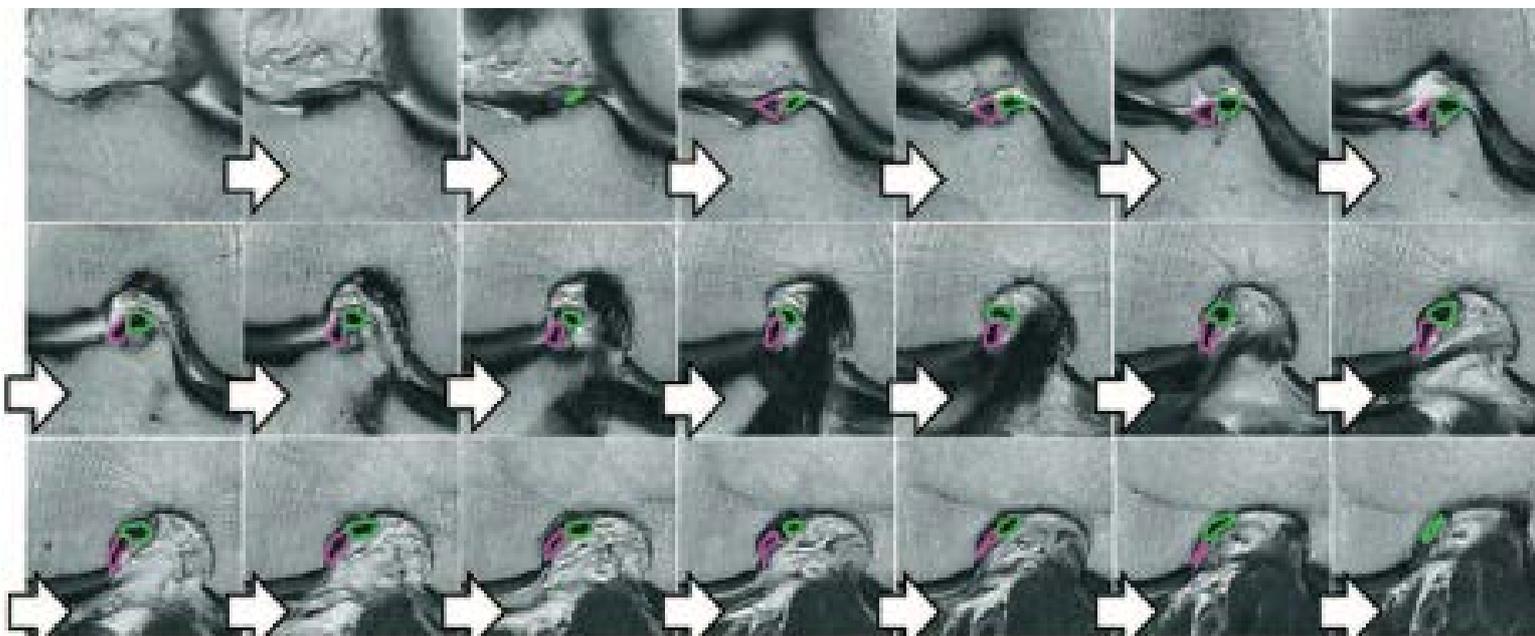


Figure n° 4 :  
Exemple de lecture en mode cinéma de la séquence bif-tech, de l'insertion tibiale à l'insertion fémorale du LCA sur un genou droit ; le faisceau AM est entouré en vert et le PL en rose.

|                     |           |
|---------------------|-----------|
| Fréquence           | 256 hz    |
| Phase               | 256       |
| Nex                 | 2         |
| Phase FOV           | 0,80      |
| Direction/fréquence | A/P       |
| Temps d'écho        | 48 ms     |
| Temps de répétition | 2500 ms   |
| Trains d'échos      | 8         |
| Bande passante      | 20.83 khz |
| FOV                 | 15 cm     |
| Épaisseur de coupe  | 2.0 mm    |
| Espacement          | 0.2 mm    |
| Nombre de coupes    | 24        |
| Filtre pure         | A         |
| Durée               | 2'15      |

Figure n° 5 : paramètres de la séquence « bif tech » à 1.5 Tesla, machine General Electric Signa Excite.

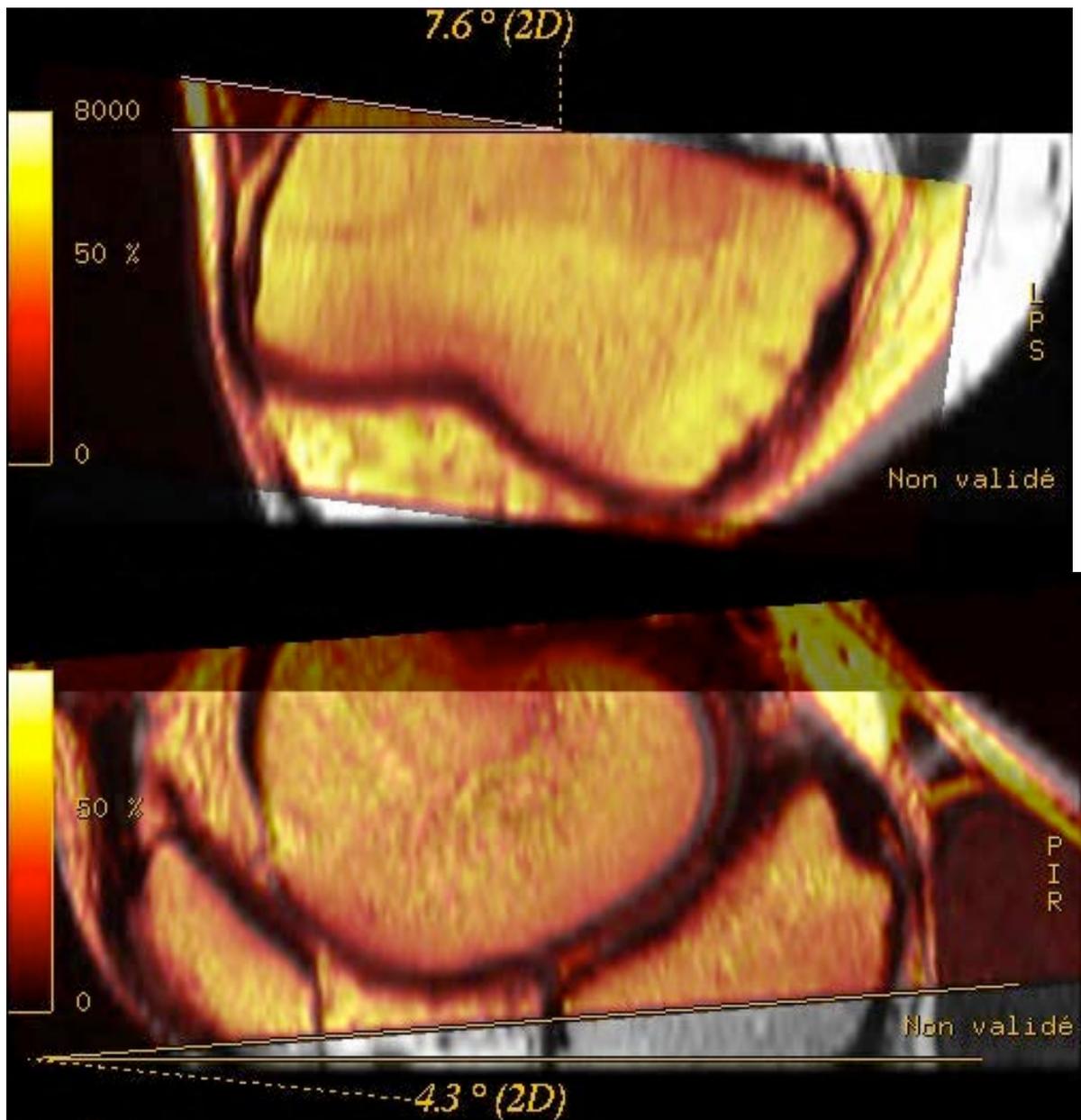


Figure n° 6 : Exemple de fusion des images de 2010 (en orange) sur celles de 2009 (en dégradé de gris) pour générer la série en recalage ou « recal ». Elle permet de mesurer les variations de positionnement des coupes d'une année sur l'autre dans les plans coronal (ici 7.6°) et sagittal (ici 4.3°).

### **3. Méthodes de lecture :**

Ce plan de coupe étant inédit, son analyse suppose d'abord de s'orienter dans l'espace : la tête de la fibula sert de repère. La lecture s'effectue par visualisation des coupes en mode ciné, de l'insertion tibiale à l'insertion fémorale et vice-et-versa (figure n°3).

L'AM est par définition médial, le PL latéral dans ce plan. L'AM continue jusqu'au plus haut de l'insertion du LCA à l'échancrure, se positionnant progressivement au-dessus et en avant du PL qui s'insère plus bas, entre AM et cartilage condylien postérieur.

Nous avons choisi de mesurer la surface de section à mi-longueur du ligament, définie à partir du nombre total de coupes comportant le ligament, divisé par deux, et ceci sur l'acquisition de 2009, celle de 2010, et la série fusion « 2010 recal ».

La mesure des surfaces a été réalisée par un détourage manuel, à grossissement de 400% des images, sur la console adw4.5 de General Electric, à l'aide du logiciel « compare pro » (General Electric, Milwaukee, Wi). Ce détourage a concerné la globalité du LCA, les faisceaux AM et PL, avec et sans prise en compte de la synoviale (figure n° 7°).

Le degré de flexion du genou dans l'antenne a été mesuré sur une coupe sagittale médiane DP Fat-Sat. La reproductibilité du positionnement des coupes entre 2009 et 2010, a été mesurée d'après les corrections nécessaires pour obtenir la série de fusion (figure n°6).

Un détourage témoin des surfaces de section du ligament rotulien a été réalisé, mesurées sur les coupes axiales, selon les mêmes modalités que pour le LCA.

Les acquisitions ont été réalisées par un seul opérateur. La lecture a été réalisées par trois médecins radiologues d'expérience différente (un interne de radiologie, un chef de clinique et un praticien hospitalier radiologue sénior spécialisé en imagerie ostéo-articulaire soit respectivement 0,5 ans, 1,5 ans et 9 ans d'expérience en radiologie ostéo-articulaire). Chacun était aveugle de l'identité des sujets, de la date d'acquisition, et des résultats de ses confrères.

