



**HAL**  
open science

# Étude en IRM de la tractographie de diffusion centrée sur le ligament croisé antérieur chez les traumatisés du genou

Jean-Baptiste Méténier

## ► To cite this version:

Jean-Baptiste Méténier. Étude en IRM de la tractographie de diffusion centrée sur le ligament croisé antérieur chez les traumatisés du genou. Médecine humaine et pathologie. 2023. <dumas-04317853>

**HAL Id: dumas-04317853**

**<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-04317853v1>**

Submitted on 1 Dec 2023

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.



Distributed under a Creative Commons CC BY 4.0 - Attribution - International License



UNIVERSITÉ DE PICARDIE JULES VERNE FACULTE DE MEDECINE  
2023

THESE POUR LE DIPLÔME D'ETAT DE DOCTEUR EN MEDECINE

**Etude en IRM de la tractographie de diffusion centrée sur le  
ligament croisé antérieur chez les traumatisés du genou**

**N° 2023 - 123**

**Radiodiagnostic et Imagerie médicale**

Présentée et soutenue publiquement le 05 octobre 2023

En salle de thèse

**Par METENIER Jean-Baptiste**

**JURY**

**Président :**

**Monsieur le Professeur Jean-Marc CONSTANS**

**Assesseur :**

**Monsieur le Professeur Antoine GABRION**

**Directeur de Thèse :**

**Monsieur le Docteur Wesley BOCQUET**



**Monsieur le Professeur Jean-Marc CONSTANS**

*Responsable du centre d'activité de Neuroradiologie*

*Coreponsable de l'équipe Universitaire CHIMERE*

*Coordonnateur du DES d'Imagerie Médicale*

*Responsable Médical et de la recherche clinique sur l'IRM de recherche du GIE Faire Faces*

*Professeur des Universités-Praticien Hospitalier*

*(Radiologie et Imagerie médicale)*

*Pôle Imagerie*

Vous me faites l'honneur de présider mon jury de thèse.

Depuis mon 1er stage, vous avez toujours su vous montrer bienveillant et m'accorder votre confiance.

Je vous prie de trouver ici l'expression de ma gratitude et de mon profond respect.



**Monsieur le Professeur Antoine GABRION**

*Professeur des Universités-Praticien Hospitalier  
(Chirurgie orthopédique et Traumatologique)*

Vous me faites l'honneur de participer à mon jury de thèse. Je vous remercie d'avoir accepté de juger ce travail.

Recevez mes plus sincères remerciements et ma profonde gratitude.



**Monsieur le Docteur Wesley BOCQUET**

*Assistant des Hôpitaux du CHU d'Amiens et du CH de Beauvais*

*(Radiologie et Imagerie médicale)*

*Imagerie ostéoarticulaire.*

Merci d'avoir accepté d'encadrer ce travail.

C'est un réel plaisir d'avoir effectué ce travail avec toi, et d'avoir pu bénéficier de ton expertise.

Merci pour ta disponibilité tout au long de la réalisation de ce projet, pour ton aide et le temps que tu as bien voulu me consacrer.

J'ai énormément appris à tes côtés, tu es un exemple pour moi dans ta pratique professionnelle et ta rigueur.



## Remerciements

- **À Anaïs :**

À toi, mon amour, ta gentillesse, ta générosité et ta joie de vivre qui émerveillent les journées même si tu râles (de temps en temps à juste raison). Je t'aime.

- **À ma famille :**

À mes parents, ma mère qui m'a transmis l'exigence du travail et à mon père qui m'a transmis la passion de la médecine. Je ne vous remercierai jamais assez pour votre soutien indéfectible et de m'avoir mis dans les meilleures conditions pour réussir.

A mes frères, Arnaud, le plus grand même si tu es plus petit et moins costaud aujourd'hui, tu as été un grand frère idéal sauf quand tu me jetais de ta chambre. Quand je pense que tu es papa... que le temps passe vite ! Prends aussi le temps de m'expliquer ton métier que je n'ai toujours pas compris. Merci à Alex ta compagne qui me permet de vivre le bonheur d'être tonton ! Paul le plus petit, actuellement plus précis pour gifler Arnaud avec une tong que de mettre un drive plein fairway. Je suis très fier de ta réussite de la 1<sup>ère</sup> année de médecine et te souhaite beaucoup de bonheur dans tes études avec Pauline.

À mes grands-parents paternels, vous m'avez baladé de droite à gauche les mercredi après-midi pour le sport, la musique... Merci pour toutes ses vacances à Paris « bisous papi ».

À mes grands-parents maternels, pour toutes ces vacances d'été chez vous à faire du cirque, jouer avec les cousins etc... même si je ne vous pardonnerai jamais les devoirs de vacances, et de m'obliger à me coucher avant la fin de la finale de la coupe du monde 2006 car les prolongations n'était pas prévues et qu'on avait le droit jusqu'à 23h « pétante ».

Même si la distance est grande, toutes mes pensées vont vers vous, vous me manquez chaque jour.

Merci à Fred et Cathy pour tous ces weekend détente, les balades à moto, le logement à Stella et les desserts toujours trop copieux (je n'aime toujours pas le chocolat !)

- **À mes amis :**

A mes amis « d'enfance », tout particulièrement Melvin qui change 4 fois de vie entre 2 coups de téléphone (doucement j'ai du mal à suivre). Merci pour toutes ces parties d'échecs en ligne qui me permettaient de me défouler après une journée de boulot ;

Loulou toujours trop gros même à 20 d'IMC et Gauthier qui n'a toujours pas fini de tailler la haie de sa grand-mère ; à Béber « tkt ya pas de galère », qui garde son short bleu pour dormir, se laver sans le retirer pendant 15 jours.

A mes amis de promotions (même si il y a eu un changement involontaire de promos pour certains) : Antoine pour toutes ces pauses travail entre 2 clopes qui ne nous faisait pas avancer à une vitesse ! Grace à toi j'ai pu breveter la notion de « preuve d'amitié » ; Valentin pour ton courage intellectuel, Romain pour ta voix, Maximilien pour tes positions politiques et Brandon qui a perdu des bras depuis qu'il a arrêté de se doper : que de fous rires pendant toutes ces études, vous me manquez.

A tous ces couples d'amis qui se sont construit sur le tard mais qui sont fait pour durer Chloé/Arthur, Chloé/William, Claire/Julien, Julia/Cyrille, Camille/Thibaud, Marion/Clément, hâte de passer de nombreux weekend en votre compagnie.

A mes potes du golf, Levant qui parmi ses 50 shafts, pas un seul ne tient dans le vent, Mauquito qui rage sur l'arbitre de foot ou la balle de golf, Minh qui ne fait pas exprès d'être plein centre, Gaba et ses sockets plein tube, Franck, notre Tom creuse qui passe plus de temps à refaire les pré-green qu'à y mettre sa balle...

Kevin, Maya, Clément et Antoine pour ces pétanques lob shot piscine dropé dans les chachis avec drapeau début green en descente en passant au-dessus du club house avec règle anti \*\*\* pour finir tous à -8.

Mention spéciale pour Kevin avec ses slices contrôlés et Clément pour ses pneus crevés pleines plaques.

**À mes collègues :**

Merci à tous mes co-internes et différents chefs du service de radiologie pour ce compagnonnage, l'apprentissage et les pauses café. Petites mentions à Margaux qui n'a toujours pas

rapporté ses clubs à Amiens, JF pour les tennis, Dave pour l'absence de tennis, Touitou qui m'a dépouillé et surtout Wesley, pour l'accompagnement dans ce projet, et tout le temps que tu y as consacré.

À Roger, pour ton aide et ton expertise dans l'élaboration des statistiques.



## **Etude en IRM de la tractographie de diffusion centrée sur le ligament croisé antérieur chez les traumatisés du genou.**

**Objectifs :** Evaluer la performance diagnostique de la Fraction d'Anisotropie (FA) obtenue par une séquence de tractographie de diffusion centrée sur le ligament croisé antérieur (LCA) par rapport aux séquences morphologiques.

**Matériels et méthodes :** Entre mars et juillet 2023, 27 patients adressés pour une IRM post-traumatique du genou ont été inclus dans cette étude prospective monocentrique. Tous les patients ont passé une séquence en tractographie de diffusion centrée sur le LCA en plus des séquences morphologiques standards lors de la même visite. Ces séquences morphologiques ont été relues pour établir une référence et former trois groupes : Normal (LCA intact), Partiel (lésion partielle du LCA) et Total (rupture totale du LCA). La FA du LCA a été mesurée en trois points distincts. Les moyennes de FA ont été analysées et comparées entre les groupes. Un seuil de FA optimal a été calculé pour distinguer les LCA intacts des LCA lésés.

**Résultats :** Les résultats ont montré que la FA moyenne était de 0,597 pour le groupe Normal, 0,352 pour le groupe Total et 0,375 pour le groupe Partiel. La FA était significativement réduite dans le groupe Total par rapport au groupe Normal ( $p = 0,004$ ). Il n'y avait aucune différence significative entre les mesures de FA du groupe Partiel et du groupe Total ( $p = 0,94$ ). La mesure de la FA a révélé une bonne discrimination entre les patients du groupe Normal et ceux des groupes Partiel et Total combinés ( $AUC = 0,855$  et  $p = 0,011$ ).

**Conclusion :** Les mesures de la FA obtenues à partir de la séquence de tractographie de diffusion permettent de différencier les patients présentant une rupture partielle ou totale du LCA de ceux qui ont un LCA intact.

**Mots-clés :** tractographie de diffusion, LCA, IRM, fraction d'anisotropie.

## **MRI study of diffusion tractography centered on the anterior cruciate ligament in knee trauma patients.**

**Objectives:** This study aimed to assess the accuracy of fractional anisotropy (FA) measurements obtained from an anterior cruciate ligament (ACL)-centered diffusion tensor imaging (DTI) sequence in comparison to standard morphological sequences.

**Methods:** Between March and July 2023, a prospective monocentric study enrolled 27 patients referred for knee MRI as part of post-traumatic evaluation. All patients underwent a DTI sequence focused on the ACL, in addition to routine morphological sequences during the same examination. The morphological sequences were reviewed to establish reference criteria, categorizing patients into three groups: Normal (intact ACL), Partial (partial ACL tear), and Total (complete ACL tear). FA values of the ACL were quantified at its distal insertion, along its ligamentous body, and at its proximal insertion. FA averages were analyzed and compared between these groups, and an optimal FA threshold for distinguishing intact ACLs from injured ACLs was determined.

**Results:** The mean FA values for the ACL were 0.597, 0.352, and 0.375 for the Normal, Total, and Partial groups, respectively. FA was significantly lower in the Total group compared to the Normal group ( $p = 0.004$ ). No significant FA difference was observed between the Partial and Total groups ( $p = 0.94$ ). FA measurements effectively discriminated between patients in the Normal group and those in the combined Partial and Total groups, with an AUC of 0.855 and p-value of 0.011.

**Conclusion:** FA values obtained from the DTI sequence are capable of effectively distinguishing between patients with partial or complete ACL tears and those with intact ligaments.

**Key words:** diffusion tensor imaging, DTI, ACL, MRI, fractional anisotropy, FA.

# Table des matières

<b>I. Introduction</b> .....	<b>19</b>
<b>II. Généralités</b> .....	<b>21</b>
<b>1. Ligament croisé antérieur</b> .....	<b>21</b>
1) Anatomie descriptive.....	21
2) Anatomie fonctionnelle .....	22
3) Pathologies du LCA et prise en charge. ....	22
<b>2. L'imagerie par résonance magnétique</b> .....	<b>22</b>
1) Principes physiques .....	23
2) Séquences morphologiques .....	25
3) Séquences fonctionnelles (multiparamétriques).....	27
a) Diffusion .....	27
b) Imagerie en tenseur de diffusion .....	27
c) Fraction d'anisotropie .....	28
d) Visualisation des voies des fibres (Fiber Tracking).....	29
<b>3. Etude du LCA</b> .....	<b>30</b>
1) Sémiologie clinique.....	30
2) Sémiologie radiologique .....	31
a) Radiographie .....	31
b) IRM.....	31
LCA sain .....	32
Rupture partielle .....	32
Rupture totale .....	34
3) Arthroscopie .....	34
<b>4. Apport potentiel de la tractographie de diffusion.</b> .....	<b>35</b>
<b>III. Objectifs de l'étude</b> .....	<b>37</b>
<b>IV. Matériels et méthodes</b> .....	<b>37</b>
<b>1. Caractéristiques de l'étude</b> .....	<b>37</b>
<b>2. Population</b> .....	<b>37</b>
<b>3. Acquisition des images</b> .....	<b>38</b>
<b>4. Analyse des images</b> .....	<b>39</b>
1) Réalisation de la référence .....	39
2) Mesure de la fraction d'anisotropie (FA).....	40

