

MINISTÈRE DE LA SANTÉ
RÉGION LORRAINE
INSTITUT LORRAIN DE FORMATION EN MASSO-KINÉSITHÉRAPIE DE
NANCY

**ETUDE RETROSPECTIVE DE BILANS
ISOCINETIQUES APRES LIGAMENTOPLASTIE
DU LCA : ANALYSE DES DEFICITS 6 MOIS
POST-OPERATOIRE**

Mémoire présenté par **Arnaud OMINETTI**

étudiant en 3^{ème} année de masso-kinésithérapie

en vue de l'obtention du Diplôme d'Etat

de Masseur-Kinésithérapeute.

2014-2015.

Table des matières

RESUME

1. INTRODUCTION	1
2. METHODE DE RECHERCHE BIBLIOGRAPHIQUE	2
3. RAPPELS ANATOMO-BIOMECAIQUES	3
3.1. Le quadriceps	3
3.1.1. Le vaste médial.....	3
3.1.2. Le vaste latéral	4
3.1.3. Le vaste intermédiaire	5
3.1.4. Le droit fémoral	5
3.1.5. Actions et innervation.....	5
3.2. Les ischio-jambiers	6
3.2.1. Le muscle semi-tendineux.....	6
3.2.2. Le muscle semi-membraneux	6
3.2.3. Le muscle biceps fémoral.....	6
3.2.4. Actions et innervation.....	7
3.3. Le ligament croisé antérieur	7
3.4. La biomécanique du genou	8
4. RAPPELS ANATOMO-PATHOLOGIQUES	9
4.1. Les mécanismes lésionnels du LCA	9
4.2. Les méthodes chirurgicales de reconstruction ligamentaire	10
5. MATERIEL ET METHODE	11
5.1. Population	11
5.2. Matériel	11
5.2.1. Introduction de l'isocinétisme.....	11
5.2.2. Outils de mesure.....	13
5.3. Méthode	13
5.3.1. L'échauffement.....	14
5.3.2. L'installation du patient	14

5.3.3. Protocole.....	15
5.3.4. Analyse des données chiffrées.....	15
5.3.5. Analyse des courbes.....	16
5.4. Méthode statistique	16
6. RESULTATS	17
6.1. Analyse de la population cible	17
6.2. Présentation des résultats obtenus	17
6.2.1. Le moment de force maximal.....	17
6.2.2. Les déficits musculaires.....	19
6.2.3. Les ratios musculaires.....	20
6.2.4. Analyse par type d'intervention chirurgicale.....	21
7. DISCUSSION.....	23
7.1. Population étudiée.....	23
7.2. Choix et reproductibilité des paramètres.....	24
7.3. Influence du côté dominant	25
7.4. Matériel et protocole.....	26
7.5. Analyse et interprétation des déficits musculaires.....	26
7.6. Analyse et interprétation des ratios musculaires	28
8. CONCLUSION.....	29

BIBLIOGRAPHIE

ANNEXES

RESUME

Introduction – La ligamentoplastie du ligament croisé antérieur (LCA) nécessite une rééducation longue pour limiter l'impotence fonctionnelle. Cette lésion touche principalement le sujet jeune, sportif, il est donc primordial d'atteindre une récupération totale, dans le but de reprendre l'activité sportive. Le bilan isocinétique va permettre de suivre la récupération musculaire du patient.

Objectif – L'objectif de notre étude est, dans un premier temps, d'analyser les déficits musculaires qui subsistent 6 mois après l'opération. Dans un second temps, nous allons tenter de savoir si le choix d'une technique chirurgicale différente (TLS ou Kenneth-Jones) influence les déficits résiduels.

Matériel et méthode – L'étude a porté sur 51 dossiers de patients opérés par le même chirurgien, sans antécédents chirurgicaux du côté sain. Nous comparons le moment de force maximal des fléchisseurs et des extenseurs entre le côté sain et le côté lésé, à vitesse rapide et à vitesse lente. De même, nous comparons le ratio musculaire Fléchisseurs/Extenseurs aux deux vitesses.

Résultats – Il semblerait que le quadriceps soit plus déficitaire ($p < 0,05$) que les ischio-jambiers et que le ratio fléchisseurs/extenseurs tende à se rapprocher de 1. De plus, les patients ayant bénéficié de la technique de Kenneth-Jones ont un déficit moins important au niveau des extenseurs par rapport aux patients ayant bénéficié de la technique TLS. ($p < 0,05$)

Mots clés : isocinétique, bilan, genou, ligament croisé antérieur, ligamentoplastie, force musculaire.

Key words : isokinetic, assessment, knee, anterior cruciate ligament, ligament reconstruction, muscular strength.

1. INTRODUCTION

La rupture de ligament croisé antérieur (LCA) est une lésion grave de genou, bien connue des sportifs, elle survient le plus souvent dans des sports à pivot-contact. Speer et al. (1) estime que 25 à 30% des entorses du genou concernent le LCA. En France, il y a 36 540 ligamentoplasties de genou qui sont réalisées, dont 90% de reconstruction du LCA(2). La rééducation post-opératoire se fait principalement par des kinésithérapeutes libéraux avec des protocoles divers, une admission en centre peut être proposée en cas de difficultés de récupération en libéral.

Suite à cette lésion, un retour à la compétition est possible, le délai est variable en fonction du protocole de renforcement et de la chirurgie proposée, l'étude SFTS 2013 (3) a recensé ce délai de reprise du sport à 6,3 mois pour des sportifs de niveau élite à 12,6 mois pour un sportif occasionnel. De plus, cette lésion engendre le plus souvent un retentissement fonctionnel important provoqué par la perte de force et de stabilité du genou : une rééducation adaptée et ciblée est donc nécessaire pour retrouver un genou stable et fonctionnel. Pour évaluer les déficits résiduels, les bilans musculaires de type E.M.F.M. ne sont plus assez précis, d'autres technologies comme l'isocinétisme ont été mis à disposition pour avoir des bilans chiffrés de la force musculaire. (4) Des mesures fiables, précises et reproductibles seront donc à notre disposition pour pouvoir au mieux cibler la rééducation et autoriser la reprise du sport, tout en évitant le risque de rechute qui est fréquent pour cette pathologie, de 3 à 8,9%. (5)

Ainsi, dans ce travail, nous avons cherché à déterminer une tendance des déficits restants 6 mois après la chirurgie réparatrice, tant sur le plan de la force par l'intermédiaire du moment de force maximal, tant sur le ratio musculaire fléchisseurs/extenseurs qui peut être facteur d'un déséquilibre biomécanique, entraînant une rééducation incomplète. De plus, nous avons observé l'implication du choix de la technique chirurgicale dans ces tendances.

Quels déficits musculaires persistent 6 mois après l'opération reconstructrice du LCA, le ratio fléchisseurs/extenseurs va-t-il être altéré? Le choix de la technique chirurgicale influence-t-il les tendances déficitaires ?

Nous commencerons par quelques rappels concernant le rôle du ligament croisé antérieur ainsi que des particularités des différentes techniques chirurgicales. Puis, pour tenter de répondre à notre problématique, nous réaliserons une étude à postériori où nous avons repris les tests isocinétiques et nous avons répertorié la mesure du moment de force maximal et des ratios fléchisseurs/extenseurs selon un protocole strict sur 51 patients. Nous analyserons ensuite ces résultats, pour pouvoir au cours de notre discussion, tenter de répondre à notre problématique.

2. METHODE DE RECHERCHE BIBLIOGRAPHIQUE

Pour réaliser cette étude une recherche bibliographique a été réalisée au préalable. Nous avons cherché à définir quel intérêt présente le bilan isocinétique musculaire après une chirurgie reconstructrice du LCA, ainsi que les paramètres possédant une reproductibilité suffisante pour pouvoir être comparés. De plus, nous avons tenté de déterminer quels déficits subsistaient 6 mois post-op, délai correspondant à la possibilité d'une reprise sportive.

Les bases de données utilisées dans cette recherche bibliographique sont PubMed, la Cochrane, PEDro, Kinedoc, EM-Premium, ScienceDirect, le site de la Haute Autorité de la Santé ainsi que ORBi (Open Repository and Bibliography) de l'université de Liège. Des ouvrages utilisés sont issus de Réédoc ainsi que les documents présents à la bibliothèque universitaire de la faculté de médecine de Nancy. Cette recherche s'est étendue d'octobre 2014 à Avril 2015. Un nombre important d'articles ayant été trouvé sur l'isocinétisme, nous avons sélectionné les plus récents pour être au plus proche des avancées technologiques et de connaissances.