### **4. Analyses statistiques.**

Les mesures des surfaces des ligaments à partir des données de 2009, 2010 et 2010 avec recalage ont été comparées par analyse de variance. La concordance entre les mesures faites par les 3 relecteurs a été estimée par le coefficient de Kendall. Une valeur de p inférieure à 0.05 indique une différence statistiquement significative.

Les analyses ont été réalisées en utilisant le logiciel Stata version 12 (Stata Corp, College Station, TX).

### III. Résultats :

Il n'existe pas de différence significative dans les mesures de flexion du genou dans l'antenne entre 2009 et 2010 (21.2° vs. 21.1°) ( $p = 0.51$ ).

Les mesures effectuées lors des différentes acquisitions concernant les ligaments rotuliens et LCA ne montrent pas de différences significatives (respectivement  $p= 0.11$  et  $p=0.72$  (tableaux n°1 et 2)) (figure n°8). De même, l'analyse plus fine des surfaces de section à mi-longueur des différents faisceaux constitutifs du LCA en 2009, 2010, avec et sans recalage d'image ne montre pas de différences significatives ( $p=0.6$ ,  $p=0.86$ , (tableau n°3)). La prise en compte de la synoviale lors des mesures n'a pas modifié l'absence de différence statistiquement significative entre les surfaces de section du LCA ou de ses faisceaux lors des différentes acquisitions (respectivement  $p=0.56$  et  $p=0.91$ ,  $p=0.5$ , (tableaux n°2 et 3)).

Les mesures effectuées par les différents lecteurs sur les mêmes acquisitions n'ont pas montré de différence significative ( $w=0.9269$ ) ( $p<0.01$ )

La proportion du contingent synovial par rapport au contingent collagénique est en moyenne de 36% (17%-51%).

|  | 2009               | 2010               | <i>p</i> |
|--|--------------------|--------------------|----------|
| Section ligament rotulien (mm <sup>2</sup> ) | 105.4 (93.6-117.2) | 101.4 (89.4-113.4) | 0.11     |

Tableau n° 1 : comparaison des surfaces de section des tendons rotuliens.

|                 | 2009               | 2010               | 2010-R             | <i>p</i> |
|-----------------|--------------------|--------------------|--------------------|----------|
| AM+PL           | 30.8 (25.87-35.73) | 28.7 (24-34.2)     | 29.5 (24.51-34.49) | 0.72     |
| AM syn + PL syn | 47.6 (40.56-54.64) | 45.4 (37.51-53.29) | 44.9 (37.92-51.88) | 0.56     |

Tableau n° 2 : comparaison des surfaces de section du LCA sans et avec prise en compte de la synoviale.

|              | 2009             | 2010             | 2010-R           | <i>p</i> |
|--------------|------------------|------------------|------------------|----------|
| AM ligament  | 14.8 (11.7-17.9) | 13.8 (10-17.6)   | 14.1 (10.8-17.4) | 0.6      |
| PL ligament  | 16 (13.1-18.9)   | 14.9 (11.4-18.4) | 15.4 (12.7-18.1) | 0.86     |
| AM synoviale | 22.7 (18-27.4)   | 22.4 (17.1-27.7) | 22.5 (17.3-27.7) | 0.91     |
| PL synoviale | 24.9 (20.4-29.4) | 23 (18.4-27.6)   | 22.4 (18.6-26.2) | 0.5      |

Tableau n°3 : comparaison des surfaces de section des faisceaux AM et PL sans et avec prise en compte de la synoviale.

#### IV. Discussion :

Le détournage de chaque faisceau a pu être réalisé chez tous les sujets ce qui valide le prérequis d'une séquence permettant de les identifier systématiquement.

L'absence de différence significative intra-relecteur à un an d'intervalle, la corrélation inter-relecteur significativement positive, et l'absence de différence statistique entre les surfaces des faisceaux détournés, que cela soit avec ou sans prise en compte de la synoviale, prouve que nos mesures sont reproductibles.

Le biais principal de notre étude réside dans la faiblesse de l'effectif qui limite la représentativité des mesures. Cependant, nos mesures de surface de section du LCA in vivo recourent celles de l'étude de 1999 de Harner et coll sur pièces anatomiques [9].

Une autre limite concerne l'acquisition des images. En effet, l'image obtenue, qui sert de base à la mesure de section, est sous la dépendance de facteurs pouvant en modifier la représentativité. Ceux-ci concernent d'une part le sujet, selon son positionnement lors de l'acquisition ; d'autre part le manipulateur, qui organise le positionnement des coupes et valide les paramètres pré-enregistrés de la séquence.

Afin de limiter les biais de positionnement du sujet et d'obtenir une visualisation optimale du LCA, nous avons retenu de fléchir le genou à 20° comme préconisé par la littérature [33] [3,5]. Dans notre étude, l'inclinaison moyenne était de 21°. L'utilisation d'une cale préformée lors de l'installation du patient pourrait permettre d'améliorer la reproductibilité.

Pour s'assurer de la reproductibilité du positionnement des coupes d'une année sur l'autre, nous avons comparé les acquisitions entre elles grâce à un post-traitement informatique de fusion d'images. Nous avons observé que la différence moyenne d'inclinaison du plan de coupe est de 4.1° dans le plan sagittal et de 5.6° dans le plan coronal (figure n°6). Ces valeurs étant faibles, l'interpolation des voxels et donc la distorsion résultante des images sont minimales.

Les paramètres d'acquisition ont bénéficié d'une amélioration entre 2009 et 2010, la matrice de 256 x 256 ayant bénéficié en 2010 d'un traitement d'interpolation en remplissage zéro (ZIP ou Zerofill Interpolation Processing) à 1024. Cette amélioration procède du souci d'optimiser au mieux les paramètres en résolution spatiale, définis préalablement à l'étude de manière théorique: faible épaisseur de coupe à 2mm, augmentant la définition spatiale et diminuant le risque de volume partiel, et espacement minimal à 0.2 mm limitant la perte d'information inter-coupes.

Dans notre étude les deux faisceaux ont pu être définis et leur surface de section à mi-longueur mesurée pour tous les sujets avec reproductibilité.

La mesure de surface de section des ligaments semble être la plus pertinente à mi longueur [31]. Dans notre étude, sa définition tient compte de critères anatomiques mais reste dépendante de la capacité de l'opérateur à bien définir les extrémités du ligament dans les différents plans. Les éventuelles variations ne peuvent toutefois excéder une épaisseur de coupe : la variation du positionnement exact de la coupe de mi-longueur entre les acquisitions est inférieure à l'épaisseur d'une coupe (2mm). En effet, d'une année sur l'autre, le ligament est balayé par le même nombre de coupes, d'une insertion à l'autre.

Aucune étude à notre connaissance n'a rapporté de mesure de surface de section du ligament étendue à son enveloppe synoviale. Pourtant le ligament est indissociable de son enveloppe,

en ce qu'elle dialogue physiologiquement avec lui, grâce à ses rapports anatomiques, nerveux et vasculaires. En IRM elle est définie par un signal intermédiaire de celui du ligament et de la graisse circonscrivant le ligament. Nous avons observé que la proportion moyenne de synoviale représentait 36% de l'entité ligamentaire collagène-synoviale.

En outre, la synoviale souligne les contours du collagène du LCA, et identifier ses replis intra ligamentaires aide à détourer précisément ses deux faisceaux.

Chez certains sujets, le LCA était effectivement morphologiquement bien structuré en deux faisceaux, délimités par des incisures ou replis intra ligamentaires nets de la synoviale (figure n°7). Chez ces sujets, il a généralement été suffisant de tracer un segment de droite entre les incisures synoviales interfasciculaires pour définir la limite entre les deux faisceaux.

Chez d'autres sujets, le caractère bi-fasciculaire du LCA n'est pas d'emblée évident sur la coupe à mi-longueur. Nous avons pris le parti de définir la surface de section des deux faisceaux par extrapolation de leur trajet et de leurs contours depuis leurs insertions, par lecture en mode ciné, ce qui introduit une subjectivité dans leur délimitation (figure n°7). Ainsi, chez deux sujets, les incisures synoviales étaient absentes ou il n'en existait qu'une seule.

Chez un des sujets, un vaisseau s'immiscant entre les deux faisceaux a constitué une difficulté (figure n°9). Chez un autre, c'était une section d'aspect étalée pour le faisceau PL et discoïde pour l'AM. Dans ces deux cas la visualisation cinéma des coupes d'une insertion à l'autre a permis d'intellectualiser les faisceaux et de les délimiter (figure n°10).

Enfin, le faisceau PL semble être dans notre étude le siège de replis synoviaux plus nombreux, ce qui peut rendre sa surface de section plus difficile à délimiter (non évalué).

Le caractère relecteur-dépendant du détourage mettant à l'épreuve sa reproductibilité, il nous a été utile de soumettre les mesures à un test de corrélation entre trois relecteurs d'expérience différente. Les tests se sont révélés significativement positifs pour les mesures de 2010, où la définition spatiale était la meilleure, donc sujette à moins de difficultés ou d'approximation de détourage.

De plus il nous a semblé utile de confronter le détourage du LCA à celui du tendon rotulien. Ce dernier présente le même hyposignal collagénique que le LCA et de nombreuses anfractuosités à sa face profonde rappelant les incisures synoviales des faisceaux du LCA (figure n°8). Les conditions de détourage sont donc similaires à celles du LCA, même si sa surface de section est plus importante. Dans notre étude, les mesures de surface de section du tendon rotulien n'ont pas montré de différence significative entre 2009 et 2010, en faveur de la reproductibilité de la méthode de détourage.

La bonne reproductibilité des résultats d'une année sur l'autre montre que notre séquence permet d'avoir des résultats fiables malgré son caractère potentiellement opérateur dépendant.

La durée d'acquisition de cette nouvelle séquence reste courte dans la perspective d'un développement ultérieur en routine clinique (2'12''). Par comparaison, la séquence développée à 3 Teslas par A.W.H. Ng et al dure 4 minutes [31].