3)	Analyse subjective de la qualité de l'image .....	42
4)	Analyse du suivi des fibres (Fiber Tracking) .....	42
<b>5.</b>	<b>Résumé du déroulement de l'étude.....</b>	<b>43</b>
<b>6.</b>	<b>Analyse statistique.....</b>	<b>44</b>
<b>V.</b>	<b><i>Résultats</i>.....</b>	<b>45</b>
<b>1.</b>	<b>Population .....</b>	<b>45</b>
<b>2.</b>	<b>Analyse subjective de la qualité de l'image de la cartographie de la FA .....</b>	<b>45</b>
<b>3.</b>	<b>Analyse subjective de la qualité de l'image de Fiber Tracking.....</b>	<b>46</b>
<b>4.</b>	<b>Résultats des séquences morphologiques .....</b>	<b>46</b>
<b>5.</b>	<b>Fraction d'anisotropie par groupes .....</b>	<b>47</b>
1)	Moyenne des valeurs de FA .....	47
a)	Box plot.....	47
b)	Valeurs seuils des moyennes de FA entre les groupes.....	49
2)	Valeurs des FA mesurés en plein corps ligamentaire .....	49
a)	Box plot.....	49
b)	Valeurs seuils de FA en plein corps entre les groupes.....	51
<b>VI.</b>	<b><i>Discussion</i>.....</b>	<b>52</b>
<b>1.</b>	<b>Performance diagnostique .....</b>	<b>52</b>
<b>2.</b>	<b>Qualité d'image .....</b>	<b>54</b>
1)	Images issues de la fusion de la cartographie couleur des valeurs de la FA et des séquences morphologiques.....	54
2)	Fiber tracking .....	54
<b>3.</b>	<b>Les limites.....</b>	<b>55</b>
<b>4.</b>	<b>Les perspectives .....</b>	<b>56</b>
<b>VII.</b>	<b><i>Conclusion</i>.....</b>	<b>59</b>
<b>VIII.</b>	<b><i>Annexes</i>.....</b>	<b>60</b>
<b>5.</b>	<b>Liste des figures .....</b>	<b>60</b>
<b>6.</b>	<b>Liste des tableaux .....</b>	<b>62</b>
<b>IX.</b>	<b><i>Bibliographie</i> .....</b>	<b>63</b>

## Liste des abréviations

IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
MRI	Magnetic Resonance Imaging
LCA	Ligament Croisé Antérieur
ACL	Anterior Cruciate Ligament
CHU	Centre Hospitalo-Universitaire
DTI	Diffusion Tensor Imaging
FA	Fraction d'anisotropie/Fractional Anisotropy
CA	Coefficient d'anisotropie
DP FS	Densité de proton avec saturation de la graisse
FS	Fat Sat
RF	Radiofréquence
GE	General Electric
ROC	Receiver Operating Characteristic
AUC	Area Under the Curve



# I. Introduction

Le **Ligament Croisé Antérieur (LCA)**, une structure essentielle au sein de l'articulation du genou, joue un rôle capital dans la stabilité et la fonctionnalité de cette articulation complexe [1]. L'articulation du genou est soumise à de nombreuses forces et contraintes tout au long de la vie, qu'il s'agisse de mouvements quotidiens, de sports ou de loisirs. Dans ce contexte, le LCA est particulièrement exposé aux blessures. Les lésions du LCA sont fréquentes et peuvent entraîner une perte de fonction significative du genou. Pourtant, malgré leur prévalence et leur impact sur la qualité de vie des individus, le diagnostic et la gestion des lésions du LCA restent des défis médicaux importants [2].

La gestion des lésions du LCA est un domaine médical complexe, car le choix des traitements dépend de nombreux facteurs, notamment l'âge du patient, son niveau d'activité, la sévérité de la lésion, et ses objectifs personnels. Le diagnostic précis de la gravité de la lésion est donc crucial pour une prise en charge appropriée. Actuellement, l'évaluation des lésions du LCA repose principalement sur des méthodes cliniques et d'imagerie conventionnelles, mais celles-ci présentent des limites en termes de précision.

Les méthodes d'évaluation actuelles des lésions du LCA présentent plusieurs limitations. Tout d'abord, l'évaluation clinique dépend de l'expérience du praticien et peut être subjective. Les tests cliniques visent à évaluer la stabilité du genou et à identifier les signes d'une lésion du LCA, mais ils ne fournissent pas de données quantitatives sur l'étendue de la lésion. L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est couramment utilisée pour évaluer les lésions du LCA. Bien que l'IRM puisse offrir des images détaillées de l'articulation du genou, y compris du LCA, elle a ses limites. Les séquences d'IRM conventionnelles sont excellentes pour détecter des ruptures complètes du LCA, mais elles peuvent avoir des difficultés à identifier des lésions partielles [3]. De plus, l'interprétation des images d'IRM peut varier d'un radiologue à l'autre, ce qui peut entraîner des résultats différents selon le praticien.

Pour pallier les limitations des méthodes d'évaluation actuelles, la **tractographie de diffusion par IRM** émerge comme une technique innovante. Cette technique repose sur les principes de la diffusion de l'eau dans les tissus biologiques. La diffusion de l'eau dans les tissus dépend de la microstructure de ces derniers. Par conséquent, en mesurant la diffusion de l'eau dans les tissus du genou, il est possible de cartographier les microstructures, y compris les fibres du LCA.

La tractographie de diffusion par IRM permet de visualiser les trajets des fibres nerveuses et les orientations des structures tissulaires. Cette technique a été largement utilisée en neuroimagerie pour cartographier les fibres nerveuses et a démontré sa capacité à fournir des informations détaillées sur la microstructure des tissus. L'application de la tractographie de diffusion au genou, en particulier au LCA, ouvre de nouvelles perspectives pour l'évaluation précise des lésions du LCA [4,5].

L'objectif de cette étude est d'évaluer la performance diagnostique de la séquence en tractographie de diffusion par IRM centrée sur le ligament croisé antérieur (LCA) par rapport aux séquences morphologiques conventionnelles. Nous cherchons à déterminer dans quelle mesure la tractographie de diffusion peut améliorer la précision du diagnostic des lésions du LCA, en particulier en ce qui concerne la détection des lésions partielles.

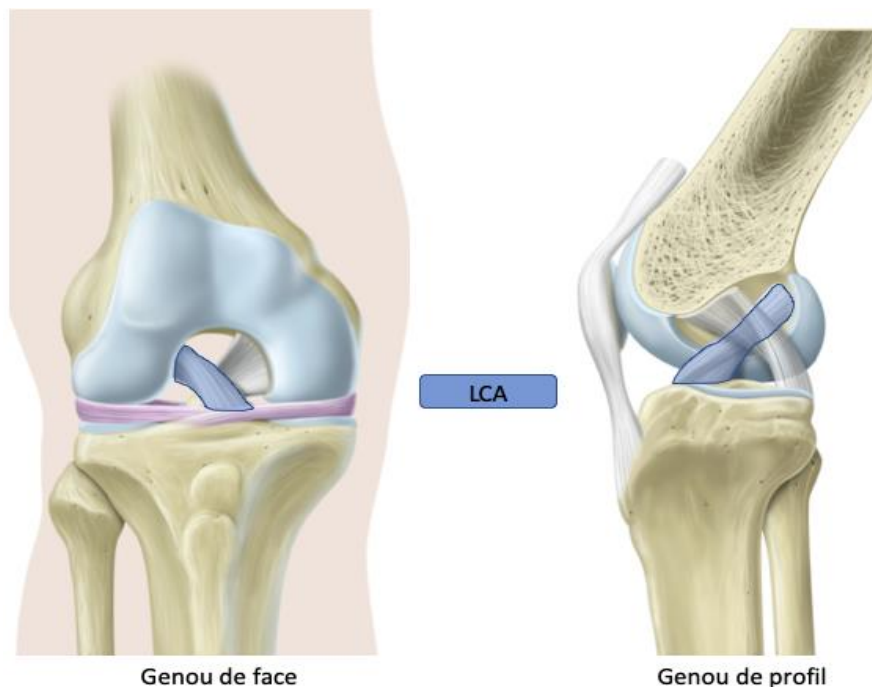
## II. Généralités

### 1. Ligament croisé antérieur

#### 1) Anatomie descriptive

Le ligament croisé antérieur (LCA) est un ligament intra articulaire et intra synovial du genou qui présente une insertion distale sur la surface pré-spinale en avant des épines tibiales puis se dirige en haut, en arrière et en dehors avec une insertion proximale fémorale sur la face médiale du condyle fémoral latéral. Le LCA est subdivisé en 2 faisceaux, le faisceau antéro-médial qui présente une insertion plus antéro-médial avec une insertion proximale fémorale haute et postérieure, et le faisceau postéro-latéral qui présente une insertion distale en arrière et en dehors du faisceau antéro-médial et qui présente un trajet plus court et vertical avec une insertion proximale plus basse sur la face axiale du condyle externe.

Il forme avec le ligament croisé postérieur le « pivot central » et est donc l'élément ligamentaire essentiel de la stabilisation en pivot du genou [1].



**Figure 1.** Image d'illustration du LCA

## **2) Anatomie fonctionnelle**

Le LCA est utile au contrôle de la translation antérieure du tibia sous le fémur. Le faisceau antéro-médial est dit « isométrique » c'est-à-dire qu'il reste tendu quel que soit la position du genou. Il est donc fonctionnel que le genou soit en position fléchie ou tendue. Cependant c'est aussi le faisceau le plus atteint en cas de rupture partielle.

Le faisceau postéro-latéral est détendu lors de la flexion du genou. Il est tendu et donc fonctionnel lorsque le genou est en extension. Son trajet oblique en arrière et en dehors lui confère également un rôle dans le contrôle de la rotation médiale du tibia.

## **3) Pathologies du LCA et prise en charge.**

Les pathologies du LCA sont largement dominées par les lésions traumatiques (ruptures partielles ou totales) survenant généralement sans contact lors d'un mouvement de torsion en valgus dynamique ou bien lors d'une réception unipodale. Les ruptures concernent environ 40000 cas/an en France, affectant principalement une population jeune, sportive, en âge de travailler, aux conséquences sociales et économiques considérables [2]. Actuellement, la prise en charge des patients repose sur plusieurs paramètres (âge, sport, laxité du genou, résultats morphologiques de l'IRM) et s'appuie sur 2 stratégies :

- La chirurgie via des techniques de reconstruction du LCA via un transplant tendineux (généralement issu via un transplant autologue tendineux)
- Un traitement conservateur mêlant des techniques de kinésithérapie de renforcement musculaire, d'attelles spécialisées afin de diminuer la laxité articulaire et de favoriser dans certains cas une cicatrisation spontanée du LCA.

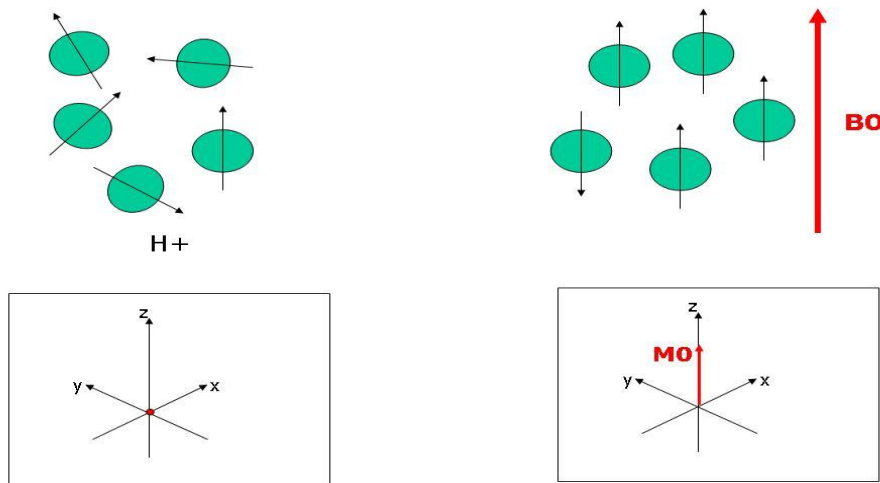
La stratégie thérapeutique s'établit donc à l'échelle individuelle selon les caractéristiques du patient et de ses choix en concertation avec son chirurgien orthopédique.

## **2. L'imagerie par résonance magnétique**

L'imagerie par résonance magnétique est une technique d'imagerie médicale non invasive et non ionisante qui permet de visualiser les structures internes du corps en utilisant des champs magnétiques et des ondes radiofréquence.

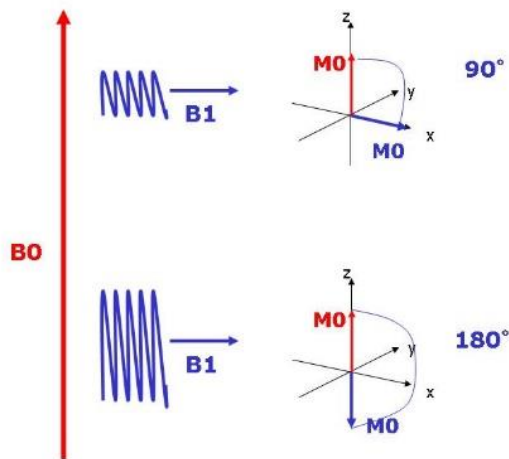
## 1) Principes physiques

Les tissus du corps humain sont composés d'atomes, dont les noyaux contiennent des particules chargées appelées protons. Lorsqu'un patient est placé dans le champ magnétique de l'IRM, le spin des protons de ses atomes s'aligne temporairement dans la direction du champ magnétique appelé  $B_0$  (moment magnétique  $M_0$ ) dans un plan  $x,y,z$  avec  $M_0$  dans l'axe du plan  $Z$ .



**Figure 2.** Illustration de l'alignement magnétique des atomes  $M_0$  dans le plan  $Mz$   
*Source : <https://www.imosteoarticulaire-carrillon.com/>*

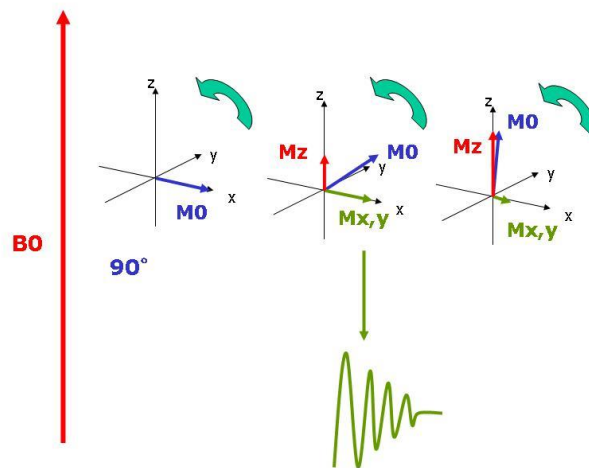
Des ondes radiofréquences (RF) spécifiques appelés  $B_1$  perpendiculaires au champ  $B_0$  sont émises vers les tissus alignés dans le champ magnétique. Cela provoque une perturbation des protons, les faisant basculer hors de leur alignement de  $90^\circ$  ou de  $180^\circ$  en fonction de l'intensité et de la durée de  $B_1$ .