Les principaux mots clés utilisés sont : « isocinétisme », « genou », « paramètres », « ligamentoplastie », « bilan », « force musculaire », « ligament croisé antérieur » ainsi que leur équivalents anglais « isokinetic », « knee », « parameters », « ligament reconstruction », « assessment », « muscular strength », « anterior cruciate ligament ». Ces mots ont été pondérés par les opérateurs booléens « et », « ou » et leur équivalent anglais « and » et « or ». Nous avons pu affiner nos recherches avec les mots : reproductibilité, analyse de courbe.

Les références bibliographiques citées dans les articles obtenus ont également servi de source pour la réalisation de ce mémoire.

3. RAPPELS ANATOMO-BIOMECHANIQUES (6)

3.1. Le quadriceps

Le quadriceps est le principal muscle de la loge antérieure de la cuisse, il est volumineux et superficiel. Il est composé de 4 chefs :

- le droit fémoral.
- le vaste médial.
- le vaste latéral.
- le vaste intermédiaire.

C'est le principal muscle extenseur de genou, le tenseur du fascia lata aidant de manière infime proportionnellement à l'activité du quadriceps.

Le quadriceps va transmettre ses forces par l'intermédiaire des tendons quadricipital et patellaire.

3.1.1. Le vaste médial

Le vaste médial sera le chef situé le plus en bas et en dedans des différents chefs, il prend son origine, par des lames tendineuses, sur :

- le corps du fémur, au niveau du sommet de la lèvre médiale de la ligne âpre.
- le sommet de la branche médiale de la trifurcation à l'extrémité supérieure du fémur, ses fibres se continuant sur la base du petit trochanter.
- Le sommet de la branche médiale de la bifurcation de la ligne âpre au niveau de l'extrémité inférieure du fémur.

Le vaste médial possède des fibres longitudinales et des fibres horizontales qui descendent plus bas en dedans. Il se termine sur la base et le bord médial de la patella, ainsi que sur les crêtes obliques à l'extrémité supérieure du tibia par des fibres tendineuses directes et croisées.

3.1.2. Le vaste latéral

Le vaste latéral s'insère par des lames tendineuses sur :

- le corps du fémur au niveau du versant latéral de la lèvre latérale de la ligne âpre.
- l'extrémité supérieure du fémur, au niveau de la trifurcation de la ligne âpre sur le versant latéral de la branche latérale et va se poursuivre sur le grand trochanter.
- l'extrémité inférieure du fémur sur le versant latéral de la branche latérale de la bifurcation.

Ses fibres forment un plan oblique qui enroule le fémur en bas et axialement globalement vers le bas et le dedans, pour se terminer par des fibres tendineuses sur la base et le bord latéral de la patella, ainsi que sur l'extrémité supérieure du tibia sur les crêtes obliques. Les fibres directes s'inséreront sur les crêtes homolatérales, alors que les fibres croisées se termineront sur les crêtes controlatérales.

3.1.3. Le vaste intermédiaire

Ce chef est situé dans la couche profonde du quadriceps, son origine se fait sur les 2/3 supérieurs du corps du fémur, sur les faces antérieures et latérales et sur les bords latéraux, par des fibres charnues. Il suit l'axe de la diaphyse fémorale, oblique en bas et en dedans, pour se terminer sur la partie postérieure de la base de la patella par un tendon commun le tendon quadricipital dont il sera la couche la plus profonde.

3.1.4. Le droit fémoral

Le droit fémoral est le seul chef bi-articulaire du quadriceps. Il prend son insertion sur l'os coxal et le fémur par 3 tendons, un tendon direct sur la partie supérieure de l'épine iliaque antéro-inférieure de l'os coxal, un tendon réfléchi au fond du sillon supra-acétabulaire et un tendon récurrent sur la face antérieure du grand trochanter. Il a un trajet vertical et se termine par l'intermédiaire d'un tendon à la fois sur la partie antérieure de la base de la patella, et sur l'extrémité supérieure du tibia au niveau de la tubérosité tibiale.

3.1.5. Actions et innervation

Ce muscle est innervé par le nerf du quadriceps, qui est une branche terminale du nerf fémoral, provenant des racines L2, L3 et L4. Il existe un nerf pour chaque chef musculaire accompagné de filet nerveux pour le vaste intermédiaire et les fibres obliques du vaste médial. Il est considéré comme bi-articulaire, par l'intermédiaire du droit fémoral, il aura alors une action sur la hanche et le genou. Il va permettre la flexion et la stabilisation antérieure de la hanche et l'extension de genou. De plus les vastes latéral et médial auront une composante rotatoire, chacun de leur côté.

De plus, ils auront en chaîne fermée, un rôle antéverseur de bassin et de stabilisation de genou par co-contraction avec les ischio-jambiers, décrit par le paradoxe de Lombart.

3.2. Les ischio-jambiers

Les ischio-jambiers sont composés de 3 muscles bi-articulaires situés dans la loge postérieure de la cuisse : le semi-tendineux, le semi-membraneux et le biceps fémoral.

3.2.1. Le muscle semi-tendineux

Son origine se trouve sur la tubérosité ischiatique de l'os coxal par un tendon élargi et aplati, commun à tous les ischio-jambiers. Il est oblique en bas et en dedans, dans le plan le plus superficiel. Il se termine sur la patte d'oie, en arrière du sartorius, en avant du ligament collatéral tibial et en dessous du gracile, ainsi que sur le fascia jambier qui lui donne un rôle de tenseur de ce fascia.

3.2.2. Le muscle semi-membraneux

Il s'insère au niveau de la tubérosité ischiatique de l'os coxal par l'intermédiaire du tendon commun des ischio-jambiers. Il se situe dans le plan profond et se dirige en bas et en dedans vers son insertion distale, qui se fait via 3 tendons :

- tendon direct : sur la face postérieure de l'épiphyse supérieure du tibia ainsi que sur le muscle poplité.
- tendon réfléchi : partie antéro-médiale de l'épiphyse supérieure du tibia.
- tendon récurrent : partie supérieure de la coque condylienne latérale ainsi que sur la fabella.

3.2.3. Le muscle biceps fémoral

La longue portion du biceps fémoral s'insère sur la tubérosité ischiatique de l'os coxal par le tendon commun, alors que la courte portion prend son origine sur les 2 tiers inférieurs de la lèvre latérale (entre le vaste latéral et le grand adducteur) de la ligne âpre à la face postérieure du fémur. Ces deux chefs après leur réunification ont un trajet

vertical, pour s'insérer sur le versant postéro-latéral de la tête de la fibula plus des expansions à la capsule tibio-fibulaire, au fascia jambier et au condyle latéral du tibia.

3.2.4. Actions et innervation

Ces muscles sont innervés par le nerf sciatique issu des racines L5, S1, S2 (sauf pour la longue portion du biceps fémoral qui n'est pas innervé par la racine L5). Ce sont des muscles bi-articulaires, ils agissent à la fois sur la hanche et le genou. En chaîne ouverte, ils sont extenseurs de hanche et fléchisseurs de genou. Le biceps fémoral, qui a son insertion distale latérale, a une action de rotation latérale sur le genou, tandis que le semi-membraneux et semi-tendineux ont une composante de rotation médiale.

En statique, les ischio-jambiers ont un rôle de maintien de hanche lors de l'inclinaison antérieure du tronc, de plus, ils sont rétroverseurs de bassin en chaîne fermée. Au niveau du genou, ils ont également un rôle de stabilisation :

- Stabilité postéro-médiale par les ischio-jambiers internes.
- Stabilité postéro-latérale par le biceps fémoral.

3.3. Le ligament croisé antérieur

Le ligament croisé antérieur fait partie du système « pivot central » du genou avec le ligament croisé postérieur, il est intra-capsulaire mais extra-synovial. Il va contribuer à la stabilité antéro-postérieure du genou.

Il prend son origine sur le tibia, dans l'aire inter-condylaire antérieure contre le frein du ménisque médial au niveau de la corne antérieure.

Son trajet est oblique en haut, en arrière et en dehors, torsadé en deux fascicules : antéro-médial et postéro-latéral, et se termine sur le condyle latéral du fémur au niveau de la partie postéro-supérieure de la face médiale.