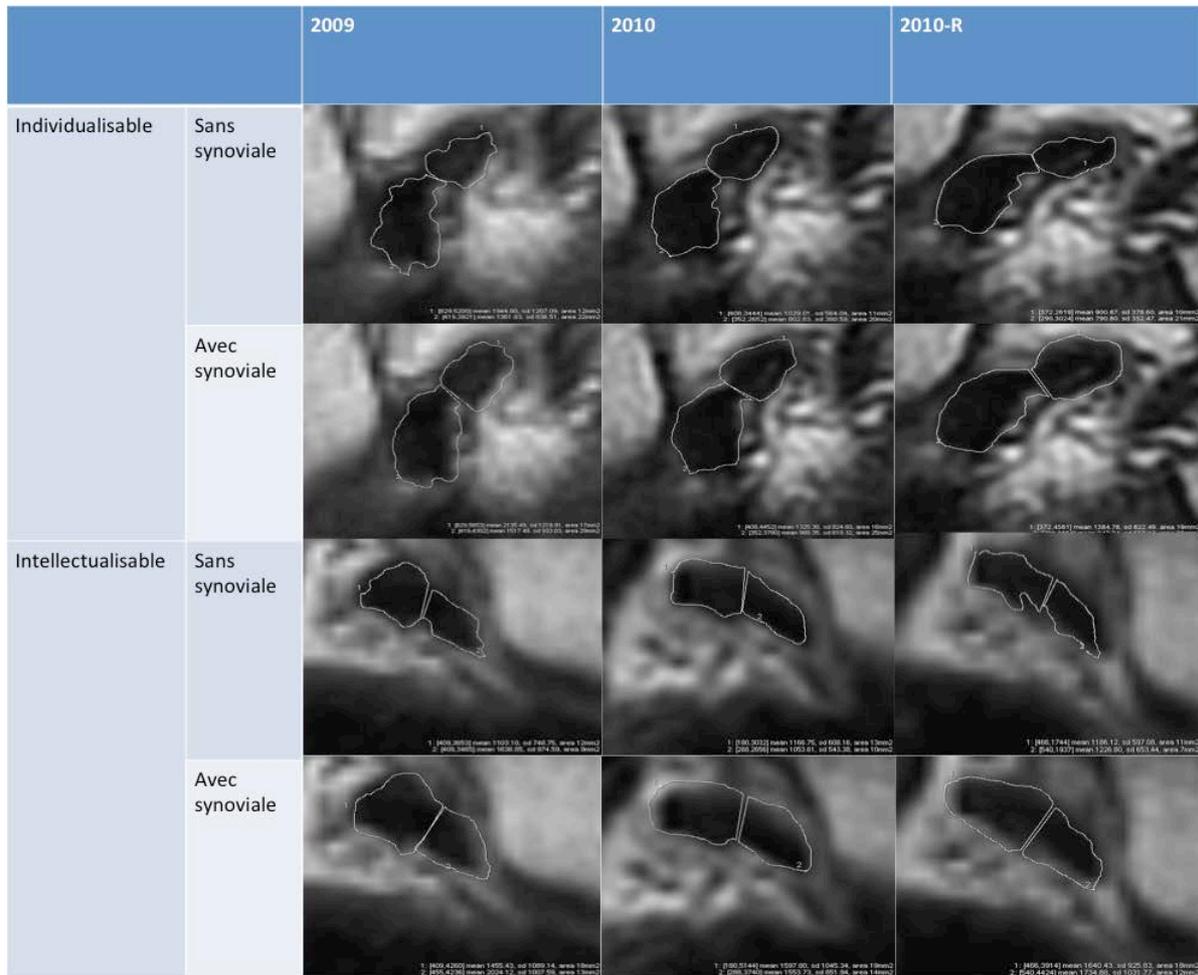


Figure n° 7 : exemples de morphotypes ligamentaires chez deux patients, après détourage sur la coupe de mi-longueur à grossissement de 400% des faisceaux, avec ou sans prise en compte de la synoviale en 2009, 2010 et 2010 en recalage d'images.  
 Chez le premier patient, les faisceaux sont facilement individualisables car les incisures synoviales inter-fasciculaires sont nettes. Chez le deuxième patient, les incisures synoviales sont moins nettes et le détourage fasciculaire moins évident. Les faisceaux sont intellectualisables à la lecture en mode ciné.

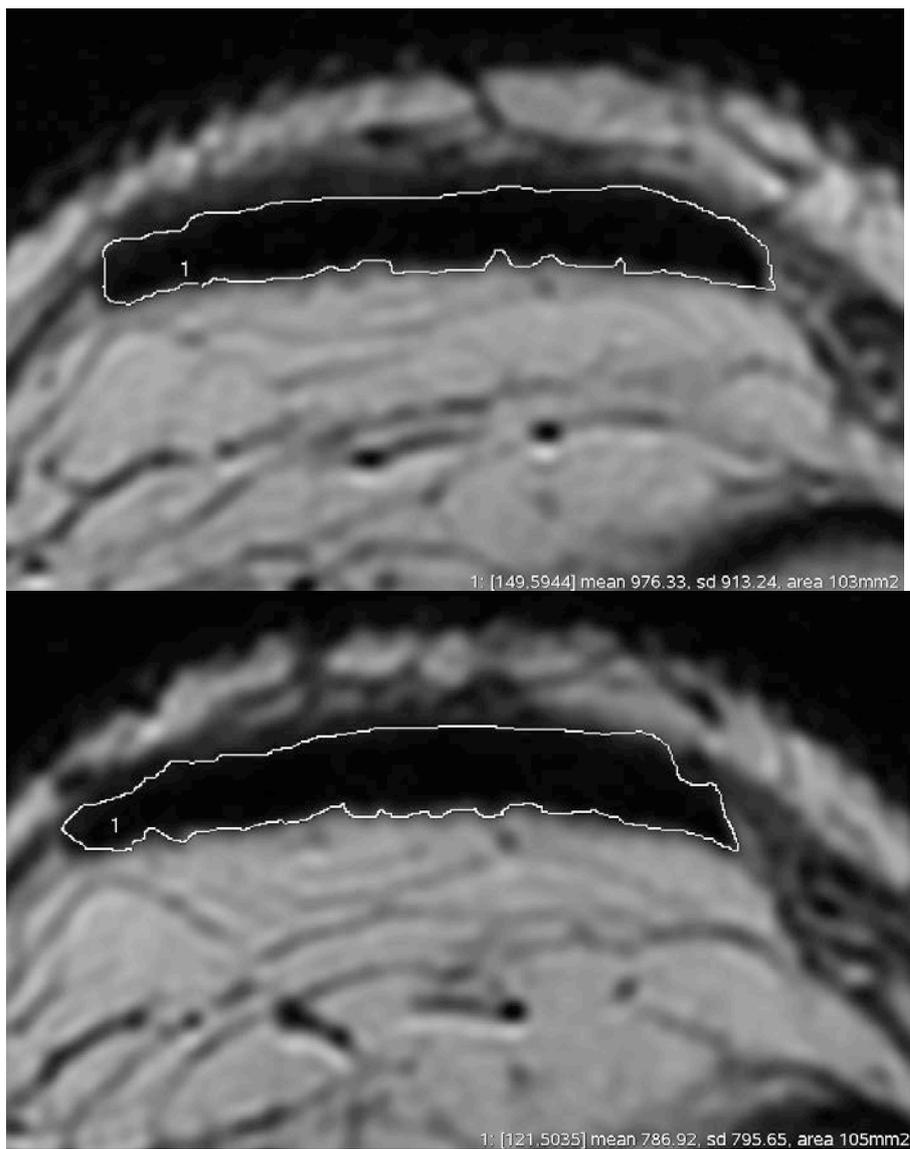


Figure n° 8 : détournement des tendons rotuliens chez un même patient sur une coupe axiale, en 2009 (en haut), et en 2010 (en bas).

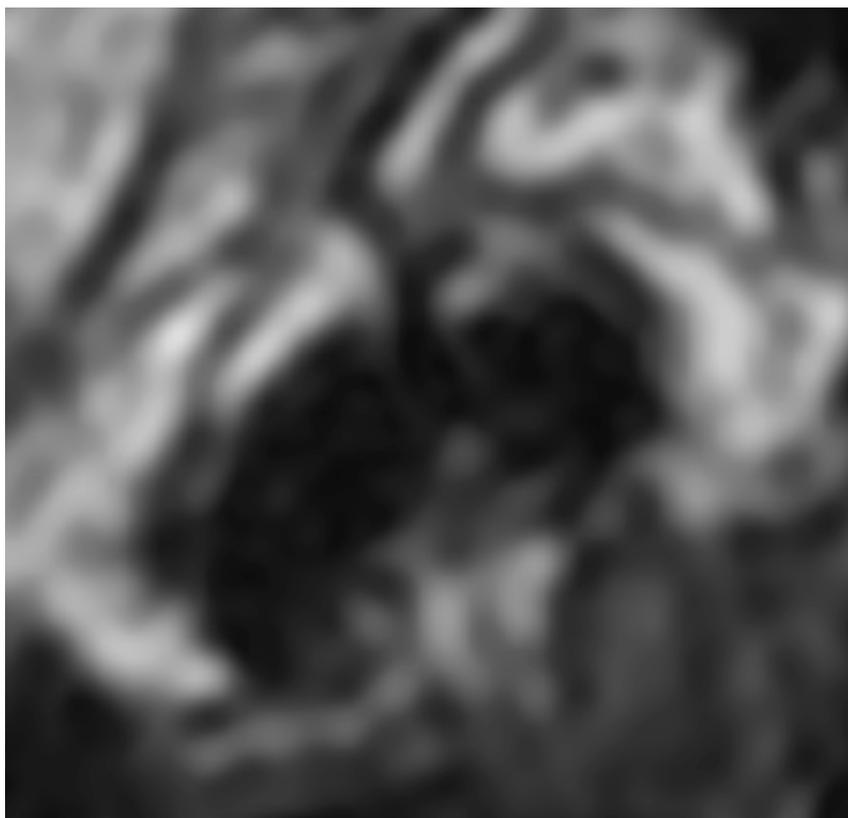


Figure n°9 : vaisseau en hyposignal identique au collagène venant s’immiscer entre les deux faisceaux.