**Figure 3.** Illustration de la bascule du moment magnétique  $M_0$  après une onde RF  $B_1$  dans le plan  $M_{x,y}$ .

Source : <https://www.imosteoarticulaire-carrillon.com/>

Lorsque les ondes radio cessent, les protons reviennent progressivement à leur alignement magnétique d'origine, cet état est appelé relaxation. En faisant cela, ils émettent de l'énergie sous forme de signaux électromagnétiques détectables.



**Figure 4.** Illustration de la relaxation de  $M_0$  et de son retour dans le plan  $M_z$ .

Source : <https://www.imosteoarticulaire-carrillon.com/>

Les antennes de détection de l'IRM réceptionnent ces signaux électromagnétiques émis par les protons. Ces signaux contiennent des informations sur la distribution des protons dans les tissus du corps. En utilisant des algorithmes complexes, ces signaux sont traités pour reconstruire des images en deux ou trois dimensions qui représentent les différentes structures anatomiques.

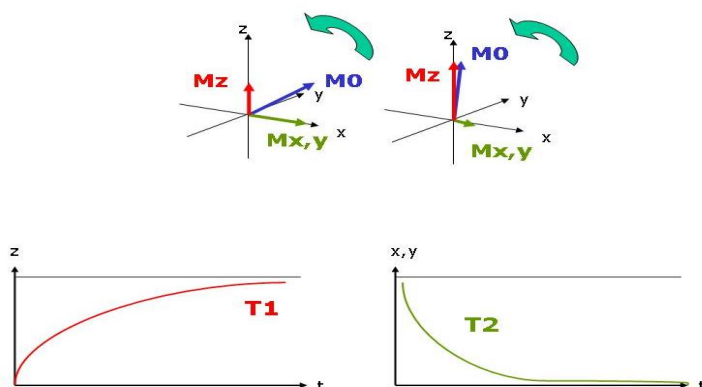
## 2) Séquences morphologiques

Les propriétés de relaxation varient d'un tissu à l'autre. Cela génère différents niveaux de signal et de contraste dans les images, ce qui permet de distinguer différents types de tissus (par exemple, les os, les muscles et les tendons) et d'identifier d'éventuelles anomalies.

La relaxation c'est-à-dire le retour à la position initiale des protons se fait dans 2 plans et est à l'origine des pondérations T1 et T2 :

**Relaxation longitudinale** : Une fois l'impulsion RF terminée, les protons commencent à revenir à leur alignement d'origine dans l'axe du champ B0 (repousse du vecteur M0 dans le plan longitudinal Z appelé Mz). Pendant ce processus, ils libèrent de l'énergie détectée sous forme de signal. La pondération T1 correspond au temps nécessaire pour que l'aimantation longitudinale ait retrouvé 63 % de son amplitude initiale.

**Relaxation transversale** : Une fois l'impulsion RF terminée, on observe donc une décroissance du vecteur M0 dans le plan Mx,y. Les protons se réalignent plus ou moins rapidement selon le tissu dans lesquelles ils se trouvent. La pondération T2 correspond au délai pour que le tissu revienne à 37 % de son aimantation transversale après une onde RF B1 de 90°.



**Figure 5.** Illustration de la repousse longitudinale T1 et de la décroissance T2

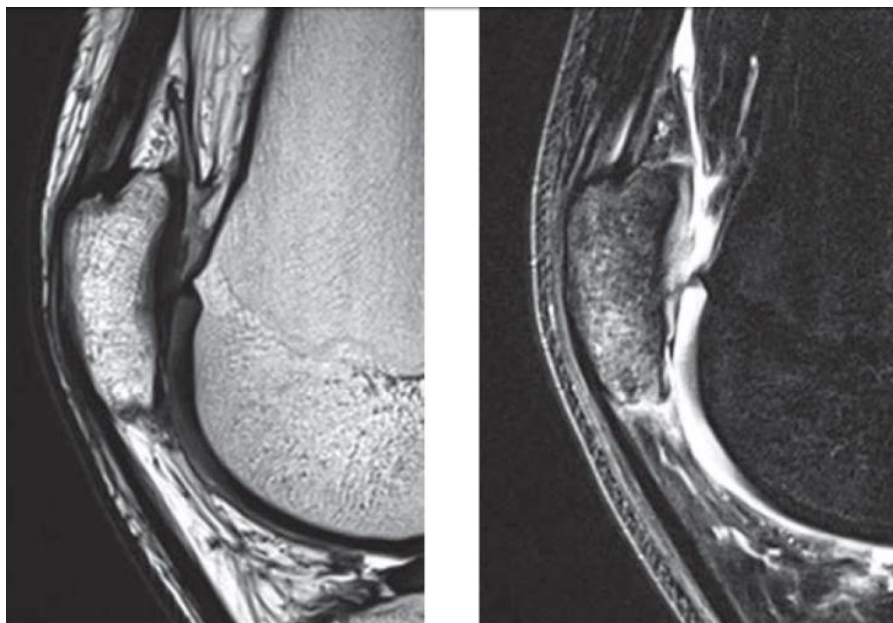
Source : <https://www.imostearticulaire-carrillon.com/>

Le T1 et T2 est propre à chaque tissu (eau graisse, muscle, etc.).

C'est pourquoi, il est possible de déterminer en fonction du moment de mesure, de distinguer les tissus sur l'image en fonction de leur repousse longitudinale (image pondérée en T1 dite séquence T1) ou en fonction de la décroissance transversale (image pondérée en T2 dite séquence T2).

Il est possible de réaliser des acquisitions avec des temps de mesure qui ne génèrent pas de distinctions significatives de signal entre les divers tissus en utilisant les pondérations T1 ou T2. Cette approche produit une image qui dépend exclusivement des variations de densité de protons des tissus, et elle est désignée sous le terme de séquence en densité de protons (séquence DP).

Il est possible de supprimer le signal de la graisse en utilisant la technique de saturation de la graisse appelée « Fat Sat » et abrégée FS. Cette technique cible les tissus adipeux en pré-saturant leurs protons, diminuant ainsi leur signal [6]. Cette approche améliore la visibilité des autres tissus et structures, optimise le contraste des images IRM ainsi que la précision diagnostique [7].



**Figure 6.** Exemple d'une coupe sagittale d'un genou en séquence T2 sans saturation de la graisse à gauche et avec saturation de la graisse à droite permettant une meilleure sensibilité pour la détection de l'œdème intra osseux de la patella.

### 3) Séquences fonctionnelles (multiparamétriques)

#### a) Diffusion

L'objectif de l'IRM de diffusion est d'obtenir des images dont le contraste est influencé par les différences de mobilité des molécules d'eau en ajoutant des gradients de diffusions.

Cette dernière est caractérisée par les mouvements microscopiques et aléatoires des molécules d'eau dans un tissu (mouvements browniens). Ces mouvements browniens dépendent de la configuration moléculaire d'une structure. Ils sont plus élevés dans le liquide cérébro-spinal que dans la substance blanche ou grise.

Pour étudier ces mouvements browniens, c'est-à-dire la diffusion moléculaire, on utilise deux gradients de champ magnétique identique séparés d'une impulsion RF de 180°.

Lors d'un cycle de diffusion :

- Au niveau des spins stationnaires : les déphasages induits par l'application du premier gradient sont compensés par le deuxième qui suit l'impulsion de 180°. La mise en place du cycle de diffusion n'entraîne aucune perte de signal des spins stationnaires.
- Au niveau des spins mobiles : les déphasages provoqués par le premier gradient ne sont pas compensés par le deuxième du fait des mouvements browniens qui accélèrent le déphasage des spins. Il en résulte une perte de signal. Cette perte est d'autant plus importante que les mouvements browniens sont rapides.

Le degré de pondération en diffusion de la séquence est exprimé par le facteur  $b$  (s/mm<sup>2</sup>) et dépend de l'amplitude du gradient, sa durée d'application et du délai entre les 2 gradients.

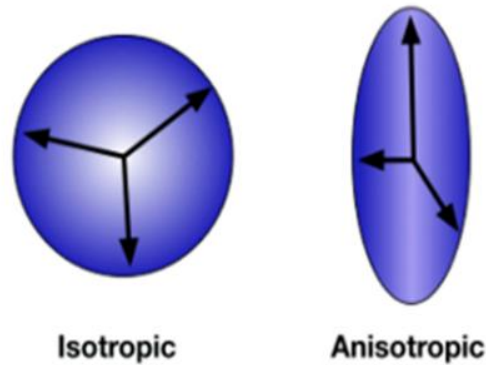
Plus le facteur  $b$  est important, plus la séquence est sensible au phénomène de diffusion et plus elle sera pondérée en diffusion. En routine, les valeurs de  $b$  utilisées varient de 0 à 3000 s/mm<sup>2</sup>.

#### b) Imagerie en tenseur de diffusion

L'IRM en tractographie de diffusion permet de caractériser la diffusion moléculaire dans les 3 dimensions de l'espace en réalisant des séquences de diffusion dans de multiples directions de l'espace (minimum 6 directions).

Lorsque la diffusion de l'eau se produit dans un milieu de manière homogène, dans toutes les directions de l'espace, ce milieu est appelé milieu isotropique.

Si l'eau diffuse dans un milieu avec des barrières, la diffusion sera privilégiée dans certaines directions. On l'appelle diffusion anisotropique.



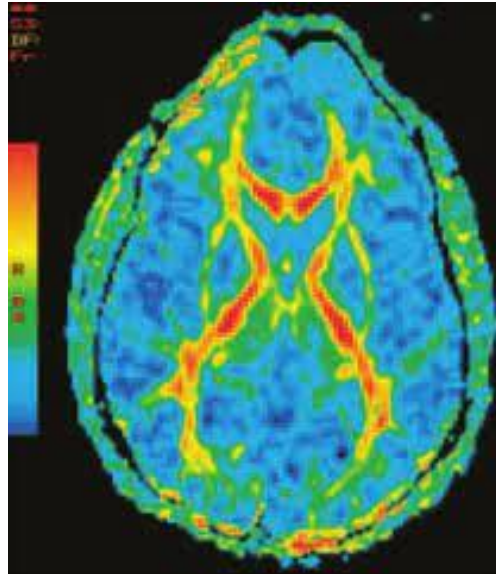
**Figure 7.** Illustration schématique de vecteurs de diffusion moléculaire d'un milieu isotrope et d'un milieu anisotrope.

### c) Fraction d'anisotropie

L'imagerie en tenseur de diffusion ou tractographie de diffusion est une technique d'imagerie utilisée principalement en neuroradiologie. En effet, dans le cerveau, la principale barrière à la diffusion des molécules d'eau est la gaine de myéline. Des faisceaux d'axones forment une barrière empêchant une diffusion perpendiculaire et un chemin pour la diffusion parallèle le long de l'orientation des fibres. Dans certaines pathologies, la structure des axones est perturbée comme dans les traumatismes, les tumeurs ou les inflammations. L'anisotropie est évaluée par diverses mesures, dont le coefficient d'anisotropie ou la fraction d'anisotropie (FA), un indice allant de 0 à 1.

La séquence de tractographie de diffusion permet d'acquérir des données de diffusion dans différentes directions. À partir de ces données, il est possible au sein de chaque voxel (élément de volume) de calculer le taux de diffusion et le vecteur de l'orientation prédominante de diffusion. La formule de calcul de la FA est dérivée à partir de ces 2 derniers paramètres avec une échelle allant de 0 (diffusion isotropique équivalente dans toutes les directions) à 1 (diffusion anisotropique unidirectionnelle).

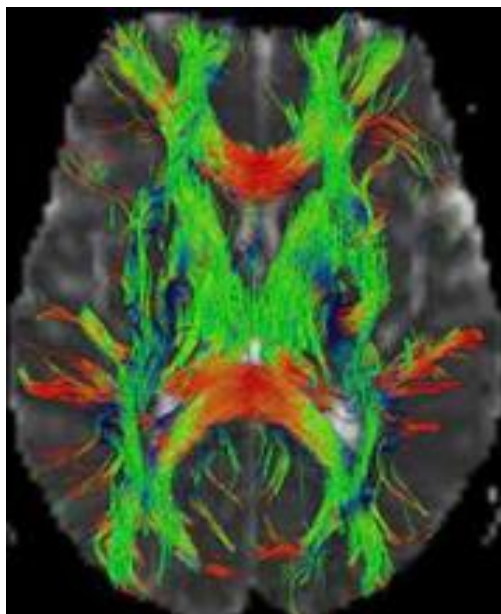
Les valeurs de la FA sont attribuées à chaque voxel, ce qui permet de créer des cartes de couleur où les couleurs représentent différents niveaux d'anisotropie allant du bleu (FA = 0) au rouge (FA = 1). Ces cartes sont utiles pour visualiser les zones où les fibres nerveuses ou d'autres structures présentent une organisation directionnelle. Elle permet d'évaluer la direction prédominante de la diffusion. Elle est utilisée dans la tractographie de diffusion pour cartographier les fibres nerveuses et comprendre la microstructure des tissus biologiques [8].