On lui décrit un rôle de congruence articulaire, de capteur proprioceptif et de frein aux mouvements de tiroir antérieur et de rotation interne du tibia sur le fémur.

3.4. La biomécanique du genou

Le genou est l'articulation intermédiaire du membre inférieur, elle met en jeu le fémur, le tibia et la patella. Il est composé de deux articulations au sein d'une même poche articulaire : l'articulation fémoro-patellaire, de type ginglyme, et l'articulation fémoro-tibiale, de type bicondyloïde (contenant un ménisque intra-articulaire).

C'est une articulation ayant un mouvement principal dans un plan sagittal suivant un axe frontal de flexion-extension. Des rotations automatiques et mineures en flexion y sont associées.

La cinématique de l'articulation fémoro-tibiale en flexion-extension est l'association de mouvement de roulement et de glissement des condyles fémoraux sur les plateaux tibiaux, du fait de l'asymétrie des surfaces articulaires fémorales et tibiales, ce qui entraîne des contraintes mécaniques élevées.

Cette articulation doit cependant garantir à la fois de la stabilité et de la mobilité dans la vie quotidienne ou dans la pratique sportive. L'articulation fémoro-tibiale permet de combiner ces deux impératifs, en effet, elle est bi-compartmentale : Le compartiment médial assure la stabilité alors que le compartiment latéral assure principalement la mobilité. Cette stabilité est composée de :

- la stabilité passive.
- la stabilité active.

La stabilité passive est assurée par les ligaments périphériques et croisés. Cette stabilité sera maximale en extension complète pour permettre une meilleure transmission des forces et un verrouillage du genou pour supporter le poids du corps. Le ligament croisé antérieur va ralentir l'avancée du condyle latéral lors de la flexion et va

lui imprimer un mouvement de glissement, il fonctionnera en synergie avec le ligament latéral interne sur le condyle médial. Pareillement, le ligament croisé postérieur va ralentir l'avancée du condyle médial lors de l'extension. De plus, le rayon de courbure des condyles fémoraux est irrégulier et différent d'un condyle à l'autre. La stabilité sera améliorée par les ménisques et les plateaux tibiaux en forme de gouttière transversale. Lors du mouvement de flexion-extension, il y aura combinaison des mouvements de roulement-glissement qui vont empêcher tout risque de luxation et d'usure précoce. Il existe également des mouvements de tiroir antéro-postérieur créés par la translation du plateau tibial sous les condyles fémoraux.

La stabilité active est assurée par les muscles articulaires au niveau du genou comme le quadriceps, dans la loge antérieure, et les ischio-jambiers dans la loge postérieure. Le quadriceps va ainsi verrouiller le genou en extension, et la co-contraction des deux groupes musculaires va permettre un contrôle du genou tout au long de la course articulaire.

4. RAPPELS ANATOMO-PATHOLOGIQUES

4.1. Les mécanismes lésionnels du LCA

Il existe différents mécanismes pouvant entraîner une rupture totale ou partielle du ligament croisé antérieur :

- Le mouvement de valgus- flexion-rotation externe qui entraîne une atteinte du ligament croisé antérieur (LCA), du plan capsulo-ligamentaire interne (pont d'angle postéro-inter et LLI) et du ménisque interne. (7)
- Le mouvement de varus-flexion- rotation interne: il provoque successivement une atteinte du LCA, du plan capsulo-ligamentaire externe (point d'angle postéro externe et LLE) et du ménisque externe. (7)

- Le mouvement de rotation interne pied fixé au sol (mauvaise réception de saut, changement de direction), le LCA étant le seul à s'opposer à ce mouvement. (8)
- L'hyper-extension (shoot dans le vide ou chute sur le genou en extension) : Il y a un effet de cisaillement au sommet de l'échancrure qui entraîne la rupture du LCA. (9)

4.2. Les méthodes chirurgicales de reconstruction ligamentaire

Il existe différentes techniques de reconstruction ligamentaire du LCA 30/04/2015 10:55:00, qui ont évolué dans le temps et qui sont plus ou moins pratiquées selon les chirurgiens, 3 techniques chirurgicales différentes sont utilisées préférentiellement, nous allons uniquement décrire celles-ci (11):

- Technique de Kenneth-Jones : Utilisation du tendon patellaire, c'est une technique d'auto-greffe, le tiers du tendon patellaire est utilisé, il se prolonge sur la patella par le prélèvement d'une baguette osseuse triangulaire. Cette technique entraîne une fragilisation de l'appareil extenseur.
- Technique DIDT : Utilisation du gracile et du demi-tendineux. Un néo-ligament à 4 brins (2 par le semi-tendineux et 2 par le gracile) est formé et va être implanté par deux tunnels (fémorale et tibiale) à la place du ligament lésé.
- Technique TLS (Tape Locking Screw) : Utilisation uniquement du semi-tendineux, identique à la technique DIDT avec la création d'un néo-ligament uniquement avec 4 brins provenant du semi-tendineux, les tunnels sont plus petits et le système d'attache par vissage assure une solidité plus importante du montage.

5. MATERIEL ET METHODE

5.1. Population

Notre étude a porté sur l'analyse de dossiers de 51 patients, ayant tous subi une opération chirurgicale de reconstruction ligamentaire du LCA pratiquée par le même chirurgien orthopédique exerçant à Nancy. Les patients ont tous été rééduqués dans des cabinets de kinésithérapie libéraux et suivi par ce chirurgien après leur intervention. Un bilan musculaire isocinétique est systématiquement demandé 6 mois après l'intervention chirurgicale, ce bilan est un élément de la consultation avec le chirurgien qui va autoriser ou non la reprise sportive, ce sont les résultats de ce bilan qui sont utilisés dans ce travail. Nous avons étendu notre étude sur les années 2013 et 2014.

Nous avons exclu les patients ayant déjà eu des antécédents traumatiques et/ou orthopédiques majeurs aux membres inférieurs, autres que la ligamentoplastie, ainsi que les bilans ayant été effectués avant les 6 mois post-op et après 9 mois post-op. De plus, certaines fiches de renseignements n'ont pas été suffisamment complétées pour pouvoir inclure ces patients dans l'étude (absence de la technique chirurgicale utilisée, pas de date de l'opération, uniquement les valeurs du bilan du membre inférieur lésé). Ainsi, nous disposions d'un échantillon de 72 patients et seulement 51 ont été retenus.

5.2. Matériel

5.2.1. Introduction de l'isocinétisme

5.2.1.1. Le concept d'isocinétisme

Le concept d'isocinétisme a été décrit initialement par la NASA (Hisslop et Perrine) en 1967. Il s'agit d'un travail à vitesse constante avec une adaptation instantanée de l'effort résistant à l'effort développé par le sujet. Un appareil

d'isocinétisme est composé d'un dynamomètre isocinétique d'un calculateur avec un ordinateur pour obtenir les résultats et d'un support pour l'installation du patient. Son fonctionnement repose sur deux principes :

- La maîtrise de la vitesse : la vitesse est prédéterminée et donc constante.
- l'asservissement résistant pour une vitesse présélectionnée : la résistance varie et s'adapte pour être égale à la force musculaire développée, en concentrique, par le muscle, si la vitesse n'est pas atteinte, il n'y aura pas d'asservissement.

L'isocinétisme présente de nombreux avantages comme la sécurité (adaptation immédiate de la résistance aux capacités du patient), la fiabilité, le confort de la contraction du fait de l'absence d'inertie et la reproductibilité des tests, la position du patient étant précautionneusement préparée. De plus, il peut à la fois servir dans le bilan musculaire et dans la rééducation. Ses inconvénients sont à la fois le mode de contraction « non-physiologique » induit par la machine et le coût du matériel.

5.2.1.2. Les bilans isocinétiques

Il s'agit ici d'un bilan analytique et non fonctionnel. Un paramètre étant fixé (la vitesse), la résistance calculée en fonction de cette vitesse, nous pourrions obtenir les valeurs de plusieurs paramètres permettant un bilan de la force musculaire. Les résultats du bilan donneront alors lieu à une analyse quantitative par les valeurs chiffrées et une analyse qualitative par les courbes. Les différentes valeurs numériques que l'on peut trouver sont (12) :

- Le couple de force maximum en N.m (ou pic de force ou moment de force maximum) est le moment de force le plus élevé développé au cours du mouvement, l'angle du moment de force maximal sera donné en degré.
- Le travail musculaire total : en joules (J), représenté par l'aire totale sous la courbe.