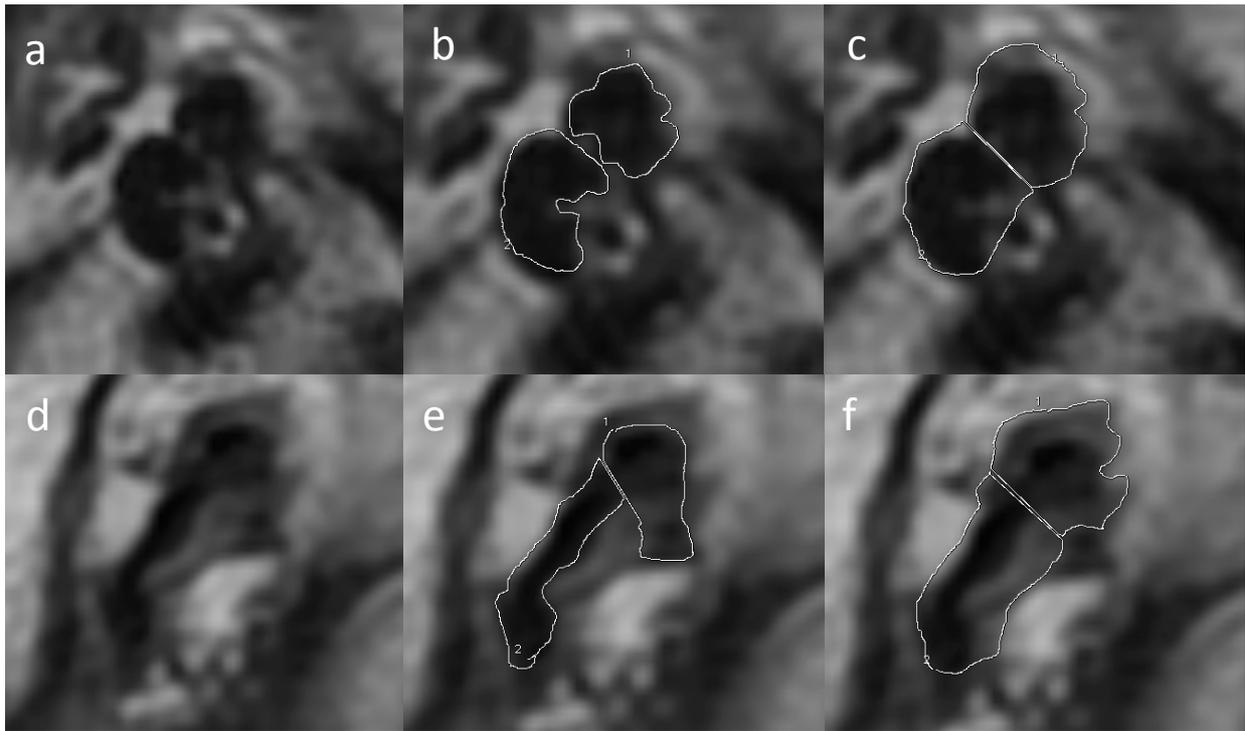


Figure n° 10 : exemple de détourage des faisceaux chez deux sujets, sur l'acquisition de 2010:

a) deux faisceaux visualisables ; b) détourage sans synoviale ; c) détourage avec synoviale.

d) deux faisceaux intellectualisables ; e) détourage sans synoviale ; f) détourage avec synoviale.

## V. Conclusion :

Nous décrivons une nouvelle séquence non volumique d'IRM dédiée au LCA, réalisable en routine à 1.5 Teslas en à peine plus de deux minutes. Celle ci permet une bonne définition des deux faisceaux du LCA sur la coupe de mi-longueur, soit directement, soit indirectement par intellectualisation de leurs contours à partir de leurs insertions. Elle apparait reproductible à un an d'intervalle sur un effectif faible mais homogène de sujets sains : son application aux lésions du LCA est donc parfaitement envisageable en routine.

## BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Amis, A.A. and G.P. Dawkins, Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg Br*, 1991. 73(2): p. 260-7.
- [2] Arnoczky, S.P., Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop Relat Res*, 1983. 172: p. 19-25.
- [3] Sakane M, Fox RJ, Woo SL, Livesay GA, Li G, Fu FH  
In situ forces in the anterior cruciate ligament and its bundles in response to anterior tibial loads. *J Orthop Res*. 1997, 15(2): p.285–93.
- [4] Odensten, M. and J. Gillquist, Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. *J Bone Joint Surg Am*, 1985. 67(2): p. 257-62.
- [5] Gabriel, M.T., et al., Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *J Orthop Res*, 2004. 22(1): p. 85-9.
- [6] Petersen, W. and T. Zantop, Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. *Clin Orthop Relat Res*, 2007. 454: p. 35-47.
- [7] Girgis FG, Marshall JL, Monajem A The Cruciate Ligaments of the Knee Joint: Anatomical. Functional and Experimental Analysis. *Clin Orthop Relat Res*, 1975. 106: p. 216-31.
- [8] Duthon VB, Barea C, Abrassart S, Fasel JH, Fritschy D, Menetrey J  
Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2006. 14(3): p.204-13.
- [9] Harner CD, Baek GH, Vogrin TM, Carlin GJ, Kashiwaguchi S, Woo SL.  
Quantitative analysis of human cruciate ligament insertions. *Arthroscopy*. 1999, 15(7): p.741–9.
- [10] Kopf S, Musahl V, Tashman S, Szczodry M, Shen W, Fu FH.  
A systematic review of the femoral origin and tibial insertion morphology of the ACL. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2009. 17(3): p.213-9.
- [11] Fritschy, D., et al., Can we predict the outcome of a partial rupture of the anterior cruciate ligament? A prospective study of 43 cases. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 1997. 5(1): p. 2-5.
- [12] Noyes FR, Mooar LA, Moorman CT 3rd, McGinniss GH.  
Partial tears of the anterior cruciate ligament. Progression to complete ligament deficiency. *J Bone Joint Surg Br*, 1989. 71(5): p.825-33.
- [13] Kannus, P. and M. Jarvinen, Conservatively treated tears of the anterior cruciate ligament. Long-term results. *J Bone Joint Surg Am*, 1987. 69(7): p. 1007-12.

- [14] Boks SS, Vroegindeweij D, Koes BW, Hunink MG, Bierma-Zeinstra SM.  
Follow-up of Posttraumatic Ligamentous and Meniscal Knee Lesions Detected at MR Imaging: Systematic Review. *Radiology*, 2006. 238(3): p.863-71.
- [15] Murray MM, Martin SD, Martin TL, Spector M.  
Histological changes in the human anterior cruciate ligament after rupture. *J Bone Joint Surg Am*, 2000. 82(10): p. 1387-97.
- [16] Petersen, W. and T. Zantop, Partial rupture of the anterior cruciate ligament. *Arthroscopy*, 2006. 22(11): p. 1143-5.
- [17] Siebold R, Fu FH.  
Assessment and Augmentation of Symptomatic Anteromedial or Posterolateral Bundle Tears of the Anterior Cruciate Ligament. *Arthroscopy*, 2008. 24(11): p. 1289-98.
- [18] Yao L, Gentili A, Petrus L, Lee JK.  
Partial ACL rupture: an MR diagnosis? *Skeletal Radiol*, 1995. 24(4): p.247-51.
- [19] Brandser EA, Riley MA, Berbaum KS, el-Khoury GY, Bennett DL  
MR imaging of anterior cruciate ligament injury: independent value of primary and secondary signs. *Am J Roentgenol*, 1996. 167(1): p.121-6.
- [20] Lerman JE, Gray DS, Schweitzer ME, Bartolozzi A  
MR evaluation of the anterior cruciate ligament value of axial images. *J Comput Assist Tomogr*, 1995. 19(4): p.604-7.
- [21] Roychowdhury, S., et al., Using MR imaging to diagnose partial tears of the anterior cruciate ligament: value of axial images. *AJR Am J Roentgenol*, 1997. 168(6): p. 1487-91.
- [22] Fitzgerald, S.W., MR imaging of knee ligament injuries: potential role of axial MR images. *AJR Am J Roentgenol*, 1999. 172(1): p. 239-40.
- [23] Fitzgerald SW, Remer EM, Friedman H, Rogers LF, Hendrix RW, Schafer MF  
MR evaluation of the anterior cruciate ligament: value of supplementing sagittal images with coronal and axial images. *Am J Roentgenol*, 1993. 160(6): p.1233-7.
- [24] Duc SR, Zanetti M, Kramer J, Käch KP, Zollikofer CL, Wentz KU.  
Magnetic resonance imaging of anterior cruciate ligament tears: evaluation of standard orthogonal and tailored paracoronal images. *Acta Radiol*, 2005. 46(7): p.729-33.
- [25] Hong SH, Choi JY, Lee GK, Choi JA, Chung HW, Kang HS.  
Grading of Anterior Cruciate Ligament Injury: Diagnostic Efficacy of Oblique Coronal Magnetic Resonance Imaging of the Knee. *J Comput Assist Tomogr*, 2003. 27(5): p.814-9.
- [26] Katahira K, Yamashita Y, Takahashi M, Otsuka N, Koga Y, Fukumoto T, Nomura K  
MR imaging of the anterior cruciate ligament: value of thin slice direct oblique coronal technique. *Radiat Med*, 2001. 19(1): p.1-7.
- [27] Murakami Y, Sumen Y, Ochi M, Fujimoto E, Adachi N, Ikuta Y

MR evaluation of human anterior cruciate ligament autograft on oblique axial imaging. *J Comp Assist Tomog.* 1998, 22(2): p.270–5.

[28] Starman JS, Vanbeek C, Armfield DR, Sahasrabudhe A, Baker CL 3rd, Irrgang JJ, Fu FH. Assessment of normal ACL double bundle anatomy in standard viewing planes by magnetic resonance imaging.

*Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007, 15(5): p.493-9.

[29] Steckel H, Vadala G, Davis D, Fu FH.

2D and 3D 3-tesla magnetic resonance imaging of the double bundle structure in anterior cruciate ligament anatomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006. 14(11): p.1151-8.

[30] Steckel H, Vadala G, Davis D, Musahl V, Fu FH.

3-T MR imaging of partial ACL tears: a cadaver study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007. 15(9): p.1066–71.

[31] Ng AWH, Griffith JF, Law KY, Ting JWM, Tipoe GL, Ahuja AT, et al. Oblique axial MR imaging of the normal anterior cruciate ligament bundles. *Skeletal Radiol.* 2011 Dec;40(12):1587–94.

[32] Ng AWH, Griffith JF, Hung EHY, Law KY, Yung PSH. MRI diagnosis of ACL bundle tears: value of oblique axial imaging. *Skeletal Radiology* [Internet]. 2012 Feb 21 [cited 2012 Jul 15]; Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22349646>.

[33] Niitsu M, Ikeda K, Itai Y.

Slightly flexed knee position within a standard knee coil: MR delineation of the anterior cruciate ligament. *Eur Radiol.* 1998. 8(1): p.113-5.