**Figure 8.** Exemple d'une cartographie couleur des valeurs de la FA d'un cerveau en coupe axiale (0 = isotropie ; 1 = anisotropie)

#### **d) Visualisation des voies des fibres (Fiber Tracking)**

Grâce au calcul du taux de diffusion et du vecteur de l'orientation prédominante de diffusion, il est possible grâce à des algorithmes de tractographie de tracer virtuellement les trajectoires des structures fibrillaires. Ces trajectoires sont générées en suivant les directions de diffusion prédominantes, créant ainsi des représentations visuelles de suivi de fibres aussi appelées en anglais Fiber Tracking. Les résultats de la tractographie de diffusion peuvent être visualisés sous forme d'images 3D ou de cartes en 2D. Ces images montrent les faisceaux de fibres nerveuses dans différentes régions du cerveau ou d'autres parties du corps. La tractographie de diffusion est utile en neurosciences pour cartographier la connectivité du cerveau et comprendre les réseaux neuronaux. Elle peut également être appliquée à d'autres parties du corps, comme les muscles ou les ligaments, pour explorer leur architecture microscopique [8].



**Figure 9.** Reconstruction des fibres nerveuses d'un cerveau en coupe axiale via la séquence en tractographie de diffusion avec échelle de couleur selon l'orientation des fibres.

### **3. Etude du LCA**

#### **1) Sémiologie clinique**

Lors de l'examen du patient, on évoquera une atteinte du LCA en cas de laxité du genou dépistée par les 2 manœuvres suivantes :

- La manœuvre de Lachman : l'examineur réalise une translation tibiale antérieure en légère flexion. Un arrêt mou en fin de mouvement est en faveur d'une rupture complète. Un arrêt dur avec une laxité différentielle comparativement au côté sain supérieure à 5 mm est en faveur d'une rupture partielle. Des systèmes automatisés permettent la mesure du tiroir antérieur de manière reproductible et la construction de courbe de déplacement du tibia comme le système du GNRB® [9].
- Le latéral pivot shift : l'examineur applique une rotation médiale et une force valgusante sur le genou qu'il fléchit ensuite, entraînant une subluxation antérieure du tibia qui se réduit soudainement avec un ressaut qui reproduit la sensation d'instabilité ressentie par le patient.

## **2) Sémiologie radiologique**

### **a) Radiographie**

Les radiographies standards sont systématiques, dépistent une atteinte traumatique osseuse et retrouvent également des signes indirects associés à une rupture du LCA (hémarthrose, fracture de Segond, arrachement de la partie antérieure de la surface intercondyloire, fracture impaction du condyle fémoral latéral et de la partie postérieure des plateaux tibiaux, tiroir antérieur spontané).

Des radiographies dynamiques, appelées TELOS, peuvent également être réalisées, qui permettent d'évaluer la laxité du genou via une mesure du tiroir antérieur à l'aide d'un mécanisme de pression [10].

### **b) IRM**

Actuellement, même si la clinique et la radiographie standard peut permettre d'infirmier ou de confirmer une atteinte du LCA, l'IRM reste l'examen de choix dans le bilan post traumatique du genou pour la recherche d'une rupture du LCA.

Elle possède une sensibilité de 87 à 94 % et une spécificité de 93 à 95 % selon les études pour le dépistage d'une rupture du LCA [11,12].

Elle permet également le diagnostic des lésions traumatiques cartilagineuses, osseuses ou autres atteintes ligamentaires associées aux ruptures du LCA.

L'IRM est habituellement réalisée 6 à 8 semaines après le traumatisme afin de laisser résorber un éventuel hématome pouvant masquer le LCA.

Le protocole utilisé en IRM chez les traumatisés du genou s'appuie sur des séquences morphologiques (séquences T1, DP Fat Sat ou T2 ) en acquisition 2D en coupes frontales, axiales et sagittales dans l'axe du LCA [13,14].

L'acquisition peut également se réaliser via des séquences volumiques isotropes en 3D avec des performances diagnostiques supérieures lorsqu'elles sont réalisées avec une IRM 3 Tesla avec épaisseur de coupe inférieure ou égale à 3 mm [15,16].

## **LCA sain**

En IRM, le LCA sain apparaît sous la forme d'une bande hypo intense qui longe le toit de la fosse intercondyloire en séquence T2 ou DP Fat Sat sur les coupes sagittales. En coupe axiale, il est possible de distinguer les 2 faisceaux, lors d'acquisition en coupes fines, qui sont séparés par un liseré graisseux ou de la synoviale.



**Figure 10.** Coupe sagittale d'une IRM de genou avec un LCA sain en séquence DP Fat Sat

## **Rupture partielle**

La définition de rupture partielle du LCA est large et comprend en réalité différentes atteintes entre : l'œdème intra ligamentaire, l'élongation, ou la rupture complète d'un des 2 faisceaux. Elle correspondrait à environ entre 10 et 30% des ruptures du LCA [2].

Le diagnostic de rupture partielle apparaît complexe en pratique et se pose sur un faisceau de signes IRM. En effet, la désorganisation architecturale (épaississement, hypersignal T2 ou DP Fat Sat modéré), l'interruption partielle, l'horizontalisation de la partie distale, l'aspect laxo ou concave du LCA sont tous des signes de ruptures partielles mais dans certains cas ne pouvant formellement éliminer une rupture totale [3,17].

La présence d'un tiroir antérieur spontanée, une instabilité rotatoire ou d'une contusion osseuse doit remettre en doute le diagnostic de rupture partielle au profit d'une rupture totale [2]. Les principaux signes de ruptures partielles apparaissent au sein du tableau 1.

<b>Signes directs</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Anomalie de signal focale / interruption / distension de l'un des faisceaux (AM)</li> <li>- Écart anormal entre la face médiale du condyle latéral et le bord latéral du LCA (rupture PL)</li> <li>- Couverture incomplète de la partie latérale de l'éminence intercondyloïde (rupture PL)</li> </ul>
-----------------------	---

**Tableau 1.** Tableau récapitulatif des signes de ruptures partielles du LCA (AM : Antéro-médial ; PL : Postéro-latéral)

Dans le cas de lésion partielle ou douteuse, il est possible de réaliser une séquence appelée « bif-tech » pour « technique bi-fasciculaire ». Cette séquence se réalise en pondération densité de protons, sans saturation du signal de la graisse, dans l'axe des 2 faisceaux du LCA. Cela permet une analyse plus fine de la morphologie du LCA [18].



**Figure 11.** Coupe sagittale d'une IRM de genou montrant une rupture partielle du LCA avec rupture du faisceau postérolatéral en séquence DP Fat Sat

## Rupture totale

La présence d'une rupture totale du LCA est affirmée en cas d'interruption complète, avec des extrémités distales et proximales rétractés (pouvant aller jusqu'à sa non-visualisation) séparées d'une solution de continuité ayant généralement un signal de type liquidien.



**Figure 12.** Coupe sagittale d'une IRM de genou montrant une rupture totale du LCA en séquence DP Fat Sat

Malgré les bons résultats de l'IRM et toutes les séquences à dispositions, la distinction entre lésion complète et partielle peut être difficile dans certains cas.

### 3) Arthroscopie

L'arthroscopie reste le meilleur acte pour évaluer les lésions du LCA [19]. Il est cependant réalisé surtout dans un but thérapeutique. Pour autant, certains auteurs le prônent comme indispensable en cas de suspicion de ruptures partielles notamment en lien avec les difficultés diagnostiques de l'IRM [20].

#### **4. Apport potentiel de la tractographie de diffusion.**

Malgré les différentes séquences morphologiques ou dynamiques à disposition, l'IRM ne permet donc pas toujours de conclure à une cartographie lésionnelle précise notamment dans les ruptures partielles.

Afin de répondre au problème, certaines études ont évalué la place de la séquence en diffusion dans le LCA. Ces études ont montré un intérêt limité, permettant un meilleur dépistage des œdèmes intra spongieux par rapport aux séquences morphologiques. La séquence de diffusion n'est d'ailleurs pas réalisée dans les protocoles habituels et n'améliorent pas la performance diagnostique[21,22].

Très récemment, certaines équipes ont étudié la séquence en tractographie de diffusion centrée sur le genou pour étudier le LCA. En effet, il est théoriquement possible de réaliser cette séquence sur le genou pour étudier les ligaments notamment le LCA, structure fibrillaire linéaire de tissu conjonctif principalement constitué d'eau [23].

Dans des conditions expérimentales, il a été montré une corrélation quasi parfaite des images issues de la tractographie de diffusion réalisées sur toutes les structures intra articulaires d'un genou de rat avec les coupes anatomopathologiques [24].

A ce jour, les études sur la tractographie de diffusion centrée sur le genou pour étudier le LCA chez l'homme sont peu nombreuses. Les rares publications sur ce sujet concernent des études de faisabilité. Ces études montrent une bonne reproductibilité de la séquence avec des mesures de la FA reproductibles en intra et inter observateurs [25].

D'autres publications étudient également les valeurs de la FA du LCA chez des patients sains ou des patients ayant bénéficié d'une ligamentoplastie, mettant en évidence une repousse de la FA de la ligamentoplastie du LCA tendant vers 1 en fin de cicatrisation [26].



### **III. Objectifs de l'étude**

L'objectif principal de cette étude est d'évaluer la performance diagnostique des résultats de la fraction d'anisotropie obtenus à partir de la séquence en tractographie de diffusion centrée sur le LCA :

- Etudier la dispersion des résultats de la fraction d'anisotropie en fonction de l'atteinte du LCA entre l'absence de lésion, rupture partielle et totale.
- Etablir une valeur seuil de FA aidant au diagnostic de lésion du LCA.

Les objectifs secondaires sont :

- D'évaluer la faisabilité de la séquence en pratique clinique (analyse qualitative subjective des images issues de la fusion de la cartographie couleur des valeurs de la FA avec les séquences morphologiques).
- D'étudier la visualisation de la reconstruction des fibres « Fiber Tracking » issue de la séquence en tractographie de diffusion.

### **IV. Matériels et méthodes**

#### **1. Caractéristiques de l'étude**

Il s'agit d'une étude longitudinale prospective (identifiant [clinicaltrials.gov : NCT05806034](https://clinicaltrials.gov/ct2/show/study/NCT05806034)), acceptée par le CPP (Comité de Protection des Personnes) de la région Sud Méditerranée III le 10 mars 2023, monocentrique, à partir d'examen réalisés dans le service de radiologie du CHU Amiens Picardie de mars 2023 à juillet 2023. Une lettre d'information a été remise au patient et un accord oral a été récupéré le jour de l'examen.

#### **2. Population**

Les critères d'inclusion étaient les suivants :

- Patient pour lequel une IRM du genou a été prescrite dans le cadre de sa prise en charge pour tout bilan post-traumatique.
- Critères relatifs à la population étudiée :
  - Age  $\geq$  18 ans.

Les critères de non-inclusion étaient les suivants :

- Âge < 18 ans,
- Personne sous tutelle ou curatelle,
- Femme enceinte,
- Toute contre-indication à l'IRM,
- Antécédent chirurgical de ligamentoplastie.

27 patients (13 hommes et 14 femmes) dont l'âge moyen était de 36 +/- 14 ans ont été inclus de manière prospective dans cette étude.

### **3. Acquisition des images**

Tous les examens ont été réalisés sans injection de produit de contraste sur les 2 IRM 3T du CHU Amiens Picardie (Signa MRI, GE Healthcare, Milwaukee, Wisconsin). Les patients étaient placés en décubitus dorsal, les bras le long du corps avec une « antenne genou ». Après vérification de la position du patient, le protocole standard d'IRM du genou réalisé dans le cadre d'un traumatisme était réalisé. Il consiste en 2 séquences en pondération T1 et DP Fat Sat en acquisition volumique 3D dans le plan sagittal. S'ils avaient donné leur accord, les patients bénéficiaient alors d'une séquence supplémentaire de tractographie de diffusion nommée « DTI TRACTO » développée par General Electric. Cette séquence était réalisée en acquisition sagittale 2D en spin écho dans 3 directions en b0 et 20 directions de diffusion en b400. 13 ou 15 coupes de 2 mm dans chaque direction étaient alors obtenues selon la boîte d'acquisitions, réalisant une séquence donnant respectivement 299 ou 345 images. Le temps d'acquisition de cette séquence était de 12 minutes. La réalisation de cette dernière ne demandait aucune modification de position du patient et s'enchaînait directement après le protocole de routine. Le patient restait donc en décubitus dorsal en respiration libre avec l'antenne genou toujours en place. Un protocole type a été paramétré et enregistré sur la console d'IRM au nom de l'étude, afin de garantir l'uniformisation des examens.

Trois séries d'images étaient donc réalisées : T1, DP Fat Sat et DTI TRACTO

## 4. Analyse des images

### 1) Réalisation de la référence

Toutes les séquences de chaque examen ont été rapatriées sur une console de post-traitement (AWS Server, GE Healthcare) à partir du serveur d'archivage du CHU Amiens Picardie puis anonymisées.

Une première session de lecture des séquences morphologiques servant de référence a été réalisée par un radiologue spécialisé en imagerie ostéo-articulaire avec 2 ans d'expérience, permettant de classer chaque examen selon l'atteinte du LCA dans un des 3 groupes suivants :

- Absence de lésion nommé « Normal »,
- Rupture partielle nommé « Partiel »,
- Rupture totale nommé « Total ».



**Figure 13.** Exemples d'images obtenues lors de la réalisation de la référence d'une coupe sagittale en séquence DP Fat Sat en fonction des groupes (à gauche : Normal ; au milieu : Partiel ; à droite : Total)

## 2) Mesure de la fraction d'anisotropie (FA)

Une deuxième session de lecture a été réalisée avec la séquence en tractographie de diffusion, en aveugle de la référence, par un interne en radiologie en quatrième année.

Cette fois ci, l'ensemble des séquences étaient analysées, incluant la séquence en tractographie de diffusion et les séquences morphologiques.