- La puissance moyenne : est le travail réalisé par unité de temps en Watt (W).
- Le temps d'accélération en secondes.
- La force relative en Newton.
- Le ratio Quadriceps/Ischio-Jambiers (Ratio Q/IJ) : C'est un garant d'un bon équilibre musculaire, d'une bonne stabilité articulaire et d'une bonne mécanique, il est exprimé en pourcentage et est calculé à partir des couples de force maximum.

5.2.2. Outils de mesure

Ces bilans musculaires ont été réalisés sur l'appareil isocinétique CON-TREX® présent à l'Institut Régional de Rééducation Louis Pierquin à Nancy. Les résultats de ces bilans sont interprétables par une analyse des paramètres chiffrés, ainsi que par l'analyse des courbes isocinétiques. Cet appareil est étalonné et révisé régulièrement, ce qui assure la fiabilité des mesures.

5.3. Méthode

Le protocole de bilan isocinétique est identique pour chaque consultation. Les tests ont été réalisés par 3 kinésithérapeutes du service de rééducation. Il se décompose en différentes parties :

- L'échauffement.
- L'installation du patient.
- Bilan musculaire de la jambe saine.
- Bilan musculaire de la jambe lésée.

5.3.1. L'échauffement

L'échauffement du patient consiste en un protocole standard (5), le sujet réalise 10 minutes de pédalage sur un vélo ergométrique à une intensité de 90W. Le but de cet échauffement est la préparation à l'effort qui va être demandé tant sur le plan cardiovasculaire que musculaire et articulaire.

5.3.2. L'installation du patient

La position adoptée par le patient est identique pour chacun et rigoureusement vérifiée avant la réalisation de chaque test :

- Position assise au fond du siège.
- Tronc incliné de 20 degrés en arrière par rapport à la verticale.
- La cuisse repose sur le siège en laissant libre l'espace poplité.
- Le patient tient les poignées mises à disposition.
- Le patient sera sanglé au niveau du tronc et de la cuisse.
- L'axe du dynamomètre est aligné avec le centre articulaire du genou, au niveau de l'épicondyle latéral.
- Le contre-appui est positionné sur la crête tibiale controlatérale à sa partie inférieure.

Le praticien présent lors du bilan se doit de s'assurer que cette installation est correcte et le reste tout au long de la réalisation de celui-ci, des corrections et des réajustements peuvent avoir lieu si nécessaire avant la réalisation du test. De plus, le kinésithérapeute encourage avec une stimulation verbale puissante « Allez, encore », « poussez », le patient pour veiller à ce que l'effort soit maximal. Si une douleur apparaît le test est immédiatement arrêté et le chirurgien référent doit immédiatement en être informé.

5.3.3. Protocole

Les premières mesures seront faites sur la jambe saine. Cette valeur sera utilisée comme norme pour être comparée à la valeur obtenue du côté lésé pour obtenir une notion des déficits musculaires restants. Deux vitesses sont utilisées pour la réalisation de cette « image musculaire », ainsi le bilan va s'effectuer à vitesse lente, 60 °/s, et à vitesse dite rapide, 180°/s, qui correspondent à la vitesse d'angulation réalisée lors de la marche.

Le protocole consiste, pour le patient, à réaliser 4 essais, qui permettent au patient de se familiariser avec la machine et la vitesse, en concentrique et en flexion-extension, à vitesse rapide (180°/s) avec 30 secondes de repos puis 20 répétitions de « test » à la même vitesse, ensuite 4 essais de flexion-extension en concentrique à vitesse lente (60°/s) avec une pause de 30 secondes puis 4 répétitions « test » à 60°/s. Aucune mesure n'est prise en excentrique car ce mode de contraction associé à l'adaptation de la résistance par la machine peut créer des microlésions musculaires.

Après la réalisation du bilan, des données chiffrées et des données sous forme de courbes sont obtenues, elles seront transmises au chirurgien.

5.3.4. Analyse des données chiffrées

Le bilan chiffré présente de nombreux paramètres qui peuvent être indicatifs mais tous ne sont pas aussi intéressants à analyser. Ainsi, il nous a paru plus pertinent d'utiliser les valeurs de moment de force maximal et les paramètres calculés à partir de ce moment de force maximal comme le rapport Quadriceps/Ischio-jambiers dans un souci de pertinence, bien que l'intérêt de ce ratio soit controversé (13) par certains alors que d'autres auteurs (14) considèrent qu'il est indicatif d'une instabilité articulaire, facteur de survenue de blessures musculaires et ligamentaires. De plus, certains auteurs pensent que les paramètres de travail et de puissance ne donnent pas d'informations

complémentaires intéressantes (15,16), tout comme l'angle d'efficacité maximale ou la durée de l'accélération qui doivent être utilisés avec précautions. (17)

Il a également été prouvé (17), que la valeur du moment de force est reproductible ce qui n'est pas le cas de la puissance ou de l'accélération, nous allons donc nous intéresser à ce paramètre et au ratio Q/IJ qui en découle que l'on compare au membre sain qui nous sert de norme pour avoir une donnée quantifiée du déficit musculaire restant.

5.3.5. Analyse des courbes

La courbe isocinétique « met en relation le moment de force développé (exprimé en N.m) et la position angulaire (en degré de flexion de genou par exemple) »(18). Dans ce travail, l'analyse des courbes obtenues ne sera pas analysé mais aura uniquement un rôle indicatif quand à la bonne réalisation du test ou de la survenue de douleurs le long de l'amplitude articulaire. Pour le genou, cette courbe représente, lorsqu'elle est normale, une parabole avec un moment de force maximal situé en course moyenne qui correspond au recouvrement optimal des filaments d'actine et de myosine.

5.4. Méthode statistique

Nous souhaitons, au cours de ce travail, comparer les moments de force maximaux des fléchisseurs et des extenseurs à vitesse lente et rapide ainsi que du ratio fléchisseurs/extenseurs entre le membre inférieur sain et le membre inférieur lésé. De plus, nous avons dans un second temps voulu comparer ces valeurs en fonction de la technique chirurgicale utilisée.

Pour ce faire, nous avons répertorié les valeurs des moments de force maximal des bilans isocinétiques mis à disposition par l'I.R.R. dans le tableur Microsoft Excel, disponibles en ANNEXE. (ANNEXE I)

Nous avons ensuite calculé les ratios fléchisseurs/extenseurs et les déficits musculaires relatifs en fonction de la force initiale du patient, ceci nous a permis d'obtenir un pourcentage de déficit. Nous avons calculé ceci par la formule :

$$((\text{MFM sain} - \text{MFM lésé}) / \text{MFM sain}) * 100.$$

Notre population étant composée de 51 sujets, nous admettons que nous pouvons utiliser la loi de Student (l'échantillon étant supérieur à 30 sujets) pour la comparaison des ratios musculaires, nous comparons le patient à lui même, il s'agit donc d'un test apparié. Si nous obtenons une valeur de $p < 0,05$, la différence est dite significative.

6. RESULTATS

6.1. Analyse de la population cible

Notre échantillon est constitué de 51 patients comprenant 40 hommes et 11 femmes, soit 78% d'hommes et 22% de femmes. 63% de ces patients (32 sujets) ont bénéficié d'une opération de reconstruction ligamentaire de type TLS, alors que 37% (19 sujets) ont bénéficié de la technique de reconstruction par le tendon rotulien dit de Kenneth-Jones. Les bilans ont été réalisés en moyenne 7,7 +/- 0,9 mois post-op. Notre population est considérée comme non-sédentaire avec des disciplines sportives diverses non référencées ici.

6.2. Présentation des résultats obtenus

6.2.1. Le moment de force maximal

A vitesse lente

Après le bilan effectué à vitesse lente (60°/s), nous avons une différence statistiquement significative que ce soit pour les extenseurs ($p=0,04E-10$) que pour les

fléchisseurs ($p = 0,0016$), ainsi il y a en moyenne un déficit de 28,99 Nm pour les extenseurs et 7,32 Nm pour les fléchisseurs entre le côté sain et le côté lésé.