## **Diagnostic IRM des ruptures du ligament croisé antérieur du genou : utilité et performances de la séquence « bif-tech ».**

### **I. Introduction :**

Le ligament croisé antérieur (LCA) du genou présente une architecture bi-fasciculaire, comportant un faisceau antéro-médial (AM) et un faisceau postéro-latéral (PL). Une rupture partielle peut prendre plusieurs formes. Il peut s'agir d'une rupture complète de l'un des deux faisceaux, incomplète d'un faisceau ou des deux faisceaux à la fois, ou complète d'un faisceau et incomplète de l'autre faisceau [1, 2].

Une telle rupture est rapportée entre 10% et 25% des lésions du LCA documentées par arthroscopie [3-5].

Il est non seulement important de pouvoir différencier avec fiabilité les ruptures totales des ruptures partielles, mais si possible de quantifier le capital ligamentaire sain restant en cas de lésion partielle, car celui-ci est pronostique de la capacité du ligament à cicatrifier [6,7], orientant donc vers un traitement fonctionnel. Cette quantification anatomique permettrait également de faciliter la planification de la technique chirurgicale de reconstruction.

Diagnostiquer une rupture partielle est souvent difficile, et actuellement aucun élément ne permet isolément de le faire avec certitude. A l'interrogatoire, le mécanisme traumatique peut solliciter préférentiellement un faisceau [8] : AM en flexion, PL en extension [9] ; AM en tiroir à haute énergie, PL en pivot à basse énergie [3]. L'examen clinique comportant test du tiroir antérieur à 90°, test de Lachman, test du ressaut (« pivot shift ») est parfois évocateur mais insuffisant [1,10]. Les radiographies en stress (examen laximétrique), si la technique est rigoureuse, quantifiée au Télós® et comparative, peuvent apporter un argument supplémentaire dans les valeurs de faible laxité [2, 10, 11]. L'arthroscopie elle-même peut être prise en défaut (lésion isolée du faisceau PL ; élongation simple) [12].

Le diagnostic repose donc sur un faisceau d'arguments, parmi lesquels l'IRM reste sujette à caution [13] du fait d'une sémiologie difficile [14-19]. Les séquences standard d'IRM échouent largement à visualiser les ruptures partielles [20], justifiant de diriger la technique vers une analyse bi-fasciculaire spécifique. Nous avons établi plus haut la faisabilité et la reproductibilité d'une séquence dédiée, dénommée séquence « bif-tech » pour « technique bi-fasciculaire », orthogonale stricte au ligament. Seule une équipe à notre connaissance en a évalué l'utilité en cas de rupture du LCA, en comparaison à l'arthroscopie [21], à 3 Teslas.

L'objectif principal de cette étude est de confirmer l'utilité de la séquence « bif-tech » dans le diagnostic des ruptures du ligament croisé antérieur. L'objectif secondaire est d'appréhender ses possibilités pronostiques selon la prise en charge retenue, fonctionnelle ou chirurgicale.

## II. Matériel et méthodes :

### 1. Sujets :

Nous avons réalisé une étude observationnelle prospective, en intention de traiter, sur 152 IRM du genou (151 patients) réalisées entre juillet 2009 et février 2011, au CHU de Grenoble – Hôpital Sud.

Les critères d'inclusion reposaient sur la suspicion clinique d'entorse grave du ligament croisé antérieur (LCA) du genou, récente (délai traumatisme-IRM de moins de 14 semaines).

Les critères d'exclusion étaient l'âge inférieur à 18 ans, la contre-indication à l'IRM, la présence d'une plastie ligamentaire.

### 2. Protocole d'imagerie :

Les 152 IRM ont été réalisées sur la même machine General Electric (GE, Milwaukee, WI) Signa Excite 1.5 Teslas.

Chaque examen IRM comportait quatre séquences standard : axiale, coronale, sagittale en pondération densité de protons avec saturation du signal de la graisse (DP Fat-Sat); et sagittale T1. Une séquence supplémentaire dédiée à l'étude spécifique du LCA, dans un plan axial oblique transverse appelée « technique bi-fasciculaire » ou « bif-tech », a été réalisée. Ses paramètres sont répertoriés dans la figure n° 5.

On appelle IRM bi-fasciculaire l'ensemble de ce protocole, qui comporte donc 5 séquences au total dont la séquence « bif-tech ».

### 3. Méthodes de lecture :

Les IRM ont été lues sur console (adw4.2, GE, Milwaukee, WI) aléatoirement par trois radiologues différents, tous spécialistes de l'imagerie ostéo-articulaire, avec une expérience de 25, 7 et 4 ans. S'agissant d'une étude en intention de traiter, le diagnostic de rupture du LCA n'a pas fait l'objet d'une double lecture.

La rupture du LCA était cotée en 4 stades de gravité selon le pourcentage du capital ligamentaire sain restant, par une estimation semi-quantitative reposant sur des anomalies de morphologie et de signal. Ceux-ci étaient donc établis exclusivement à partir des données IRM (score anatomique et non fonctionnel), et détaillés pour chaque faisceau (figure n° 11) :

|                                    |   |
|------------------------------------|---|
| Stade 0 = capital sain 100%        | = deux faisceaux normaux : LCA normal.  |
| Stade 1 = capital sain >50%        | = rupture en continuité d'un seul faisceau.   |
| Stade 2 = capital sain de 25 à 50% | = rupture en continuité des deux faisceaux<br>OU rupture complète d'un seul faisceau. |
| Stade 3 = capital sain < 25 %      | = rupture complète d'1 faisceau<br>ET en continuité de l'autre faisceau.              |
| Stade 4 = capital sain 0 %         | = rupture complète des 2 faisceaux :<br>LCA totalement rompu.                         |

Etait considéré comme :

- normal : un faisceau en hyposignal SANS discontinuité ET SANS distension (pas d'aspect concave du bord antérieur du ligament sur les coupes sagittales T2).
- rompu en continuité : un faisceau en hypersignal sur une ou plusieurs coupes successives, SANS discontinuité AVEC ou SANS distension.
- rompu complètement : un faisceau en hypersignal ET discontinu.

Était qualifié de discontinu un faisceau présentant une des caractéristiques morphologiques suivantes :

- diastasis : écartement entre les deux moignons ligamentaires ou entre un moignon et son insertion corticale.
- baïonnette : décalage entre les moignons ligamentaires entre deux coupes successives.
- battant de cloche : bascule vers l'avant du moignon ligamentaire inférieur, plus ou moins épaissi à son extrémité [22].
- avulsion osseuse à l'insertion ligamentaire.

Toutes ces caractéristiques sont répertoriées dans la figure n°12.

| Analyse bi fasciculaire     | Statut IRM du LCA       |
|-----------------------------|-------------------------|
| <b>AM</b>                   |                         |
| - Préservé = 0              |                         |
| - Rupture en continuité = 1 | Normal = 0              |
| - Rupture complète = 2      | rupture partielle = 1-2 |
|                             | rupture subtotale = 3   |
|                             | rupture totale = 4      |
| <b>PL</b>                   |                         |
| - Préservé = 0              |                         |
| - Rupture en continuité = 1 |                         |
| - Rupture complète = 2      |                         |

Figure n°11 : stadification des lésions du LCA permise par la séquence « bif-tech ».

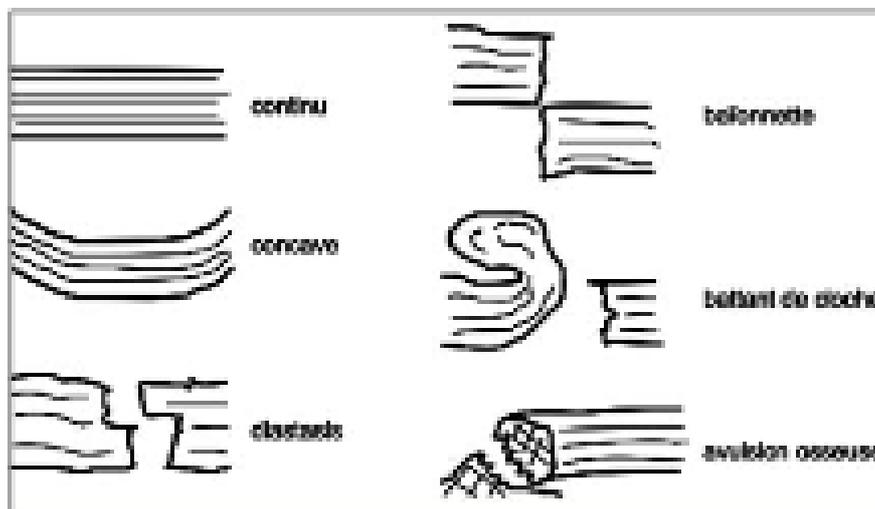


Figure n°12 : différents aspects anatomiques du LCA allant de la normalité à la rupture totale.

Au terme de cette analyse, les patients ont été classés selon 3 groupes anatomiques:

- Normal : LCA normal correspondant au stade 0,
- Partiel : rupture partielle du LCA correspondant aux stades 1-2-3,
- Total : rupture totale du LCA correspondant au stade 4.

Les patients ont également été classés en 3 groupes pronostiques :

- Normal : équivalent au stade anatomique 0,
- Cicatrisable : regroupant les stades anatomiques 1 et 2
- Non cicatrisable : regroupant les stades anatomiques 3 et 4.

Les arthroscopies ont été réalisées majoritairement au CHU de Grenoble (73%). Le statut morphologique du LCA et de ses faisceaux était précisé dans le compte-rendu chirurgical : normal, rupture partielle (précision de l'état visuel et palpatoire des faisceaux AM et PL), ou rupture totale.

Le compte rendu de l'arthroscopie, les données cliniques et laximétriques du suivi ont été recueillies par consultation directe du dossier chirurgical archivé au CHU de Grenoble. Lorsque le suivi avait été effectué dans d'autres centres, que le patient n'avait pas été opéré, ou que les informations sur la nature de sa prise en charge étaient incertaines, le patient était contacté par téléphone. Cette enquête téléphonique s'est déroulée durant le mois de septembre 2012 et permettait de préciser le traitement entrepris (plastie ou traitement fonctionnel), leur date si chirurgie, et le cas échéant de récupérer le compte-rendu opératoire.

#### **4. Analyses de résultats :**

Nous avons définis deux sous-populations de patients pour répondre aux objectifs de l'étude.