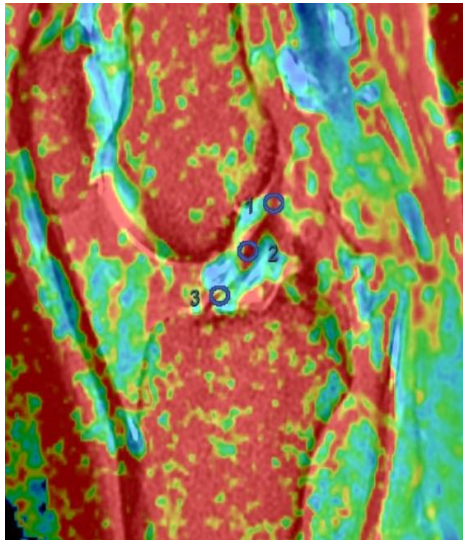
Pour chaque patient, l'analyse des images a été effectuée grâce au logiciel de reconstruction DTI (Diffusion Tensor Imaging). Ce dernier génère une cartographie couleur de la FA. L'échelle numérique de la cartographie couleur était réglée de 0 (couleur bleu) à 1 (couleur rouge).

Une fusion des images dans chaque plan de l'espace des séquences morphologiques avec la cartographie couleur a été réalisée afin de positionner les régions d'intérêts (ROI) de taille identique (10 mm<sup>2</sup>) sur le LCA.

Pour chaque examen, 3 ROI ont été positionnés sur le LCA sur la cartographie couleur de la FA dans le plan sagittal :

- Sur l'insertion distale,
- En plein corps ligamentaire,
- Sur l'insertion proximale.

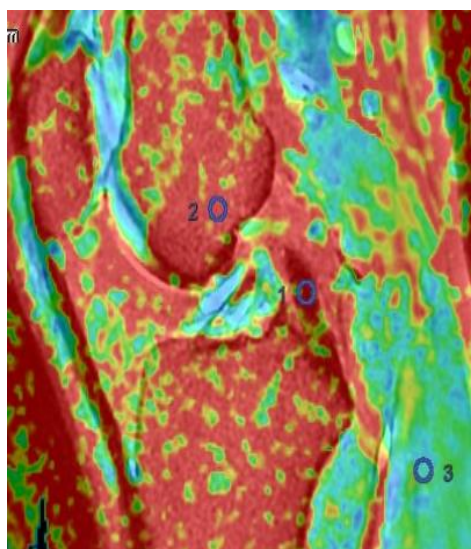
Dans les cas où les portions ligamentaires décrites ci-dessus n'apparaissent pas évidentes (généralement en cas de rupture du LCA), le ROI a été positionné au niveau de leurs positions supposées en traçant une ligne virtuelle entre les insertions proximales et distales du LCA.



**Figure 14.** Positionnement des 3 ROI sur le LCA sur une image de fusion de la cartographie couleur de la FA avec la séquence DP Fat Sat (1 = insertion proximale ; 2 = plein corps ; 3 = insertion distale)

Dans l'objectif de normalisation des résultats, des ROI de 10 mm<sup>2</sup> ont été positionnés sur chaque examen dans les régions suivantes, sur une coupe sagittale passant par le LCA :

- Dans le muscle gastrocnémien médial,
- Dans le LCP,
- Dans l'os au niveau de l'échancrure inter condylienne.



**Figure 15.** Exemple de positionnement des ROI (1= LCP ; 2 = os ; 3 = muscle gastrocnémien médial)

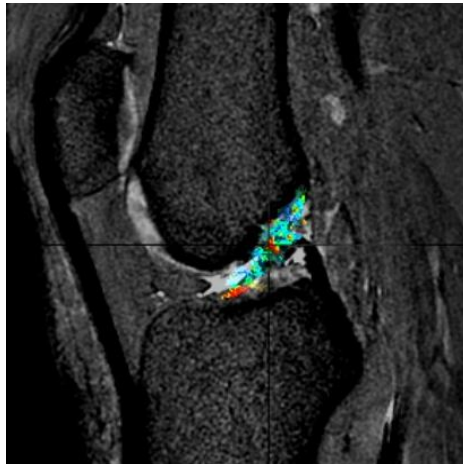
### **3) Analyse subjective de la qualité de l'image**

L'analyse de la qualité d'image a été réalisée en évaluant les images avec une échelle visuelle notée de 0 à 2 avec pour but d'évaluer la qualité diagnostique de l'examen après fusion des images des séquences morphologiques avec la cartographie couleur des valeurs de la FA : (0 : non satisfaisant, 1 : moyennement satisfaisant, 2 : satisfaisant).

### **4) Analyse du suivi des fibres (Fiber Tracking)**

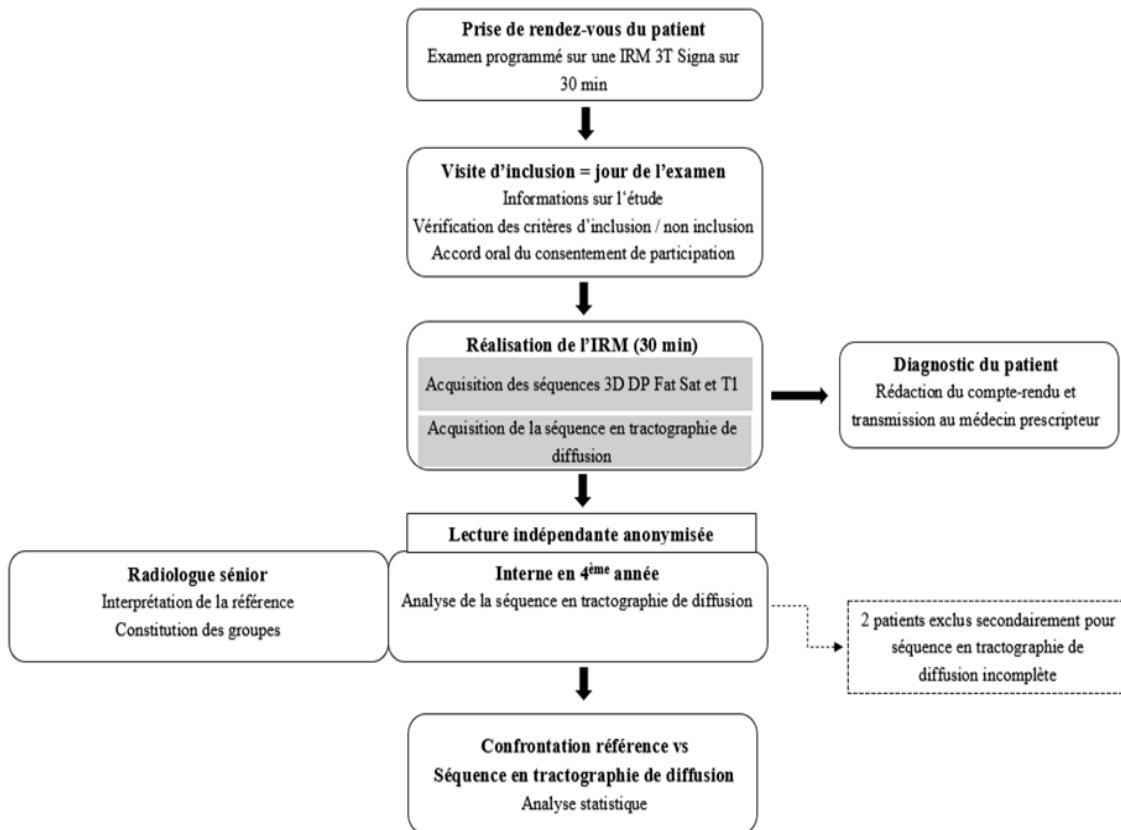
Une troisième session de lecture a été réalisée avec la séquence en tractographie de diffusion, en aveugle de la référence, par un radiologue spécialisé en imagerie ostéo-articulaire avec 2 ans d'expérience et par un interne en radiologie en quatrième année pour l'analyse du suivi des fibres.

Pour chaque patient, l'analyse des images a été effectuée grâce à la fonction Fiber Tracking du logiciel de reconstruction DTI (Diffusion Tensor Imaging). Cette dernière permettait de réaliser une cartographie selon l'orientation des fibres. Une fusion des images dans chaque plan de l'espace des séquences morphologiques avec cette cartographie selon l'orientation des fibres a été réalisée afin de positionner les régions d'intérêts (ROI) à main levée le long du LCA dans le plan sagittal. Ensuite, les paramètres avancés de suivi des fibres devaient être modifiés car les paramètres par défaut sont optimisés pour une analyse cérébrale. Le seuil de FA était baissé de 0,18 à 0,01 et le pas de 200 à des valeurs comprises entre 5 et 20 selon les patients. Le pas correspond à la distance entre les points sur une fibre.



**Figure 16 .** Exemple du suivi des fibres du LCA d'un patient du groupe Normal colorisé en fonction des valeurs de la FA

## 5. Résumé du déroulement de l'étude



**Figure 17.** Résumé du déroulement de l'étude

## 6. Analyse statistique

L'analyse statistique a été réalisée grâce au logiciel RStudio version 1.3.1093 (R v.3.6.3, <http://www.r-project.org>).

Des statistiques descriptives pour les caractéristiques de la population ont été réalisées et exprimées en moyenne pour l'âge et en donnée qualitative pour le sexe (H : homme F : femme). L'effectif des différents groupes après analyse des séquences morphologiques est donné sous forme de valeurs quantitatives.

Pour chaque patient, une moyenne des 3 mesures de la FA réalisée sur le LCA (insertion distale, proximale et corps ligamentaire) a été réalisée avec écarts type et valeurs extrêmes.

Les valeurs de la FA au sein de chaque groupe ont été présentées sous forme visuelle de « box-plot » ou « boîte à moustache ». Cette représentation graphique est utilisée pour comparer un même caractère dans des groupes différents. Pour chaque groupe, il est représenté un rectangle allant du premier quartile au troisième quartile coupé par une bande noire représentant la médiane. Enfin, les rectangles sont prolongés par des segments qui comprennent aux extrémités les valeurs extrêmes.

Pour comparer les différents résultats des valeurs de la FA entre chaque groupe, un test de comparaison de Mann-Whitney a été réalisé. Le seuil de significativité était fixé à 5 %.

Pour la détermination d'une valeur seuil de FA permettant de classer un patient qui présente un LCA sain d'un patient présentant une rupture partielle ou totale, une courbe ROC (Receiver Operating Characteristic) a été réalisée à partir d'une matrice de confusion 2 x 2 (ou régression logistique) avec comme hypothèse 0 : LCA sain et hypothèse 1 : rupture partielle ou totale. La courbe ROC représente la sensibilité en fonction de 1 – spécificité pour toutes les valeurs seuils possibles de la FA. L'aire sous la courbe AUC (Area Under the Curve) représente la performance globale d'un test diagnostique. Les seuils de performances d'une courbe ROC sont déterminés comme suit : AUC = 0,5 : apport nul ; 0,5 < AUC < 0,6 : non satisfaisant ; 0,6 < AUC < 0,7 : satisfaisant ; 0,7 < AUC < 0,8 : bon ; 0,8 < AUC < 0,9 : très bon ; 0,9 < AUC < 1 : excellent ; AUC=1 : parfait.

Le seuil de FA optimal correspond à la valeur qui présente l'index de Youden maximal. L'index de Youden correspond à sensibilité + spécificité - 1.

Les valeurs seuils de FA ont été exprimées en valeurs brutes et après normalisation sur le LCP pour chaque sujet afin de diminuer d'éventuelles différences interindividuelles liées à la sensibilité de la séquence pour la mesure de la FA.

FA normalisée sur le LCP = FA LCA / FA LCP

## V. Résultats

### 1. Population

La population était composée de 27 patients, 14 femmes et 13 hommes avec un âge moyen de 36 +/- 14 ans.

Les caractéristiques de la population sont représentées dans le tableau 2.

Caractéristiques	Résultats
Sexe (H/F)	13/14
Age (années)	36 +/- 14 [18 - 64]

**Tableau 2.** Résumé caractéristique de la population étudiée

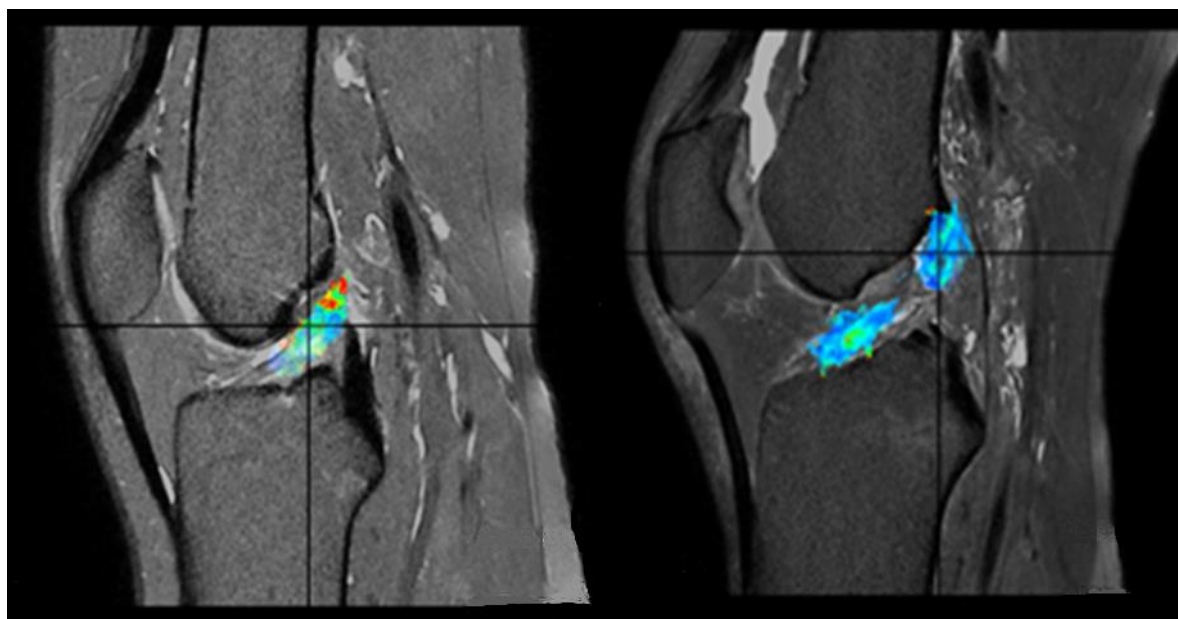
### 2. Analyse subjective de la qualité de l'image de la cartographie de la FA

Sur les 27 examens, 3 examens ont eu un score égal à 0, 13 examens ont eu un score de 1, 9 examens ont eu un score de 2 et 2 examens n'ont pas pu être classés.