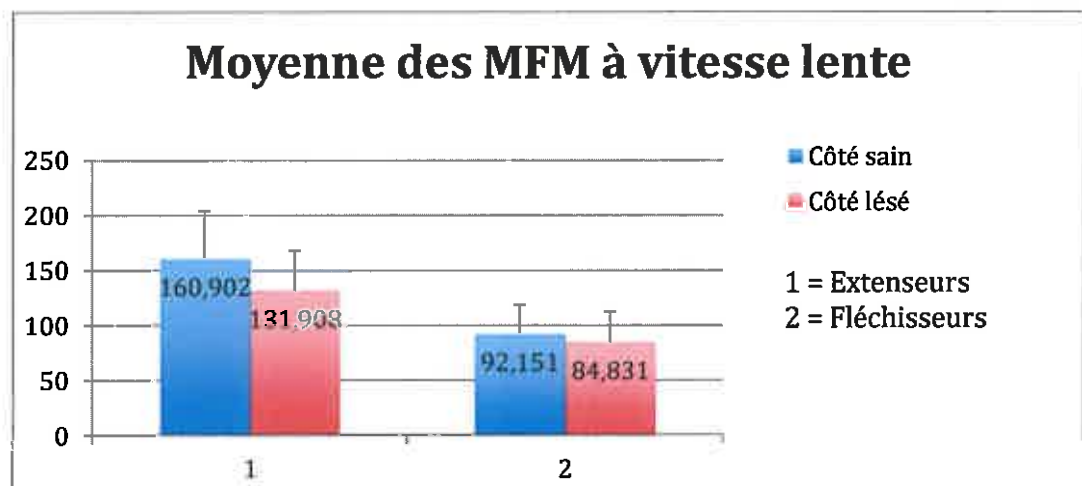


Figure 1 : Représentation graphique des résultats des MFM à vitesse lente

A vitesse rapide

Nous en sommes arrivés aux mêmes conclusions après l'exécution du test à vitesse rapide ($180^\circ/s$), en effet une différence statistiquement significative existe entre le côté sain et le côté lésé. Pour les extenseurs, nous obtenons $p = 5,51 \times 10^{-15}$ et une moyenne des différences de 31,21 Nm, pour les fléchisseurs la moyenne des différences est de l'ordre de 7,33 Nm avec $p = 0,0001$.

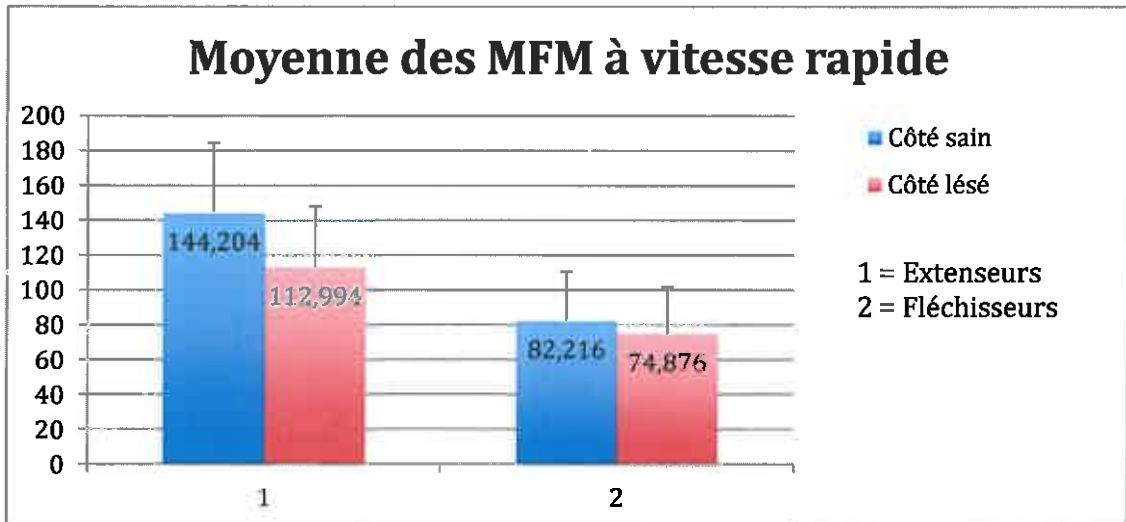


Figure 2 : Représentation graphique des résultats des MFM à vitesse rapide.

6.2.2. Les déficits musculaires

Il nous a paru pertinent de calculer la moyenne relative des déficits musculaires, en effet tous les sujets ne déployant pas la même force, nous avons cherché un pourcentage de déficit, ce qui permet de ne pas prendre en compte les variations de MFM inter-sujets. Ces résultats sont synthétisés dans un graphique.

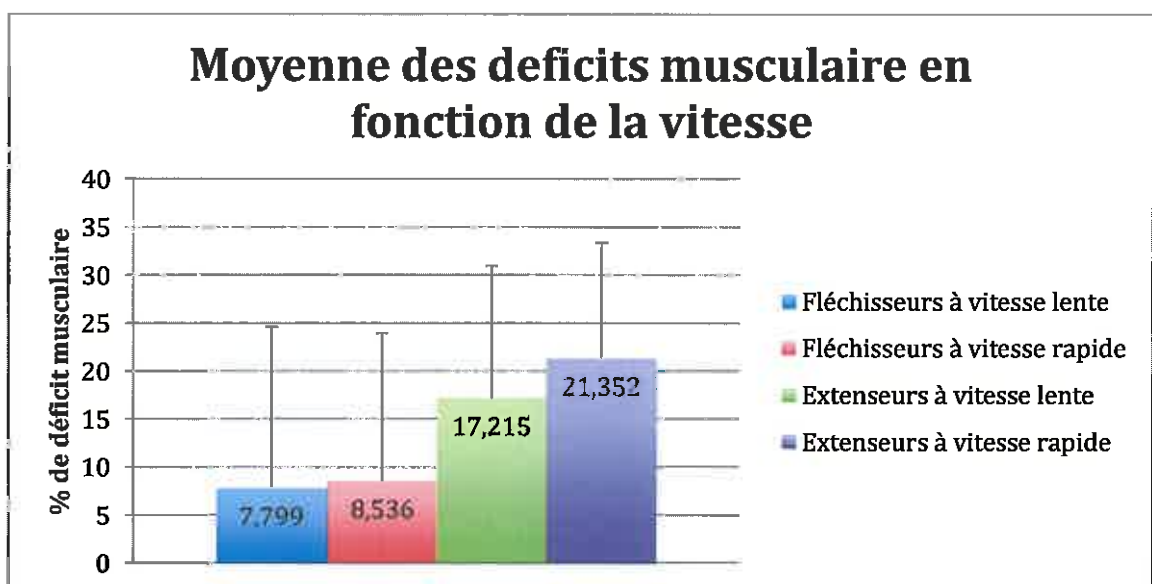


Figure 3 : Représentation graphique des résultats

Tableau I: Récapitulatifs des résultats

	Fléchisseurs à vitesse lente	Fléchisseurs à vitesse rapide	Extenseurs à vitesse lente	Extenseurs à vitesse rapide
Pourcentage de déficits (et écart-types)	7,799 +/- 16,776	8,536 +/- 15,407	17,215 +/- 13,745	21,352 +/- 11,997

Ainsi, pour les fléchisseurs, le côté lésé présente un moment de force maximal 7,8% plus faible que le côté sain à vitesse lente et 8,5% à vitesse rapide. De même, pour les extenseurs, le côté lésé présente un moment de force maximal 17,2% plus faible que le côté sain à vitesse lente et 21,4% à vitesse rapide.

6.2.3. Les ratios musculaires

A vitesse lente

Après comparaison des ratios à vitesse lente, une différence statistiquement significative a été déterminée entre le côté sain et le côté lésé ($p = 0,0002$) avec une moyenne des différences de -0,07, le ratio tend donc vers 1.