La sous-population des patients opérés a permis de répondre à l'objectif principal de l'étude : comparer les données IRM et arthroscopiques pour définir la fiabilité anatomique de notre protocole incluant la séquence « bif-tech » (IRM bi-fasciculaire). Les résultats de l'arthroscopie ont été retenus comme référence diagnostique. Les patients non opérés et ceux dont la nature de la prise en charge thérapeutique n'a pu être définie ont donc été exclus ; de même pour les patients ne présentant pas de lésion du LCA à l'IRM bi-fasciculaire (diagnostics différentiels). La sensibilité, la spécificité, la valeur prédictive positive et négative pour la détection des ruptures totales ont été calculées, ainsi que la fiabilité.

La sous-population des entorses graves confirmées par l'IRM bi-fasciculaire a permis de répondre à l'objectif secondaire de l'étude : appréhender la valeur pronostique de notre protocole à la lumière du type de prise en charge, chirurgicale ou fonctionnelle. Le délai moyen de suivi a été calculé en mesurant l'intervalle entre le traumatisme et l'enquête téléphonique de suivi réalisée en septembre 2012.

### III. Résultats :

Les résultats sont répertoriés dans les figures n°13, 14 et 15.

Le délai moyen entre le traumatisme et la réalisation de l'IRM était de 3 semaines (0-14 semaines). L'âge moyen à la date du traumatisme était de 33 ans (18-68).

Les **152 IRM réalisées** retrouvaient 109 ruptures totales du LCA (72%), 37 ruptures partielles (24%) et 6 LCA normaux (4%). La répartition selon les groupes anatomiques IRM s'effectue comme suit :

- groupe total : 109 LCA présentaient une rupture stade 4 en IRM. Parmi eux, 12 (11%) ont été perdus de vue, 72 (66%) ont été opérés, et 25 (23%) ont été traités fonctionnellement.
- groupe partiel : 37 LCA présentaient une rupture stade 1 ou 2 ou 3 en IRM. Parmi eux, 9 (25 %) ont été perdus de vue, 8 ont été opérés (21%) et 20 ont été traités fonctionnellement (54%). Dans ce sous-groupe, le faisceau AM était anormal chez 28 patients (75%). Le faisceau PL était anormal chez 36 patients (97%). Nous avons répertorié 13 lésions de stade 1 (35%), 7 lésions de stade 2 (19%), et 17 lésions de stade 3 (rupture sub-totale) (46%).
- groupe normal : parmi les 6 LCA stade 0 (normaux), 1 avait un examen IRM du genou strictement normal. Chez les 6 autres, l'IRM objectivait un diagnostic différentiel : une entorse de stade III du LLI, une luxation de rotule, une anse de seau luxée dans l'échancrure et 2 fractures par impaction du plateau tibial latéral.

Pour former la sous-population des entorses graves confirmées par IRM, nous avons écarté les 6 LCA normaux, et les 21 patients perdus de vue (9 ruptures partielles et 12 totales). Le type de prise en charge de la rupture (chirurgical ou fonctionnel) était disponible pour **125 LCA** : 97 ruptures totales et 28 ruptures partielles du LCA.

- groupe total : sur 97 LCA classés stade 4 à l'IRM, 72 (74%) ont été opérés, avec un délai traumatisme-chirurgie moyen de 20 semaines (0 - 90 semaines). Les 25 autres (25%) ont été traités fonctionnellement.
- groupe partiel : sur 28 LCA classés stade 1 ou 2 ou 3 à l'IRM, 8 (28%) ont été opérés, avec un délai traumatisme-chirurgie de 21 semaines (12 - 40 semaines). Ces 8 LCA étaient classés stade 3. Parmi ceux-ci, l'arthroscopie diagnostiquait 6 ruptures totales du LCA et deux reliquats fonctionnels du PL. Les 20 autres (71%) ont été traités fonctionnellement.

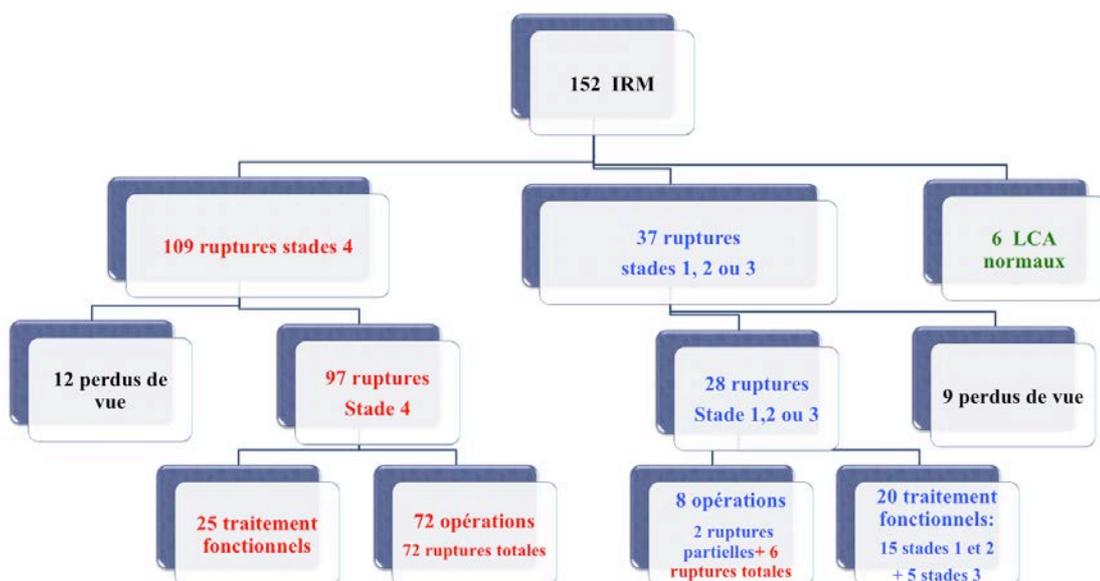


Figure n° 13 : résultats des données IRM.

Pour ces 2 groupes, **le nombre de patients opérés est donc de 80** (64%). Leur répartition par groupe pronostique se décompose ainsi :

- groupe « non cicatrisable » : 100% des patients, dont seulement 2 (2%) avaient un diagnostic arthroscopique de rupture partielle (stade 3).
- groupe cicatrisable : aucun LCA appartenant à ce groupe n'a été opéré.

Le recul moyen de suivi était de 27,5 mois (18-33) dans les ruptures partielles : 29.8 mois (28-31) dans les stades 3, et 27 mois (18-33) dans les stades 1-2 (groupe cicatrisable).

La valeur prédictive positive de l'IRM bi-fasciculaire dans le diagnostic des ruptures totales était de 100%, sa sensibilité était de 92% et sa spécificité de 100%. La valeur prédictive négative dans le diagnostic des ruptures totales était de 33%. La fiabilité diagnostique est de 92%.

Il n'a pas été possible d'évaluer la fiabilité de la séquence dans les ruptures partielles, du fait du nombre trop faible de ruptures partielles opérées.

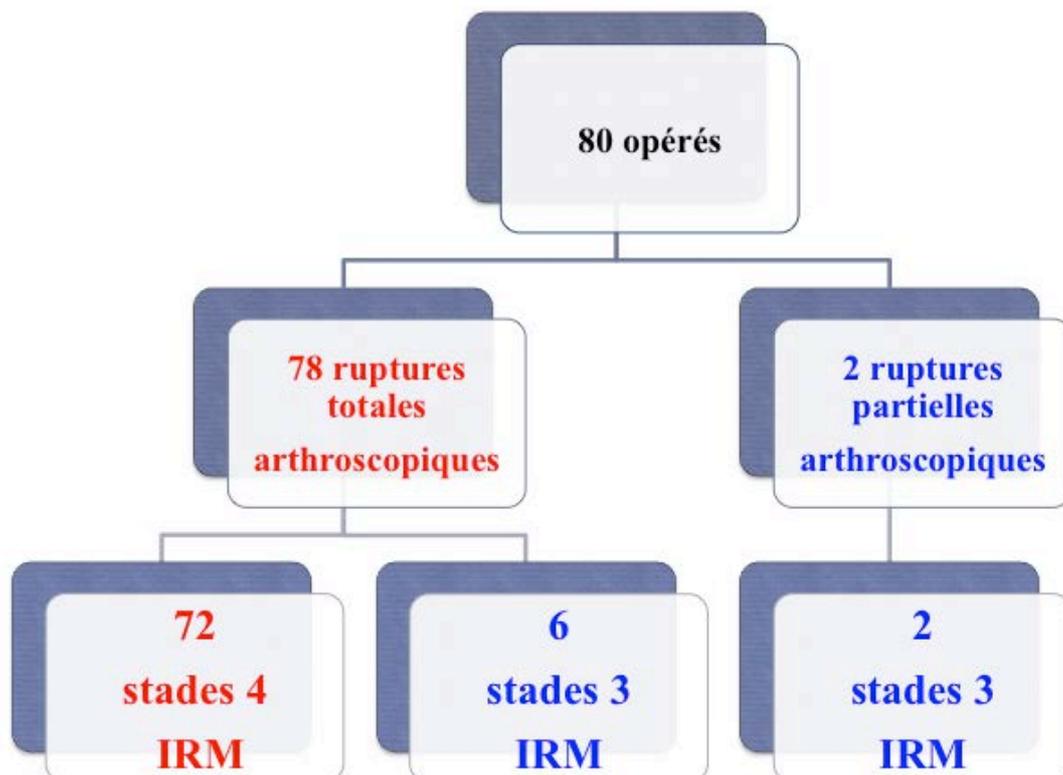


Figure n° 14 : résultats des données arthroscopiques.

| ARTHROSCOPIE  | IRM              |                     |                              |
|---------------|------------------|---------------------|------------------------------|
|               | Ruptures totales | Ruptures partielles |                              |
| Stades 4      | 72               | 0                   | VPP : 100%                   |
| Autres stades | 6                | 2                   | VPN : 33%                    |
|               | Se : 92%         | Sp : 100%           | Fiabilité diagnostique : 92% |

Figure n° 15 : tableau de contingence des résultats chez les 80 patients opérés. Performances de la séquence « bif-tech » dans les cas des stades 4 à l'IRM.