Echelle visuelle	Résultats
0	3
1	13
2	9
Non classé	2

**Tableau 3.** Analyse qualitative de la cartographie de la FA.

### 3. Analyse subjective de la qualité de l'image de Fiber Tracking



**Figure 18.** Exemples d'image du suivi des fibres « Fiber Tracking » d'un patient du groupe Partiel à gauche et d'un patient du groupe Total à droite avec colorisation en fonction des valeurs de la FA.

### 4. Résultats des séquences morphologiques

Lors de l'analyse des séquences morphologiques (référence), sur les 27 patients, 13 patients sont classés dans le groupe Normal, 5 patients dans groupe Partiel et 9 patients dans le groupe Total.

	Normal	Partiel	Total	Effectif
Séquences morphologiques	13	5	9	27

**Tableau 4.** Constitution des groupes après analyse des séquences morphologiques.

## 5. Fraction d'anisotropie par groupes

2 patients ont été exclus en raison d'un échec d'acquisition des images lors de la réalisation de la séquence en tractographie de diffusion. Concernant ces 2 patients, l'examen a été interrompu au cours de l'acquisition au bout de 8 minutes pour l'un et 6 minutes pour l'autre (pour une durée totale de la séquence de 12 min).

Le logiciel de reconstruction est alors dans l'incapacité de réaliser une cartographie couleur des valeurs de la FA. La séquence étant réalisée au cours d'une vacation de radiologie habituelle, la séquence n'a pas été renouvelée par manque de temps.

L'un des 2 patients était classé dans le groupe Normal, l'autre dans le groupe Total.

La population finale incluse dans les statistiques est donc composée de 25 patients, 14 femmes et 11 hommes.

### 1) Moyenne des valeurs de FA

#### a) Box plot

La moyenne des valeurs de la FA dans le groupe Normal est de 0,597 et apparaît supérieure à la moyenne de la FA du groupe Partiel (0,375) et du groupe Total (0,352).

Une plus grande répartition des valeurs de la FA est observée pour le groupe Normal avec des valeurs extrêmes mesurées de 0,179 à 0,873.

La répartition des résultats apparaissent au sein du tableau 5 avec sa représentation visuelle sous forme de boîtes à moustaches dans la figure 19.

Groupes	Moyenne +- écart-type	[Min ; Max]
<b>Normal</b>	0,597 ± 0,196	0,179 ; 0,873
<b>Total</b>	0,352 ± 0,129	0,171 ; 0,497
<b>Partiel</b>	0,375 ± 0,131	0,277 ; 0,604

**Tableau 5.** Moyenne des valeurs de FA pour chaque groupe avec écarts-type et valeurs extrêmes.



**Figure 19.** Box plot de la moyenne de la FA du LCA

Il existe une différence significative des résultats des valeurs de la FA entre les groupes Normal et Total ( $p < 0,05$ ).

Il n'est pas mis en évidence de différence significative entre les groupes Normal et Partiel ( $p = 0,051$ ).

Enfin, il n'est pas retrouvé de différence significative entre les groupes Partiel et Total.

Les résultats détaillés sont représentés sur le tableau 6.

	<b>Différence</b>	<b>IC à 95%</b>	<b>p</b>
<b>Normal vs Total</b>	0,271	0,083 ; 0,404	<b>0,004</b>
<b>Normal vs Partiel</b>	0,252	-0,003 ; 0,441	0,051
<b>Total vs Partiel</b>	-0,021	-0,155 ; 0,174	0,94

**Tableau 6.** Comparaison des résultats des valeurs moyennes de FA entre les différents groupes

## b) Valeurs seuils des moyennes de FA entre les groupes

Les résultats d'AUC montrent une très bonne discrimination, avec une AUC calculée à 0,855 sans normalisation et jusqu'à 0,875 lorsqu'on normalise sur le LCP.

Un seuil optimal de la moyenne des FA a été calculé à 0,5067 sans normalisation.

Les résultats apparaissent encore meilleurs après normalisation des moyennes de la FA sur le LCP.

Les résultats détaillés sont représentés dans le tableau 7.

	Seuil optimal de la FA	Sensibilité (%)	Spécificité (%)	AUC	p
Moyenne des FA du LCA	0,5067	92,3	75	0,855	0,011
Moyenne des FA du LCA normalisé sur le LCP	0,5764	92,3	83,3	0,875	0,014

Tableau 7. Performance diagnostique de la moyenne des FA du LCA

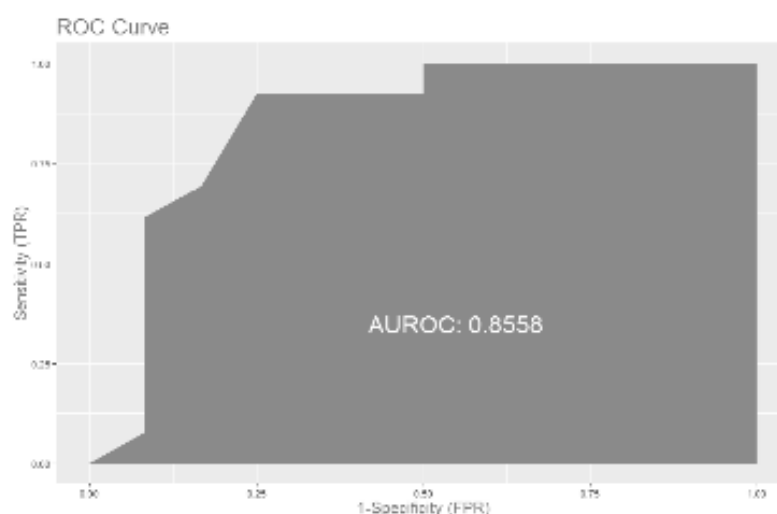


Figure 20. Courbe ROC de la moyenne de la FA du LCA

## 2) Valeurs des FA mesurés en plein corps ligamentaire

### a) Box plot

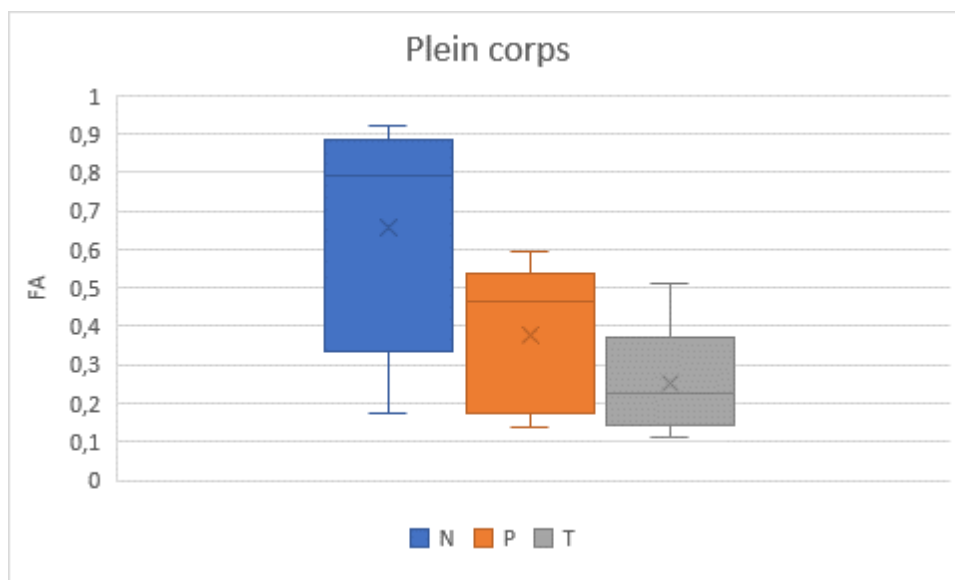
En plein corps ligamentaire, la moyenne des valeurs de la FA dans le groupe Normal est de 0,658 et apparaît supérieure à la moyenne de la FA du groupe Partiel (0,377) et du groupe Total (0,254).

Il existe une plus grande répartition des valeurs de la FA pour le groupe Normal avec des valeurs mesurées de 0,173 à 0,920.

La répartition des résultats apparaissent au sein du tableau 8 avec sa représentation visuelle sous forme de boîtes à moustaches dans la figure 21.

Groupe	Moyenne +- écart-type	[Min ; Max]
Normal	0,658 ± 0,291	0,173 ; 0,920
Total	0,254 ± 0,139	0,113 ; 0,509
Partiel	0,377 ± 0,192	0,140 ; 0,595

**Tableau 8.** Moyenne des valeurs de la FA en plein corps ligamentaire pour chaque groupe avec écarts-type et valeurs extrêmes.



**Figure 21.** Box plot de la FA en plein corps du LCA

Il existe une différence significative des résultats des valeurs de la FA en plein corps ligamentaire entre les groupes Normal et Total ( $p < 0,05$ ). Il n'y a pas de différence significative entre les groupes Normal et Partiel ( $p = 0,1$ ). Enfin, il n'est pas retrouvé de différence significative entre les groupes Partiel et Total.

	<b>Différence</b>	<b>IC à 95%</b>	<b>p</b>
<b>Normal vs Total</b>	0,516	0,089 ; 0,669	<b>0,007</b>
<b>Normal vs Partiel</b>	0,317	-0,051 ; 0,648	0,1
<b>Total vs Partiel</b>	-0,094	-0,353 ; 0,084	0,34

**Tableau 9.** Comparaison des résultats des valeurs de la FA en plein corps ligamentaire entre les différents groupes

**b) Valeurs seuils de FA en plein corps entre les groupes**

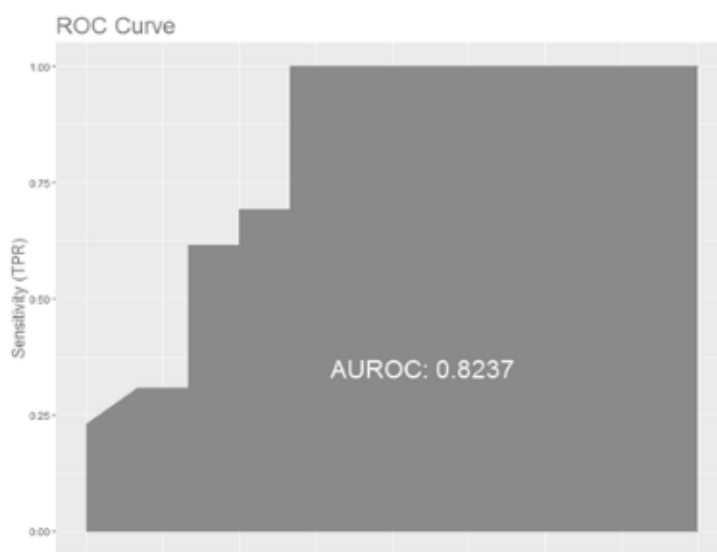
Les résultats d'AUC montrent une très bonne discrimination, avec une AUC calculée à 0,82 sans normalisation et de 0,83 lorsqu'on normalise sur le LCP.

Un seuil optimal de la FA en plein corps à la vue du meilleurs compromis sensibilité, spécificité a été calculé à 0,77 sans normalisation.

Les résultats sont équivalents après normalisation de la FA sur le LCP.

	<b>Seuil optimal de la FA</b>	<b>Sensibilité (%)</b>	<b>Spécificité (%)</b>	<b>AUC</b>	<b>p</b>
<b>LCA</b>	<b>0,77</b>	100	66,6	<b>0,82</b>	0,007
<b>LCA normalisé sur le LCP</b>	0,77	100	66,6	0,83	0,008

**Tableau 10.** Performance diagnostique de la FA en plein corps du LCA



**Figure 22.** Courbe ROC de la FA en plein corps du LCA

## VI. Discussion

### 1. Performance diagnostique

Cette étude visait à évaluer la performance diagnostique de la séquence en tractographie de diffusion pour estimer une lésion du LCA.

Dans ce but, nous avons inclus de manière prospective des patients subissant une IRM du genou pour recherche de lésion du LCA puis ils ont bénéficié d'une séquence en tractographie de diffusion pour analyser la valeur de la FA du LCA.

La moyenne de l'ensemble des valeurs de la FA est de 0,597 pour le groupe Normal, 0,375 pour le groupe Partiel et 0,352 pour le groupe Total.

La moyenne des mesures de la FA en plein corps ligamentaire est de 0,658 pour le groupe Normal, 0,377 pour le groupe Partiel et 0,254 pour le groupe Total.

Nos résultats indiquent une différence significative de la moyenne des valeurs de la FA et de la moyenne de la FA en plein corps ligamentaire du LCA entre les groupes Normal et Total. On notera toutefois un manque de sujets inclus pour le groupe partiel qui ne permet pas de montrer de résultats significatifs entre les groupes Normal et Partiel ( $p = 0,051$  pour la moyenne des valeurs de la FA et  $p = 0,1$  pour les valeurs de la FA mesurées en plein corps ligamentaire).