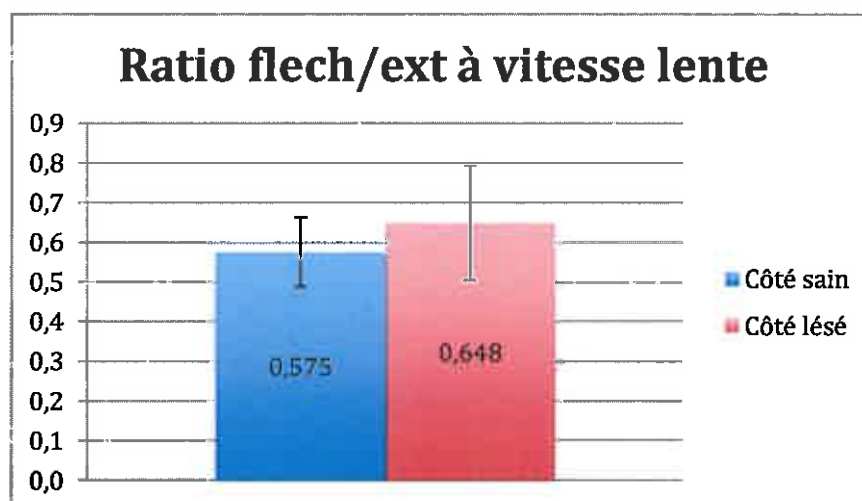


Figure 4 : Représentation graphique des ratios flech/ext à vitesse lente

Ainsi, pour une vitesse lente, le ratio flech/ext est en moyenne de 0,575 pour le côté sain et de 0,648 pour le côté lésé.

A vitesse rapide

La différence des ratios entre le côté sain et le côté lésé à vitesse rapide est également statistiquement significative avec $p = 7,5 \times 10^{-6}$, et le ratio tend vers 1 en moyenne de 0,1.

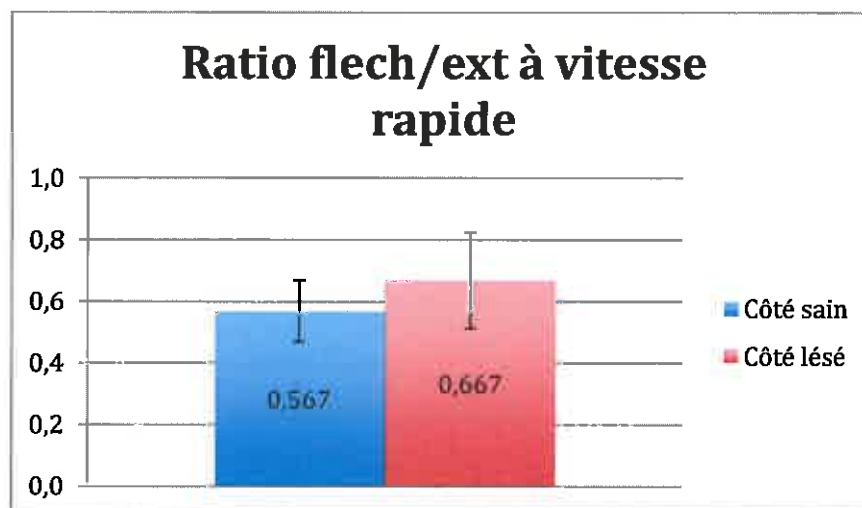


Figure 5 : Représentation graphique des ratios flech/ext à vitesse rapide

A vitesse rapide, le ratio musculaire est en moyenne vers 0,567 pour le côté sain et pour le côté lésé, nous obtenons une moyenne de 0,667.

6.2.4. Analyse par type d'intervention chirurgicale

Pour les fléchisseurs

En comparant les déficits des fléchisseurs entre les deux techniques Kenneth-Jones et TLS à la vitesse lente, il apparaît une différence statistiquement significative (p

= 0,046), le déficit moyen des patients opérés par la technique TLS est de 11,6% alors qu'elle est de 1,39% pour la technique KJ. De même, à vitesse rapide, une différence ($p = 0,46$) est notée avec une moyenne des déficits de l'ordre de 12,07% pour les sujets ayant été opérés selon la technique TLS et 2,58% pour ceux opérés par KJ.

Pour les extenseurs

A vitesse lente, une différence statistiquement significative n'a pas pu être établie entre les déficits des extenseurs en fonction de la technique chirurgicale utilisée ($p = 0,79$), la moyenne des déficits pour les sujets du groupe TLS étant de 16,85% et de 17,83% pour le groupe KJ.

Cependant, à vitesse rapide, la différence est dite statistiquement significative avec $p = 0,15$ entre les deux techniques utilisées, pour les sujets du groupe TLS la moyenne des déficits est de l'ordre de 23,07% alors que pour ceux du groupe KJ, ce déficit est en moyenne de 18,46%.

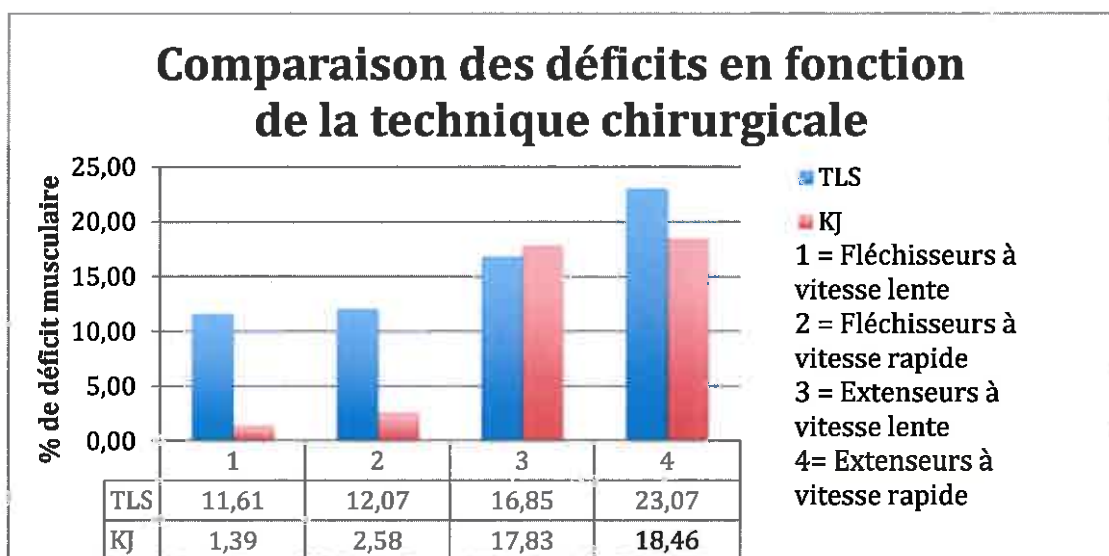


Figure 6 : Représentation graphique des déficits musculaire en fonction de la technique chirurgicale utilisée.

Tableau II: Récapitulatif par tableau des ratios en fonction de la technique chirurgicale utilisée.

	Sain à vitesse lente	Lésé à vitesse lente	Sain à vitesse rapide	Lésé à vitesse rapide
TLS	0,580 +/- 0,092	0,626 +/- 0,137	0,560 +/- 0,103	0,649 +/- 0,161
KJ	0,568 +/- 0,082	0,686 +/- 0,151	0,580 +/- 0,095	0,697 +/- 0,147

Après comparaison des différents ratios entre les techniques chirurgicales, nous avons trouvé que :

- Il n'existe pas de différences statistiquement significatives entre les ratios sains à vitesse lente, $p = 0,63$.
- Il existe une différence statistiquement significative entre les ratios sains à vitesse rapide, $p = 0,49$; les ratios lésés à vitesse lente ($p = 0,17$) ; les ratios lésés à vitesse rapide ($p = 0,28$).

7. DISCUSSION

7.1. Population étudiée

La population étudiée est composée de 51 patients avec une forte hétérogénéité au niveau du sexe, 78% d'hommes pour 22% de femme. Ce nombre important de patients nous a permis d'utiliser la loi normale et donc d'interpréter statistiquement les résultats obtenus avec plus de fiabilité. L'âge moyen est de 30,02 ans +/- 9,4, avec des âges qui varient entre 15 et 50 ans. Tous les sujets pratiquent un sport : de nombreuses activités physique diverses et variées sont exercées (basketball, football, course à pied, gymnastique etc.). Cependant la fiche de renseignements n'est pas assez précise pour codifier l'activité physique et n'est pas systématiquement rigoureusement remplie pour tenir compte de ce paramètre. Il existe donc également une grande disparité dans les âges des sujets qui peut biaiser notre étude, la récupération musculaire n'étant pas identique à tous les âges de la vie.

Tous les sujets ont été opérés par le même chirurgien, 32 patients de l'étude ont bénéficié d'une opération dite TLS et 19 de l'opération de Kenneth-Jones, la récupération musculaire peut différer en fonction de la technique chirurgicale utilisées, c'est ce qui a été suggéré dans la suite de l'étude.