#### **IV. Discussion :**

L'adjonction de la séquence « bif-tech » aux séquences IRM standard (IRM bi-fasciculaire) permet une analyse morphologique bi-fasciculaire précise du LCA. Elle améliore l'efficacité diagnostique de l'IRM dans les ruptures totales, avec une valeur prédictive positive de 100%. Elle permet d'en distinguer les ruptures partielles, et de les qualifier selon deux formes anatomiques, établies en fonction du capital ligamentaire sain restant : de bon pronostic, potentiellement cicatrisables ; de mauvais pronostic, potentiellement totalisables.

L'IRM est connue pour avoir une exactitude diagnostique de plus de 95% pour le diagnostic de rupture du LCA, sans distinction partielle ou totale [23,24]. Une étude utilisant une séquence réalisée dans un plan coronal oblique parallèle au grand axe du LCA permettait d'augmenter l'exactitude diagnostique des ruptures, mais sans distinction entre partielle ou totale [25]. Une série récente reposant sur un protocole IRM standard, dans le contexte pourtant plus favorable d'une relecture rétrospective (de 51 ruptures partielles opérées), donne des valeurs de fiabilité de moins de 50% [20]. Dans leur étude réalisée sur 61 patients, Ng et al utilisaient une IRM 3 Teslas, permettant des résolutions spatiales et en contraste supérieures. Ceci leur a permis d'obtenir une sensibilité, une spécificité et une exactitude diagnostique de la séquence axiale oblique au grand axe du LCA égales à 87% dans le diagnostic des ruptures partielles [21]. Dans une autre étude portant sur 172 ruptures du LCA explorées par IRM à 3 Teslas puis arthroscopie, Van Dyck et al retrouvaient 40 ruptures, avec des sensibilités pour les ruptures totales et partielles, respectivement de 83 et 77%. Cependant, l'IRM n'était pas parvenue à identifier correctement 5 ruptures (13%) [26].

L'utilisation d'un champ de 3 Teslas et des reconstructions isotropiques issues d'acquisitions volumiques permettrait de comparer l'analyse fasciculaire dans les axes coronal, sagittal et axial oblique, mais suppose un environnement technique de pointe, actuellement minoritaire en offre IRM [27-29].

Dans notre étude, l'IRM bi-fasciculaire utilisée en diagnostic courant à 1,5 Teslas a une fiabilité de 92% tout en couvrant l'éventualité des ruptures partielles. Elle présente toutefois un certain nombre de biais ou limites.

Le nombre de ruptures partielles diagnostiquées en IRM bi-fasciculaire puis opérées est très faible (2 sur 28), ce qui constitue la principale limite de nos résultats, l'arthroscopie servant de « gold standard ». En particulier, aucun des stades 1 et 2 n'a bénéficié de contrôle chirurgical. On ne peut donc conclure sur la fiabilité de l'IRM bi-fasciculaire à établir un diagnostic précis des stades 1 et 2. Par contre, on peut conjecturer cette fiabilité à partir de renseignements indirects, qui nous ont poussé à les fondre dans le même groupe pronostique des lésions potentiellement « cicatrisables ».

Ainsi, les perdus de vue sont en proportion nettement plus importante dans le groupe des ruptures partielles. Ceci peut être expliqué par une efficacité du traitement fonctionnel jugée suffisante par les patients, ne les amenant pas à reconsulter leur chirurgien, et permet de conclure rétrospectivement à une forme initiale de bon pronostic : relative efficacité du résidu ligamentaire et/ou capacité à cicatriser [30]. Le délai moyen du suivi n'est certes pas de long terme, mais suffisant pour écarter l'hypothèse de ruptures complètes ou subtotaux initialement méconnues, surtout dans une population majoritairement jeune et sportive. Quant à d'éventuels faux positifs stade 1, ils correspondent à des ruptures interstitielles dans les études de corrélations histologiques et sont réputés généralement occultes à l'arthroscopie. En l'absence d'IRM bi-fasciculaire de contrôle, ceci est conforté d'une part par la faible

proportion de LCA normaux en IRM de notre étude (qui témoigne de l'expertise de l'équipe chirurgicale à présumer d'un accident d'instabilité fémoro-tibial), d'autre part par les données de la littérature : nos chiffres concernant la proportion de ruptures partielles sont parfaitement concordants (24% dont 14 % de stades 1 et 2, et 11% de stades 3) [3-5].

Dans notre étude l'IRM bi-fasciculaire sous-estime certains stades 4 qui sont classés en stade 3, ce qui explique sa faible valeur prédictive négative. En effet, parmi les 13 LCA classés stade 3, huit (61%) ont été opérés, avec un délai traumatisme-chirurgie de 21 semaines (12 - 40 semaines). Parmi ceux-ci, l'arthroscopie diagnostiquait 6 ruptures totales du LCA et deux reliquats fonctionnels du PL. L'IRM bi-fasciculaire sous-estimait donc le stade anatomique dans 6 cas. Il peut s'agir d'un défaut de la technique : la qualification du stade 3 versus stade 4 est d'autant plus difficile que le reliquat ligamentaire sain est minime. Le lecteur a d'ailleurs hésité à classer en stade 4 deux de ces cas, ce qui aurait ramené la VPN à 50% au lieu de 33%. Il peut également témoigner d'une totalisation de la rupture dans l'intervalle de temps entre l'IRM bi-fasciculaire et la chirurgie [6, 7, 31]. De fait, un de nos patients a présenté deux entorses successives du même genou, à un an et demi d'intervalle. Après une première rupture partielle classée stade 2, l'IRM bi-fasciculaire réalisée après le second traumatisme retrouvait une rupture totale du LCA, confirmée par l'arthroscopie. Il s'agissait vraisemblablement d'une totalisation survenue sur LCA cicatriciel. Cette hypothèse est d'autant plus légitime que le délai IRM – chirurgie augmente ; il est de 17 semaines en moyenne pour les stades 3 dans notre étude.

Dernière éventualité, la difficulté à bien préciser le statut anatomique de chaque faisceau est relatée dans les études chirurgicales. Cette difficulté ne concerne pas tant le diagnostic de rupture partielle que la quantification en pourcentage de la composante intacte [32-34]. De plus les données arthroscopiques ont pu être biaisées par la connaissance des résultats de l'IRM bi-fasciculaire par le chirurgien.

Fritschy et al, sur une étude chirurgicale et de suivi, avait déjà souligné la proximité pronostique des ruptures totales et des ruptures subtotaux [30]. Pour l'ensemble de ces raisons il est judicieux de regrouper les stades 3 et 4 dans le même groupe pronostique des ruptures « non cicatrisables » car totales ou totalisables.

L'approche anatomo-pronostique de la séquence semble donc pertinente. Dans notre étude, 100% des ruptures « non cicatrisables » ont été diagnostiquées par l'IRM bi-fasciculaire, et 0% des ruptures « cicatrisables » ont été opérées. Il s'agit d'un progrès sur l'IRM standard, dont les performances dans l'évaluation de la stabilité des ruptures sont moyennes, y compris avec recours aux signes indirects : les contusions osseuses ne sont pas discriminantes ; quant aux signes IRM utiles au diagnostic des ruptures instables, ils sont peu sensibles car documentent un tiroir antérieur spontané, facilement accessible à l'examen clinique (translation tibiale antérieure, découverte de la corne postérieure du ménisque externe, hyper-angulation du LCP) [19].

L'influence des résultats de l'IRM bi-fasciculaire sur la décision thérapeutique doit néanmoins être prise en compte. Il est en effet aujourd'hui difficilement concevable sur un plan éthique que le chirurgien soit aveugle du résultat d'un examen complémentaire devenu systématique en pré-opératoire. Ainsi les stades 4 ont été opérés dans 72% des cas, les stades 3 dans 46% des cas, et les stades 1 et 2 ne l'ont jamais été. Il est difficile d'évaluer l'impact des résultats de l'IRM bi-fasciculaire sur la décision thérapeutique, prise conjointement par le chirurgien et le patient. Cependant il est concevable qu'un stade 1 ou 2 oriente plutôt vers une prise en charge fonctionnelle, au moins dans un premier temps, et d'autant plus qu'il est

associé à des valeurs limites de laxité clinique et radiographique. Concernant le stade 3, l'impact de l'IRM bi-fasciculaire sur la décision finale est difficile à estimer.

On peut donc regretter que les données cliniques pré et post-opératoires (appréciation de la stabilité, quantification du test de Lachman, présence et quantification d'un ressaut) soient souvent incomplètes. Les patients n'ont pas tous bénéficié de clichés radiographiques en stress en pré-opératoire non plus. Enfin, le suivi clinique des patients traités fonctionnellement était souvent peu renseigné. Chez les patients opérés hors-CHU (30%), nous n'avons pu récupérer que le compte-rendu opératoire.

Il serait intéressant de mieux tracer les données cliniques et systématiser l'évaluation laximétrique, qui reste d'une grande importance dans cette pathologie. Elle permettrait de confronter l'IRM bi-fasciculaire à d'autres critères qu'à ceux de l'arthroscopie.

Il existe un biais de lecture des images : une seule lecture a été effectuée, rendant les résultats lecteur-dépendant. Cependant, les examens étaient répartis aléatoirement sur les différents relecteurs, ce qui permet d'atténuer ce biais. Rappelons que l'étude a été conduite en intention de traiter : en routine, le diagnostic de rupture du LCA ne fait pas l'objet d'une double lecture.

L'interprétation du signal est influencée par le délai entre le traumatisme et l'examen IRM. Celui-ci est en moyenne de 3 semaines tous stades confondus et de 4 semaines dans les stades 3. Plus la lésion est fraîche, meilleur sera l'hypersignal intra-ligamentaire. A contrario, la résolution en contraste des contours sera moins bonne, par l'infiltration œdémateuse de la graisse de l'échancrure. En pratique, il nous paraît préférable d'attendre la régression de cette infiltration.

Enfin, la définition de la séquence « bif-tech » facilite l'identification des ruptures dont le moignon ligamentaire bascule vers l'avant en « battant de cloche ». Cette forme de rupture mérite d'être identifiée car peut être à l'origine de complications post-opératoires de type syndrome du cyclope.

## **V. Conclusion :**

L'IRM bi-fasciculaire, comportant les séquences standard enrichies de la séquence « bif-tech », permet de qualifier anatomiquement les ruptures du LCA avec précision et fiabilité. Dans notre étude, sa valeur prédictive positive est de 100% dans les ruptures totales. Elle permet d'appréhender les lésions sous un angle morfo-pronostique et aide ainsi, complémentirement aux données cliniques et laximétriques, à définir la stratégie de prise en charge, fonctionnelle ou chirurgicale, et son échéance.