La répartition des valeurs représentée par le modèle box plot permet de noter une répartition large des valeurs prédominant pour le groupe Normal (figure 19 et figure 21) ce qui entraîne une baisse de la performance diagnostic.

Nous remarquons que les boîtes des groupes Partiel et Totale semblent similaires lorsque nous prenons en compte les moyennes de la FA (figure 19), alors que la boîte du groupe Total se détache légèrement avec des valeurs discrètement inférieures par rapport au groupe Partiel lorsque nous prenons seulement en compte les valeurs de la FA en plein corps ligamentaire (figure 21). Lors de la mesure de la FA sur les images, certains patients appartenant au groupe Total présentaient des moignons ligamentaires élargis et rétractés. Pour ces patients, si la mesure en plein corps ligamentaire apparaissait effondrée, les moignons ligamentaires semblent conserver leurs structures fibrillaires linéaires avec des valeurs de FA modérément élevées. Par

conséquent, les valeurs moyennes de la FA sont supérieures aux valeurs mesurées en plein corps ligamentaire (0,352 vs 0,254).

Les valeurs de la FA obtenues sur le LCA dans notre étude semblent difficilement comparables aux rares études qui ont également réalisées des mesures sur le LCA. Les valeurs de la FA semblent dépendantes des différents logiciels de constructeurs.

L'étude de Yang et al. a retrouvé une moyenne de la FA après moyenne de 3 mesures (tiers distal, plein corps, tiers proximal) de 0,45 chez 40 patients présentant un LCA sain natif. Leurs acquisitions étaient réalisées sur une IRM 3T Philips avec 32 directions d'une durée allant de 6 à 12 min [25]. Nos résultats de la FA sont plus élevés avec une séquence possédant moins de directions pour un temps d'acquisition équivalent.

Van Dyck et al. ont mesuré des valeurs moyennes de la FA en plein corps ligamentaire à 0,25 chez des patient ayant eu recours à une ligamentoplastie. Leurs images étaient réalisées sur une IRM 3T Siemens, de 10 directions, d'une durée de 7min 25 secondes. Selon eux, l'épaisseur de coupes élevé (6 mm) et la taille de leurs ROI (1 cm<sup>2</sup>) pouvaient en partie expliquer ces faibles valeurs à cause d'un effet de volume partiel [27]. Nos résultats retrouvent une valeur de la FA moyenne supérieure avec l'utilisation de ROI 10 fois plus petit (10 mm<sup>2</sup>) et une épaisseur de coupe moindre (3 mm) pouvant expliquer une diminution d'un effet de volume partiel.

Par ailleurs, lors d'une conférence organisée par l'association KINESPORT à Paris en 2020, le docteur Renoux Jérôme intervenait pour présenter la séquence en tractographie de diffusion pour évaluer la FA sur le LCA. Il retrouvait des valeurs moyennes de FA de 0,7 mesurées en pleins corps ligamentaire et de 0,41 sur les portions de LCA lésés sans préciser s'il s'agissait de ruptures totales ou partielles. Il n'est pas précisé dans son intervention le logiciel constructeur, le type d'IRM ni les détails de la séquence utilisée [28]. Ces résultats sont concordants aux valeurs de la FA mesurées dans notre étude.

Enfin, l'équipe de Wang et al. a réalisé des mesures de FA sur les structures ligamentaires d'une souris avec une IRM Agilent Vnmrs 9,4T en utilisant une séquence avec une résolution spatiale de l'ordre du micromètre, 31 directions d'une durée de 15h. Les valeurs moyennes de la FA était de 0,3 [24]. Cependant, cette technique d'acquisition des images n'est pas reproductible chez l'homme.

## **2. Qualité d'image**

### **1) Images issues de la fusion de la cartographie couleur des valeurs de la FA et des séquences morphologiques.**

Nous avons remarqué que les 3 examens classés 0 sur l'évaluation quantitative concernaient des patients appartenant au groupe Normal. Leur LCA présentaient un aspect plus « fin » que l'aspect habituel sous la forme d'une fine lame ou d'une « nappe » en hyposignal en séquence DP Fat Sat sans aspect en faveur d'une rupture. Chez ces patients, la cartographie couleur représentant les valeurs de la FA donnait des résultats systématiquement très faibles par rapport aux résultats attendus. Selon notre hypothèse, la séquence en tractographie de diffusion ne semblait pas avoir une résolution suffisante pour détecter le ligament lorsque celui-ci était fin.

Pour les 13 examens classés 1, il s'agirait du même problème de détection des fibres ligamentaires lorsque les 2 faisceaux du LCA étaient individualisables (et donc plus fins) notamment aux pourtours des insertions ligamentaires. Les valeurs de la FA étaient donc également inférieures aux résultats attendus. L'équipe de Yang et al. a déjà mis en évidence ce problème de signal pour la mesure de la FA au niveau des insertions ligamentaires, mais mettait en cause les interférences liées au cadre osseux [25].

### **2) Fiber Tracking**

L'obtention de la reconstruction des voies des fibres a été fastidieuse. L'ajustement des paramètres du suivi des fibres (seuil de FA minimum et pas max) et le positionnement des ROI à main levée du LCA ont été réalisés sans véritable table de référence, et individualisés pour chaque patient jusqu'à obtenir une reconstruction des fibres la plus cohérente possible avec les séquences morphologiques. Si le rendu visuel est plaisant, la valeur ajoutée de cette reconstruction reste à démontrer. Il n'existait également pas d'étude de corrélation entre les images issues de la tractographie de diffusion avec les fibres anatomiques chez l'humain (l'épaisseur des fibres reconstruites par le logiciel de construction est de l'ordre du millimètre pour une réalité de l'ordre du micromètre). Une baisse d'anisotropie est effectivement aperçue grâce à l'échelle de couleur sur le faisceau postéro-latéral du patient appartenant au groupe Partiel de notre exemple (figure 18) ce qui est cohérent avec l'analyse morphologique. En

revanche, une hétérogénéité de couleur et donc des valeurs de la FA est remarquée chez le patient du groupe Normal de notre exemple (figure 16) qui présente un LCA bien tendu sur les séquences morphologiques.

De plus, même après la meilleure optimisation possible, il apparaissait toujours des fibres reconstruites présentant des directions anarchiques au sein du LCA.

L'équipe de Yang et al. qui a étudié les valeurs de la FA sur le LCA mesurées sur la séquence de Fiber Tracking, a été confronté à ce même problème. Après avoir utilisé un paramétrage unique de reconstruction pour la visualisation des fibres pour chaque sujet, ils ont été obligé d'exclure un quart de leurs patients dans leurs résultats finaux en raison d'un défaut de reconstruction des fibres [25].

Une bonne cohérence de la reconstruction des fibres pour le patient appartenant au groupe Total (figure 18) par rapport aux séquences morphologiques a été relevée. Cependant, il n'existait aucune difficulté diagnostic pour ce dernier qui présentait une rupture totale évidente du LCA avec rétraction des moignons ligamentaires. La visualisation des fibres colorisées en fonction des valeurs de la FA de ce patient montre toutefois que les moignons ligamentaires semblent conserver une structure fibrillaire linéaire plutôt homogène.

### **3. Les limites**

La première limitation est le faible nombre de patients inclus qui a pour effet de diminuer la représentativité de l'échantillon et la puissance des résultats.

La seconde limitation concerne la résolution de la séquence. Notre étude s'est limitée à une séquence de 12 minutes adapté à une utilisation en pratique clinique dans un temps d'acquisition acceptable pour le patient. En effet, lorsqu'on améliore la séquence dans des conditions expérimentales comme l'a testé l'équipe de Wang et al., les résultats du Fiber Tracking retrouve une concordance excellente avec les coupes anatomiques sur l'ensemble de l'articulation du genou d'un rat [24].

La troisième limitation concerne l'absence de test statistique évaluant la reproductibilité intra ou inter observateur de la mesure de la FA.

De plus, Les ROI ont été positionnés délibérément sur la cartographie couleur de la FA et non

des images issues de la tractographie de diffusion en elle-même. En effet, lors d'études concernant la tractographie de diffusion sur la moelle, certains auteurs préconisaient le positionnement des ROI sur les reconstructions de la visualisation des fibres issues de la tractographie de diffusion, source d'une meilleure reproductibilité inter observateurs avec quelques différences de valeurs par rapport aux mesures effectuées sur la cartographie couleur [29,30]. Cependant ces mêmes auteurs pointaient la difficulté technique en pratique clinique de cette méthode. Les erreurs de reconstruction et la longueur du post traitement des images rendaient difficile cette pratique en routine comme nous avons pu le constater dans notre étude.

La quatrième limitation est le traitement de l'image du logiciel DTI FA de GE. En effet, les mesures n'ont pas été réalisées sur les images natives mais sur une cartographie reconstruite par un logiciel avec « secret industriel du constructeur ». Lors de la mesure de ROI des valeurs de FA sur l'os et le LCP, certaines valeurs étaient égales à 1 avec un écart-type nul. Ceci suggère un post-traitement de l'image, car il apparaît impossible d'obtenir une diffusion linéaire parfaite des protons dans un seul vecteur sur une surface de 10 mm<sup>2</sup>.

La cinquième limitation de l'étude est l'absence d'un réel gold standard. La répartition des groupes a été réalisée via les séquences morphologiques. Cependant, l'IRM ne permet pas toujours de faire correctement la distinction entre les ruptures partielles et les ruptures totales. Un classement des groupes sur la base d'arthroscopie semblerait plus approprié mais difficilement réalisable.

#### **4. Les perspectives**

La principale perspective est de continuer à inclure plus de patients dans l'étude afin d'augmenter la puissance des tests statistiques.

Notre étude semble montrer que la séquence permet de différencier les patients présentant des LCA sains des patients présentant une lésion du LCA. Mais il apparaît évident qu'à l'heure actuelle, cette séquence ne permet pas de quantifier de manière objective, quantitative et à l'échelle individuelle, le degré de rupture ou la distinction entre les cas douteux de lésion partielle ou totale. Dans l'objectif de distinguer des valeurs de FA entre les lésions partielles et totales, il semblerait idéal de réaliser des études à plus grande échelle en ciblant la mesure en plein corps ligamentaire, à distance des insertions et des moignons ligamentaires dans le cas des ruptures supposées totales.

On peut donc penser à l'avenir que l'amélioration de la séquence avec une augmentation du nombre de directions et un raccourcissement du temps d'acquisition pourra être une aide diagnostique en ciblant la mesure de FA sur les zones douteuses d'éventuelles lésions vues sur les séquences morphologiques.

Pour ce faire, il semble nécessaire d'avoir des études à grand échelle de patients pour établir des seuils de FA en plein corps ligamentaire pour distinguer les LCA normaux, les ruptures partielles et les ruptures totales avec des valeurs propres à chaque constructeurs, comparé aux résultats d'une arthroscopie, véritable Gold standard.

Il est possible d'imaginer, dans un futur proche, comparer les résultats des valeurs de la FA avec des valeurs quantitatives et objectives d'une évaluation laximétrique dynamique automatisée complète du test de Lachman appelé GNRB®.



## **VII. Conclusion**

En conclusion, notre étude a montré que la séquence de tractographie de diffusion centrée sur le genou ne permet pas actuellement une quantification précise des lésions du LCA. Cependant, elle s'avère utile pour distinguer les individus en bonne santé de ceux ayant des ruptures partielles ou totales du ligament. Néanmoins, la variabilité des résultats de la FA au sein de chaque groupe limite son utilité pour des diagnostics individuels par rapport aux méthodes morphologiques. Une amélioration future de la séquence pourrait permettre une distinction plus précise entre les lésions partielles et totales. Cependant, des défis techniques, tels que le temps d'acquisition et la variabilité entre les appareils, doivent être surmontés avant que cette technique puisse être utilisée en routine clinique.