Le moment de force maximal varie énormément d'un individu à l'autre, et d'un groupe musculaire à l'autre. Pour les extenseurs sains, qui nous servent de référence, nous avons une moyenne de 160,9 Nm +/- 43,28 avec des valeurs qui varient de 286,5 à 79,4 Nm ; de même pour les fléchisseurs, nous obtenons une moyenne de 92,15 Nm +/- 26,5 avec des valeurs s'étalant de 151,7 à 44,6 Nm. Nous avons levé cette disparité en réalisant des pourcentages lors du calcul des déficits, ainsi nous obtenons non pas une valeur déficitaire mais la proportion de la valeur initiale qui reste déficitaire.

Le délai moyen de réalisation du test isocinétique est de 7,6 +/- 0,9 mois, le maximum étant 9 mois post-op et le minimum 6 mois. Idéalement, le test isocinétique demandé par le chirurgien devrait être réalisé 6 mois post-op, mais par souci de disponibilité, il a été impossible que tous soient réalisés à cette date, nous avons alors laissé un intervalle de 3 mois pour intégrer les sujets. Ainsi, il peut y avoir un biais dans cette étude, il faudrait refaire cette étude avec uniquement des sujets ayant été bilantés 6 mois post-op pour avoir une fiabilité plus importante des résultats.

De plus, la rééducation de tous ces patients a été réalisée par des kinésithérapeutes libéraux, nous n'avons eu aucun suivi des patients durant ce laps de temps. Ainsi nous ne connaissons ni leur implication, ni leur assiduité, ni le protocole utilisé.

7.2. Choix et reproductibilité des paramètres

De nombreuses études ont évalué la reproductibilité des tests isocinétiques au niveau du genou (17,19,20), elles sont toutes arrivées à un résultat positif. Ainsi, il a été démontré que le MFM a une très bonne reproductibilité lors des contractions

concentriques des fléchisseurs et des extenseurs de genou. Les variations entre les séries successives sont faibles et patient-dépendantes et non en relation avec la machine (17). De plus les bilans utilisés dans cette étude ont été réalisés sur la même machine d'isocinétisme, il n'existe pas de différences inter-machines.

Cependant, après lecture d'articles comme celui de P. Rochcongar (21), il nous a paru plus pertinent et reproductible de s'intéresser essentiellement au moment de force maximal qui est le paramètre musculaire le plus utilisé et le plus fiable. En effet, le travail musculaire ne sera reproductible qu'avec des amplitudes articulaires sensiblement identique, difficilement réalisables en clinique. De même, la puissance est à utiliser avec parcimonie, car elle nécessite une donnée temporelle qui est fixée lors des bilans isocinétiques. Il en va de même avec l'angle du MFM qui ne présente pas une reproductibilité suffisante.(22)

7.3. Influence du côté dominant

Nous avons les valeurs pour le côté sain et le côté lésé du patient, sans tenir compte du côté dominant. L'utilisation particulière d'un membre par rapport à l'autre peut-elle fausser l'interprétation des asymétries bilatérales ? Plusieurs auteurs comme Alexander (23), Smith et al. (24), ou encore Calmes (20) ont démontré qu'il n'existait pas d'effet de dominance sur un membre particulier. Ainsi le membre inférieur sain controlatéral peut servir de référence à notre travail comme valeur initiale (17), bien qu'avant eux, Tippet a démontré cette asymétrie due à la dominance chez des joueurs professionnels de baseball. (25)

De ce fait, le déficit musculaire résiduel post-opératoire peut être déterminé par l'asymétrie du MFM bilatérale entre le côté sain et le côté opéré.

7.4. Matériel et protocole

Comme toute machine, l'appareil d'isocinétisme doit subir une maintenance préventive tous les 6 mois pour s'assurer de son bon fonctionnement. Elle consiste en deux actions :

- Le réglage du goniomètre électronique.
- Le tarage de la jauge de contraintes par un poids fixe étalon.

Un auto-calibrage de certains paramètres est effectué également par le logiciel à chaque démarrage de la machine.

L'étalonnage est également réalisé fréquemment en fonction de l'utilisation de celle-ci, en effet d'après Mérellié (26) une utilisation quotidienne de la machine doit impliquer un étalonnage mensuel.

De plus, la reproductibilité des tests est permise par le fait que tous les bilans réalisés lors de cette étude l'ont été sur la même machine dans le même environnement. Nous avons dénombré 3 kinésithérapeutes différents pour la réalisation de ces bilans. Malgré le fait qu'ils n'aient pas le même timbre de voix, la motivation transmise au patient a été la même avec des encouragements standards.

Les patients ont tous réalisé le même protocole de bilan isocinétique décrit précédemment avec le même temps d'échauffement. Ainsi il n'existe pas de disparités dans la réalisation du test avec des différences de préparation entre les sujets de l'étude.

7.5. Analyse et interprétation des déficits musculaires

6 mois après l'intervention chirurgicale, il apparaît que le MFM des fléchisseurs et des extenseurs soit toujours plus élevé pour la jambe saine (qui nous sert de norme) que pour la jambe lésée. Ainsi, il subsiste un déficit musculaire pour les deux groupes musculaires. Nous remarquons que quelle que soit la vitesse du test (lente ou rapide) le

déficit musculaire reste sensiblement identique. Cependant, il apparaît que ce déficit de force est plus important au niveau des extenseurs, toutes techniques chirurgicales confondues, avec des déficits de l'ordre de 17,2% et 21,3% successivement aux vitesses lentes et rapides, alors que le déficit des fléchisseurs est lui de 7,8% et 8,5%, en fonction de la vitesse d'études. Cependant, on peut noter un éventail important de valeurs, avec des disparités importantes entre sujets. Ainsi nous pouvons seulement conclure à une tendance déficitaire prédominante au niveau du quadriceps pour la majorité des sujets. On pourra également noter que certains sujets ont le côté lésé plus fort que le côté sain.

La différence entre les deux vitesses peut être expliquée par une récupération plus précoce de l'aspect tonique du muscle donc la force pure, qui est déterminée à vitesse lente, alors qu'à vitesse rapide on cherche à déceler l'explosivité et l'aspect phasique du muscle. Cette différence est également retrouvée entre les MFM d'un même groupe musculaire du côté sain.

De plus, il apparaît une différence statistiquement significative pour les déficits des fléchisseurs entre les deux techniques chirurgicales proposées. En effet, il semblerait que les patients ayant subi la technique de reconstruction ligamentaire par le tendon rotulien (Kenneth-Jones) présentent un déficit musculaire moindre au niveau des fléchisseurs que les patients ayant subi l'opération TLS : 11,61% à vitesse lente et 12,07% à vitesse rapide pour le groupe « TLS » et, 1,39 à vitesse lente et 2,58% à vitesse rapide, pour le groupe « KJ ». On peut expliquer cette différence par le fait que la technique TLS est invasive au niveau des ischio-jambiers, en récupérant des brins tendineux pour faire le néo-ligament alors que dans la technique KJ, l'appareil fléchisseur reste intact. La différence au niveau des extenseurs n'est pas aussi visible et n'est pas statistiquement significative, il n'apparaît donc visiblement pas de prédominance de déficits pour l'une ou l'autre technique. La technique de Kenneth-Jones, utilisant le tendon patellaire, n'est donc pas plus délétère pour le quadriceps que le technique TLS, en effet, seulement une partie du tendon patellaire est utilisé.

7.6. Analyse et interprétation des ratios musculaires

Nous avons calculé les ratios fléchisseurs/extenseurs pour les deux côtés, sain et lésé, et aux deux vitesses de bilan. Il apparaît une différence statistiquement significative entre le ratio du côté sain et celui du côté lésé et cela pour les deux vitesses. Ceci peut être en partie expliqué par le déficit résiduel plus important pour les extenseurs que pour les fléchisseurs, ainsi le ratio tend à se rapprocher de 1. En effet, à la vitesse lente, le ratio du côté lésé est de 0,65 alors que du côté sain il est de 0,58. De même, à vitesse rapide, il y a une asymétrie bilatérale : 0,67 pour le côté lésé et 0,57 pour le côté sain.

Dans la littérature, nous trouvons des valeurs de ce ratio assez différentes qui vont de 0,55 à 0,79 ceci s'expliquant par le manque de reproductibilité inter-dynamomètres (17). Ainsi une comparaison de nos valeurs à une valeur théorique ne nous semble pas pertinente, même s'il convient que la norme standard doit être aux alentours de 0,6.