## BIBLIOGRAPHIE :

- [1] Petersen W, T Zantop. Partial rupture of the anterior cruciate ligament. *Arthroscopy*, 2006. 22(11): p. 1143-5.
- [2] Liu, W., M.E. Maitland, and G.D. Bell, A modeling study of partial ACL injury: simulated KT-2000 arthrometer tests. *J Biomech Eng*, 2002. 124(3): p. 294-301.
- [3] Zantop T, Brucker PU, Vidal A, Zelle BA, Fu FH. Intraarticular rupture pattern of the ACL. *Clin Orthop Relat Res* 2007. 454: p. 48-53.
- [4] Ochi M, Adachi N, Deie M, Kanaya A. Anterior cruciate ligament augmentation procedure with a 1-incision technique: anteromedial bundle or posterolateral bundle reconstruction. *Arthroscopy*, 2006. 22(4): p. 463.e1-5.
- [5] Sonnery-Cottet B, Barth J, Graveleau N, Fournier Y, Hager JP, Chambat P. Arthroscopic identification of isolated tear of the posterolateral bundle of the anterior cruciate ligament. *Arthroscopy*, 2009, 25(7): p.728-32.
- [6] Noyes FR, Mooar LA, Moorman CT III, McGinniss GH. Partial tears of the anterior cruciate ligament. Progression to complete ligament deficiency. *J Bone Joint Surg Br*. 1989;71:825–33.
- [7] Sommerlath K, Odensten M, Lysholm J. The late course of acute partial anterior cruciate ligament tears. A nine to 15-year follow-up evaluation. *Clin Orthop Relat Res*. 1992;281:152–8.
- [8] Amis A, GP Dawkins, Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg Br*, 1991. 73(2): p. 260-7.
- [9] Zavatsky AB, Wright HJ. Injury initiation and progression in the anterior cruciate ligament. *Clin Biomech*, 2001. 16(1): p.47-53.
- [10] Panisset JC, Duraffour H, Vasconcelos W, Colombet P, Javois C, Potel JF, Dejour D. Analyses clinique, radiologique et arthroscopique de la rupture du LCA. Étude prospective de 418 cas. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 2008. 94(8 Suppl): p.362-8.
- [11] Rijke, A.M., et al., Instrumented arthrometry for diagnosing partial versus complete anterior cruciate ligament tears. *Am J Sports Med*, 1994. 22(2): p. 294-8.
- [12] Dowdy PA, Vellet KD, Fowler PJ, Marks PH. Magnetic resonance imaging of the partially torn anterior cruciate ligament: an in vitro animal model with correlative histopathology. *Clin J Sport Med*, 1994. 4(3): p.187–91.
- [13] Umans H, Wimpfheimer O, Haramati N, Applbaum YH, Adler M, Bosco J. Diagnosis of partial tears of the anterior cruciate ligament of the knee: value of MR imaging. *Am J Roentgenol*, 1995. 165(4): p.893-7.

- [14] Yao L, Gentili A, Petrus L, Lee JK. Partial ACL rupture: an MR diagnosis? *Skeletal Radiol*, 1995. 24(4): p. 247-51.
- [15] Klass D, Toms AP, Greenwood R, Hopgood P  
MR imaging of acute anterior cruciate ligament injuries. *Knee*, 2007. 14(5): p.339-47.
- [16] Chen WT, Shih TT, Tu HY, Chen RC, Shau WY.  
Partial and complete tear of the anterior cruciate ligament. *Acta Radiol*, 2002. 43(5): p.511-6.
- [17] Lawrance JA, Ostlere SJ, Dodd CA  
MRI diagnosis of partial tears of the anterior cruciate ligament. *Injury*, 1996. 27(3): p.153-5.
- [18] Fantino O, Deroche C, Imbert JC, Bordet B, Bousquet JC, Borne J.  
Imagerie du ligament croisé antérieur : pourquoi ? Quand ? Comment ?  
In *Le genou SIMS opus XXXIII Sauramps Medical 2006* : p235-51.
- [19] Van Dyck P, Gielen JL, Vanhoenacker FM, Wouters K, Dossche L, Parizel PM. Stable or unstable tear of the anterior cruciate ligament of the knee: an MR diagnosis? *Skeletal Radiol*. 2012 Mar;41(3):273-80.
- [20] Van Dyck P, De Smet E, Veryser J, Lambrecht V, Gielen JL, Vanhoenacker FM, et al. Partial tear of the anterior cruciate ligament of the knee: injury patterns on MR imaging. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2012 Feb;20(2):256-61.
- [21] Ng AWH, Griffith JF, Hung EHY, Law KY, Yung PSH. MRI diagnosis of ACL bundle tears: value of oblique axial imaging. *Skeletal Radiology* [Internet]. 2012 Feb 21 [cited 2012 Jul 15]; Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22349646>.
- [22] Runyan BR, Bancroft LW, Peterson JJ, Kransdorf MJ, Berquist TH, Ortiguera CJ.  
Cyclops lesions that occur in the absence of prior anterior ligament reconstruction. *Radiographics*, 2007. 27(6): e26.
- [23].Lee JK, Yao L, Phelps CT, Wirth CR, Czajka J, Lozman J. Anterior cruciate ligament tears: MR imaging compared with arthroscopy and clinical tests. *Radiology*. 1988;166:861-4.
- [24] Mink JH, Levy T, Crues JV III. Tears of the anterior cruciate ligament and menisci of the knee: MR imaging evaluation. *Radiology*. 1988;167:769-74.
- [25] Hong SH, Choi JY, Lee GK, Choi JA, Chung HW, Kang HS. Grading of anterior cruciate ligament injury. Diagnostic efficacy of oblique coronal magnetic resonance imaging of the knee. *J Com- put Assist Tomogr*. 2003;27:814-9.
- [26] Van Dyck P, Vanhoenacker FM, Gielen JL, Dossche L, Van Gestel J, Wouters K, et al. Three tesla magnetic resonance imaging of the anterior cruciate ligament of the knee: can we differentiate complete from partial tears? *Skeletal Radiol*. 2011 Jun;40(6):701-7.
- [27] Duc SR, Pfirrmann CW, Koch PP, Zanetti M, Hodler J.  
Internal knee derangement assessed with 3-minute three-dimensional isovoxel true FISP MR sequence: preliminary study. *Radiology*, 2008. 246(2): p.526-35.
- [28] Jung JY, Yoon YC, Kwon JW, Ahn JH, Choe BK.

Diagnosis of internal derangement of the knee at 3.0-T MR imaging: 3D isotropic intermediate-weighted versus 2D sequences. *Radiology*, 2009. 253(3): p.780-7.

[29] Kijowski R, Davis KW, Woods MA, Lindstrom MJ, De Smet AA, Gold GE, Busse RF. Knee joint: comprehensive assessment with 3D isotropic resolution fast spin-echo MR imaging--diagnostic performance compared with that of conventional MR imaging at 3.0 T. *Radiology*, 2009. 252(2): p.486-95.

[30] Fritschy D, Panoussopoulos A, Wallensten R, Peter R. Can we predict the outcome of a partial rupture of the anterior cruciate ligament? A prospective study of 43 cases. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1997;5(1):2-5.

[31] Bak K, Scavenius M, Hansen S, Nørring K, Jensen KH, Jørgensen U. Isolated partial rupture of the anterior cruciate ligament. Long- term follow-up of 56 cases. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1997;5:66-71.

[32] Petersen W, Zantop T. Partial rupture of the anterior cruciate ligament. *Arthroscopy.* 2006;22:1143-5.

[33] DeFranco MJ, Bach Jr BR. A comprehensive review of partial anterior cruciate ligament tears. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91:198-208.

[34] Brandser EA, Riley MA, Berbaum KS, el-Khoury GY, Bennett DL. MR imaging of anterior cruciate ligament injury: independent value of primary and secondary signs. *Am J Roentgenol.* 1996;167:121-6.

THESE SOUTENUE PAR : Thibaut Delchambre

Titre : **IRM bifasciculaire du LCA à 1.5 Teslas : étude préliminaire.**

### CONCLUSION

L'objectif était de valider la possibilité d'une imagerie bi-fasciculaire du ligament croisé antérieur du genou (LCA) par une nouvelle séquence IRM dédiée, dans un plan doublement oblique pour être strictement orthogonal au ligament, séquence dénommée « bi-fascicular technique » ou « bif-tech ».

L'étude porte sur un échantillon de dix jeunes sportifs masculins pratiquant le ski et le snowboard en compétition. Deux IRM ont été réalisées à un an d'intervalle en 2009 et 2010, portant sur le même genou.

Les surfaces de section des faisceaux antéromédial (AM) et postérolatéral (PL), avec et sans synoviale, ont été mesurées par détournage par trois relecteurs radiologues d'expérience différente, à mi-longueur du ligament, et comparées. Un détournage témoin des surfaces de section du tendon rotulien a été réalisé.

La reproductibilité du positionnement des coupes entre 2009 et 2010 a été mesurée d'après les corrections d'un recalage par fusion des images de 2010 sur celles de 2009.

La comparaison statistique intra-relecteur des surfaces de section des faisceaux n'a pas montré de différence significative entre les acquisitions de 2009 et 2010. Les tests de corrélation inter-relecteurs concernant les données de 2010 sont significativement positifs ce qui valide sa reproductibilité sur un effectif faible mais homogène de jeunes sportifs de haut niveau. Le positionnement des coupes s'est avéré reproductible entre 2009 et 2010. En outre, l'étude du morphotype de la surface de section a permis d'identifier les deux faisceaux chez tous les sujets, soit par visualisation directe soit par intellectualisation de leur trajet.

L'utilisation de cette nouvelle séquence en pratique clinique courante est tout à fait réaliste, réalisable en routine en à peine plus de deux minutes. Elle est d'autant plus adaptée à l'étude des ruptures du LCA qu'elle permet d'identifier aisément ses deux faisceaux, antéro-médial et postéro-latéral. Elle ouvre ainsi des perspectives dans le diagnostic des ruptures du LCA parfois difficiles à étiqueter, notamment les ruptures dites partielles. L'application concernant son utilisation dans les cas de traumatismes ligamentaires nécessiterait d'autres études.

VU ET PERMIS D'IMPRIMER

Grenoble, le 4/10/2012

LE DOYEN

Professeur J.P. Romanet



LE PRESIDENT DE THESE

Professeur G. Ferretti

A handwritten signature in black ink, appearing to be "G. Ferretti".