## VIII. Annexes

### 5. Liste des figures

<b>Figure 1.</b> Image d'illustration du LCA.....	21
<b>Figure 2.</b> Illustration de l'alignement magnétique des atomes M0 dans le plan Mz Source : <a href="https://www.imosteoarticulaire-carrillon.com/">https://www.imosteoarticulaire-carrillon.com/</a> .....	23
<b>Figure 3.</b> Illustration de la bascule du moment magnétique M0 après une onde RF B1 dans le plan Mx,y. Source : <a href="https://www.imosteoarticulaire-carrillon.com/">https://www.imosteoarticulaire-carrillon.com/</a> .....	24
<b>Figure 4.</b> Illustration de la relaxation de M0 et de son retour dans le plan Mz. Source : <a href="https://www.imosteoarticulaire-carrillon.com/">https://www.imosteoarticulaire-carrillon.com/</a> .....	24
<b>Figure 5.</b> Illustration de la repousse longitudinal T1 et de la décroissance T2 Source : <a href="https://www.imosteoarticulaire-carrillon.com/">https://www.imosteoarticulaire-carrillon.com/</a> .....	25
<b>Figure 6.</b> Exemple d'une coupe sagittale d'un genou en séquence T2 sans saturation de la graisse à gauche et avec saturation de la graisse à droite permettant une meilleure sensibilité pour la détection de l'œdème intra osseux de la patella.....	26
<b>Figure 7.</b> Illustration schématique de vecteurs de diffusion moléculaire d'un milieu isotrope et d'un milieu anisotrope.....	28
<b>Figure 8.</b> Exemple d'une cartographie couleur des valeurs de la FA d'un cerveau en coupe axiale (0 = isotropie ; 1 = anisotropie) .....	29
<b>Figure 9.</b> Reconstruction des fibres nerveuses d'un cerveau en coupe axiale via la séquence en tractographie de diffusion avec échelle de couleur selon l'orientation des fibres. ....	30
<b>Figure 10.</b> Coupe sagittale d'une IRM de genou avec un LCA sain en séquence DP Fat Sat	32
<b>Figure 11.</b> Coupe sagittale d'une IRM de genou montrant une rupture partielle du LCA avec rupture du faisceau postérolatéral en séquence DP Fat Sat.....	33
<b>Figure 12.</b> Coupe sagittale d'une IRM de genou montrant une rupture totale du LCA en séquence DP Fat Sat.....	34

<b>Figure 13.</b> Exemples d'images obtenues lors de la réalisation de la référence d'une coupe sagittale en séquence DP Fat Sat en fonction des groupes (à gauche : Normal ; au milieu : Partiel ; à droite : Total) .....	39
<b>Figure 14.</b> Positionnement des 3 ROI sur le LCA sur une image de fusion de la cartographie couleur de la FA avec la séquence DP Fat Sat (1 = insertion proximale ; 2 = plein corps ; 3 = insertion distale) .....	41
<b>Figure 15.</b> Exemple de positionnement des ROI (1= LCP ; 2 = os ; 3 = muscle gastrocnémien médial).....	41
<b>Figure 16 .</b> Exemple du suivi des fibres du LCA d'un patient du groupe Normal colorisé en fonction des valeurs de la FA .....	43
<b>Figure 17.</b> Résumé du déroulement de l'étude .....	43
<b>Figure 18.</b> Exemples d'image du suivi des fibres « Fiber Tracking » d'un patient du groupe partiel à gauche et d'un patient du groupe total à droite avec colorisation en fonction des valeurs de la FA. ....	46
<b>Figure 19.</b> Box plot de la moyenne de la FA du LCA.....	48
<b>Figure 20.</b> Courbe ROC de la moyenne de la FA du LCA .....	49
<b>Figure 21.</b> Box plot de la FA en plein corps du LCA .....	50
<b>Figure 22.</b> Courbe ROC de la FA en plein corps du LCA .....	51

## 6. Liste des tableaux

<b>Tableau 1.</b> Tableau récapitulatif des signes de ruptures partielles du LCA (AM : Antéro-médial ; PL : Postéro-latéral) .....	33
<b>Tableau 2.</b> Résumé caractéristique de la population étudiée .....	45
<b>Tableau 3.</b> Analyse qualitative de la cartographie de la FA.....	45
<b>Tableau 4.</b> Constitution des groupes après analyse des séquences morphologiques. ....	46
<b>Tableau 5.</b> Moyenne des valeurs de FA pour chaque groupe avec écarts-type et valeurs extrêmes. ....	47
<b>Tableau 6.</b> Comparaison des résultats des valeurs moyennes de FA entre les différents groupes .....	48
<b>Tableau 7.</b> Performance diagnostique de la moyenne des FA du LCA .....	49
<b>Tableau 8.</b> Moyenne des valeurs de la FA en plein corps ligamentaire pour chaque groupe avec écarts-type et valeurs extrêmes. ....	50
<b>Tableau 9.</b> Comparaison des résultats des valeurs de la FA en plein corps ligamentaire entre les différents groupes .....	51
<b>Tableau 10.</b> Performance diagnostique de la FA en plein corps du LCA.....	51

## IX. Bibliographie

1. Cotten A. Imagerie musculosquelettique, Pathologies locorégionales. In: Elsevier Masson. 2017. p. 685.
2. SIMS. Le genou. Vol. 44. Sauramps Médical;
3. Huang GS, Lee CH, Chan WP, Lee HS, Chen CY, Yu JS. Acute Anterior Cruciate Ligament Stump Entrapment in Anterior Cruciate Ligament Tears: MR Imaging Appearance. *Radiology*. nov 2002;225(2):537-40.
4. Van Dyck P, Froeling M, De Smet E, Pullens P, Torfs M, Verdonk P, et al. Diffusion tensor imaging of the anterior cruciate ligament graft: DTI of the ACL Graft. *J Magn Reson Imaging*. nov 2017;46(5):1423-32.
5. Yang X, Chen D, Li M, Shi D, Zhu B, Jiang Q. Diffusion Tensor Imaging of the Anterior Cruciate Ligament Graft After Reconstruction: Repeatability and Diffusion Tensor Imaging Metrics. *Journal of Computer Assisted Tomography*. 2015;39(2):244-9.
6. Dillenseger JP, Moerschel E, Zorn C. Guide technique de l'imagerie médicale de la radiothérapie. 2ème. Elsevier Masson; 2016.
7. Klengel A, Stumpp P, Klengel S, Böttger I, Rönisch N, Kahn T. Detection of Traumatic Bone Marrow Lesions after Knee Trauma: Comparison of ADC Maps Derived from Diffusion-weighted Imaging with Standard Fat-saturated Proton Density-weighted Turbo Spin-Echo Sequences. *Radiology*. mai 2017;283(2):469-77.
8. Hauger O, Cotten A. IRM Musculo-Squelettique de la clinique à la technique. Sauramps Médical; 2014. 462 p.
9. Lefevre N, Bohu Y, Naouri JF, Klouche S, Herman S. Validity of GNRB® arthrometer compared to Telos™ in the assessment of partial anterior cruciate ligament tears. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. févr 2014;22(2):285-90.
10. Lee YS, Han SH, Jo J, Kwak K sung, Nha KW, Kim JH. Comparison of 5 Different Methods for Measuring Stress Radiographs to Improve Reproducibility During the Evaluation of Knee Instability. *Am J Sports Med*. juin 2011;39(6):1275-81.
11. Phelan N, Rowland P, Galvin R, O'Byrne JM. A systematic review and meta-analysis of the diagnostic accuracy of MRI for suspected ACL and meniscal tears of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. mai 2016;24(5):1525-39.
12. Smith C, McGarvey C, Harb Z, Back D, Houghton R, Davies A, et al. Diagnostic Efficacy of 3-T MRI for Knee Injuries Using Arthroscopy as a Reference Standard: A Meta-Analysis. *American Journal of Roentgenology*. août 2016;207(2):369-77.
13. Naraghi AM, White LM. Imaging of Athletic Injuries of Knee Ligaments and Menisci: Sports Imaging Series. *Radiology*. oct 2016;281(1):23-40.

14. Roychowdhury S, Fitzgerald SW, Sonin AH, Peduto AJ, Miller FH, Hoff FL. Using MR imaging to diagnose partial tears of the anterior cruciate ligament: value of axial images. *American Journal of Roentgenology*. juin 1997;168(6):1487-91.
15. Altahawi FF, Blount KJ, Morley NP, Raithel E, Omar IM. Comparing an accelerated 3D fast spin-echo sequence (CS-SPACE) for knee 3-T magnetic resonance imaging with traditional 3D fast spin-echo (SPACE) and routine 2D sequences. *Skeletal Radiol*. janv 2017;46(1):7-15.
16. Lefevre N, Naouri JF, Bohu Y, Klouche S, Herman S. Partial tears of the anterior cruciate ligament: diagnostic performance of isotropic three-dimensional fast spin echo (3D-FSE-Cube) MRI. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. janv 2014;24(1):85-91.
17. Le genou du sportif. Sauramps Médical;
18. Thibaut Delchambre. IRM bi-fasciculaire du LCA à 1.5 Teslas : étude préliminaire. *Médecine humaine et pathologie*. 2012. ffdumas-00748659.
19. Noyes F, Mooar L, Moorman C, McGinniss G. Partial tears of the anterior cruciate ligament. Progression to complete ligament deficiency. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume*. nov 1989;71-B(5):825-33.
20. Colombet P, Dejour D, Panisset JC, Siebold R. Current concept of partial anterior cruciate ligament ruptures. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. déc 2010;96(8):S109-18.
21. Delin C, Silvera S, Coste J, Thelen P, Lefevre N, Ehkirch FP, et al. Reliability and diagnostic accuracy of qualitative evaluation of diffusion-weighted MRI combined with conventional MRI in differentiating between complete and partial anterior cruciate ligament tears. *Eur Radiol*. mars 2013;23(3):845-54.
22. Park HJ, Lee SY, Rho MH, Kim MS, Kwon HJ, Chung EC. Usefulness of the quantitative evaluation of diffusion-weighted mri in the diagnosis of anterior cruciate ligament tears: Quantitative Evaluation of DWI of ACL Tears. *J Magn Reson Imaging*. nov 2016;44(5):1116-22.
23. Butt U, Khan ZA, Zahir N, Khan Z, Vuletic F, Shah I, et al. Histological and cellular evaluation of anterior cruciate ligament. *The Knee*. oct 2020;27(5):1510-8.
24. Wang N, Mirando AJ, Cofer G, Qi Y, Hilton MJ, Johnson GA. Diffusion tractography of the rat knee at microscopic resolution. *Magn Reson Med*. juin 2019;81(6):3775-86.
25. Yang X, Chen D, Li M, Shi D, Zhu B, Jiang Q. Diffusion Tensor Imaging of the Anterior Cruciate Ligament Graft After Reconstruction: Repeatability and Diffusion Tensor Imaging Metrics. *Journal of Computer Assisted Tomography*. 2015;39(2):244-9.
26. Van Dyck P, Froeling M, Heusdens CHW, Sijbers J, Ribbens A, Billiet T. Diffusion tensor imaging of the anterior cruciate ligament following primary repair with internal bracing: A longitudinal study. *Journal Orthopaedic Research*. juin 2021;39(6):1318-30.

27. Van Dyck P, Billiet T, Desbuquoit D, Verdonk P, Heusdens CH, Roelant E, et al. Diffusion tensor imaging of the anterior cruciate ligament graft following reconstruction: a longitudinal study. *Eur Radiol.* déc 2020;30(12):6673-84.
28. Jérôme RENOUX : Tracking des fibres du LCA en imagerie [Internet]. Paris; 2020. Disponible sur: <https://www.youtube.com/watch?v=bQubZoCT4AI>
29. Budzik JF, Balbi V, Le Thuc V, Duhamel A, Assaker R, Cotten A. Diffusion tensor imaging and fibre tracking in cervical spondylotic myelopathy. *Eur Radiol.* févr 2011;21(2):426-33.
30. Van Hecke W, Leemans A, Sijbers J, Vandervliet E, Van Goethem J, Parizel PM. A tracking-based diffusion tensor imaging segmentation method for the detection of diffusion-related changes of the cervical spinal cord with aging. *J Magn Reson Imaging.* mai 2008;27(5):978-91.

### **Etude en IRM de la tractographie de diffusion centrée sur le ligament croisé antérieur chez les traumatisés du genou.**

**Objectifs :** Evaluer la performance diagnostique de la Fraction d'Anisotropie (FA) obtenue par une séquence de tractographie de diffusion centrée sur le ligament croisé antérieur (LCA) par rapport aux séquences morphologiques.

**Matériels et méthodes :** Entre mars et juillet 2023, 27 patients adressés pour une IRM post-traumatique du genou ont été inclus dans cette étude prospective monocentrique. Tous les patients ont passé une séquence en tractographie de diffusion centrée sur le LCA en plus des séquences morphologiques standards lors de la même visite. Ces séquences morphologiques ont été relues pour établir une référence et former trois groupes : Normal (LCA intact), Partiel (lésion partielle du LCA) et Total (rupture totale du LCA). La FA du LCA a été mesurée en trois points distincts. Les moyennes de FA ont été analysées et comparées entre les groupes. Un seuil de FA optimal a été calculé pour distinguer les LCA intacts des LCA lésés.

**Résultats :** Les résultats ont montré que la FA moyenne était de 0,597 pour le groupe Normal, 0,352 pour le groupe Total et 0,375 pour le groupe Partiel. La FA était significativement réduite dans le groupe Total par rapport au groupe Normal ( $p = 0,004$ ). Il n'y avait aucune différence significative entre les mesures de FA du groupe Partiel et du groupe Total ( $p = 0,94$ ). La mesure de la FA a révélé une bonne discrimination entre les patients du groupe Normal et ceux des groupes Partiel et Total combinés (AUC = 0,855 et  $p = 0,011$ ).

**Conclusion :** Les mesures de la FA obtenues à partir de la séquence de tractographie de diffusion permettent de différencier les patients présentant une rupture partielle ou totale du LCA de ceux qui ont un LCA intact.

**Mots-clés :** tractographie de diffusion, LCA, IRM, fraction d'anisotropie.

### **MRI study of diffusion tractography centered on the anterior cruciate ligament in knee trauma patients.**

**Objectives:** This study aimed to assess the accuracy of fractional anisotropy (FA) measurements obtained from an anterior cruciate ligament (ACL)-centered diffusion tensor imaging (DTI) sequence in comparison to standard morphological sequences.

**Methods:** Between March and July 2023, a prospective monocentric study enrolled 27 patients referred for knee MRI as part of post-traumatic evaluation. All patients underwent a DTI sequence focused on the ACL, in addition to routine morphological sequences during the same examination. The morphological sequences were reviewed to establish reference criteria, categorizing patients into three groups: Normal (intact ACL), Partial (partial ACL tear), and Total (complete ACL tear). FA values of the ACL were quantified at its distal insertion, along its ligamentous body, and at its proximal insertion. FA averages were analyzed and compared between these groups, and an optimal FA threshold for distinguishing intact ACLs from injured ACLs was determined.

**Results:** The mean FA values for the ACL were 0.597, 0.352, and 0.375 for the Normal, Total, and Partial groups, respectively. FA was significantly lower in the Total group compared to the Normal group ( $p = 0.004$ ). No significant FA difference was observed between the Partial and Total groups ( $p = 0.94$ ). FA measurements effectively discriminated between patients in the Normal group and those in the combined Partial and Total groups, with an AUC of 0.855 and p-value of 0.011.

**Conclusion:** FA values obtained from the DTI sequence are capable of effectively distinguishing between patients with partial or complete ACL tears and those with intact ligaments.

**Key words:** diffusion tensor imaging, DTI, ACL, MRI, fractional anisotropy, FA.