Cependant, une simple analyse de nos résultats dans ce même test, en considérant le côté sain comme norme, nous montre qu'il subsiste après 6 mois de rééducation un déséquilibre agoniste/antagoniste qui pourrait être à l'origine de rechute ou d'instabilité articulaire et donc, qui entraînerait une reprise de l'activité physique plus tardive.

Nous avons également tenté de dégager une tendance entre les deux techniques chirurgicales : il apparaît qu'il n'existe pas de différences significatives entre les ratios sains à vitesse lente entre les techniques chirurgicales, mais qu'une différence statistiquement significative est retrouvée entre ces ratios du côté lésé. (0,69 pour les sujets ayant subi la technique TLS et 0,63 pour ceux de la technique KJ) Ainsi, il semblerait, dans notre étude, que le technique TLS engendre un déséquilibre agoniste/antagoniste plus important, où le MFM des fléchisseurs tendent vers le MFM des extenseurs.

8. CONCLUSION

Le bilan isocinétique après reconstruction ligamentaire du LCA montre qu'il subsiste des déficits musculaires à la fois sur les ischio-jambiers et sur le quadriceps avec une prédominance pour les extenseurs, ce qui implique une tendance du ratio fléchisseurs/extenseurs à se rapprocher de 1 et ainsi, contribue à un déséquilibre musculaire résiduelle, facteur de l'instabilité articulaire (14). Ceci se retrouve à la fois dans la phase tonique (vitesse rapide) et dans la phase phasique (vitesse lente) des muscles.

Le choix de la technique chirurgicale semble avoir un impact sur les déficits résiduels en fonction du site de prélèvement tendineux permettant la reconstruction ligamentaire. La technique Kenneth-Jones par prélèvement du tendon rotulien, n'intervenant pas sur les fléchisseurs, entraîne un déficit moindre au niveau des ischio-jambiers. Cependant, il semblerait que le déséquilibre agoniste-antagoniste y soit plus important avec des fléchisseurs qui tendent vers un MFM égal aux extenseurs.

De plus, la forte étendue des valeurs et les variabilités inter-sujets nous permettent uniquement de donner une tendance déficitaire, certains paramètres n'ayant pas été suffisamment renseignés. En effet, le protocole de rééducation suivi lors des 6 mois nous est inconnu, tout comme l'implication et le sérieux du sujet lors de cette longue rééducation.

Ainsi, pour approfondir cette étude, il nous semble pertinent de cibler une population ayant suivi le même protocole de rééducation, ou mieux encore par le même kinésithérapeute. De plus, une étude d'une population avec le même niveau d'activité physique permettrait une homogénéité plus importante et donc une étude plus précise

BIBLIOGRAPHIE

1. Speer KP, Warren RF, Wickiewicz TL, Horowitz L, Henderson L. Observations on the Injury Mechanism of Anterior Cruciate Ligament Tears in Skiers. *Am J Sports Med.* 1995 Jan 1;23(1):77-81.
2. Haute Autorite De Sante - Prise en charge thérapeutique des lésions méniscales et des lésions isolées du ligament croisé antérieur du genou chez l'adulte . Haute Autorité de Santé, 2008.
3. Allaire T, Allaire A. Critères de reprise du sport après ligamentoplastie du LCA.
4. Gauthier P. - Intérêt de l'isocinétisme dans le bilan et la rééducation d'un genou opéré. Novembre 2011.
5. Dauty M, Menu P, Fouasson-Chailloux A, Dubois C. Muscular isokinetic strength recovery after knee anterior cruciate ligament reconstruction revision: Preliminary study. *Ann Phys Rehabil Med.* 2014 Feb;57(1):55-65.
6. Dufour M. - Anatomie de l'appareil locomoteur : Tome 1 Membres inférieurs. 2ème édition. Issy-les-Moulineaux : Elsevier-Masson, 2007. 480 p. ISBN 2294080556.
7. Lustig S, Servien E, Parratte S, Demey G, Neyret P. Lésions ligamentaires récentes du genou de l'adulte. *EMC - Appar Locomoteur.* 2013 Jan;8(1):1-17.
8. Rodineau J. Les mécanismes de rupture du ligament croisé antérieur. *J Traumatol Sport.* 2014 Sep;31(3):149-52.
9. Bizot P, Meunier A, Christel P, Witvoët J. Lésions expérimentales capsulo-ligamentaires du genou en hyperextension passive Aspects biomécaniques. Bilan lésionnel et conséquences. 2008 Nov 4;
10. Brown Jr CH, Carson EW. REVISION ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT SURGERY. *Clin Sports Med.* 1999 Jan 1;18(1):109-71.
11. Hulet C, Lebel B, Colombet P, Pineau V, Locker B. Traitement chirurgical des lésions du ligament croisé antérieur. *EMC - Tech Chir - Orthopédie - Traumatol.* 2011 Jan;6(1):1-22.
12. Croisier J-L. Contribution fondamentale et clinique à l'exploration musculaire

isocinétique. 2002 [cited 2015 Apr 11]; Available from:

<http://orbi.ulg.ac.be/handle/2268/24914>

13. Knapik DJ, Jones BH, Bauman CL, Harris JM. Strength, Flexibility and Athletic Injuries. *Sports Med.* 2012 Nov 25;14(5):277–88.
14. Yamamoto T. Relationship between hamstring strains and leg muscle strength. A follow-up study of collegiate track and field athletes. *J Sports Med Phys Fitness.* 1993 Jun;33(2):194–9.
15. Kannus P, Yasuda K. Value of isokinetic angle-specific torque measurements in normal and injured knees. *Med Sci Sports Exerc.* 1992 Mar;24(3):292–7.
16. Bandy WD, Lovelace-Chandler V. Relationship of Peak Torque to Peak Work and Peak Power of the Quadriceps and Hamstring Muscles in a Normal Sample Using an Accommodating Resistance Measurement Device. *Isokinet Exerc Sci.* 1991 Jan 1;1(2):87–91.
17. Croisier JL, Crielaard JM. Exploration isocinétique: analyse des paramètres chiffrés. *Ann Réadapt Médecine Phys.* 1999 Dec;42(9):538–45.
18. Croisier JL, Crielaard JM. Exploration isocinétique: analyse des courbes. *Ann Réadapt Médecine Phys.* 1999 Nov;42(8):497–502.
19. McCleary RW, Andersen JC. Test-Retest Reliability of Reciprocal Isokinetic Knee Extension and Flexion Peak Torque Measurements. *J Athl Train.* 1992;27(4):362–5.
20. Calmels P. Validité et reproductibilité des mesures de force isocinétique
Isocinétisme et pratique sportive : (1998). p. 23–30.
21. Rochcongar P. Évaluation isocinétique des extenseurs et fléchisseurs du genou en médecine du sport : revue de la littérature. *Ann Réadapt Médecine Phys.* 2004 Aug;47(6):274–81.
22. Maffiuletti NA, Bizzini M, Desbrosses K, Babault N, Munzinger U. Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2007 Nov;27(6):346–53.
23. Alexander M.J. Peak torque values for antagonist muscle groups and concentric and eccentric contraction types for elite sprinters *Arch Phys Med Rehabil* 1990 ; 71 (5) : 334-339.
24. Smith D., Quinney H., Wenger H., Steadward R., Sexsmith J. Isokinetic torque

outputs of professional and elite amateur ice hockey players J Orthop Sports Phys Ther 1981 ; 3 (2) : 42-47.

25. Tippett S. Lower extremity strength and active range of motion in college baseball pitchers: a comparison between stance leg and kick leg J Orthop Sports Phys Ther 1986 ; 8 (1) : 10-14.

26. Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation le Sante - Les appareils d'isocinétisme en évaluation et en rééducation musculaire : intérêt et utilisation . ANAES,Février 2001.

ANNEXES

ANNEXE I : Tableaux des résultats

Sujet	Délais (en mois)	Sexe	Opé	MFM sain Ext	MFM sain flech lent	MFM sain flech rapide	Ratio flech /Ext sain lent	MFM lésé ext lent	MFM lésé ext rapide	Ratio flech/ ext sain rapide	MFM lésé ext rapide	Ratio flech/ ext lésé rapide	Déficit flech lent	Déficit flech rapide	Déficit ext lent	Déficit ext rapide
1	7	1	1	170,5	114,2	114,2	0,67	117,9	106,7	0,90	148,8	0,65	6,56	7,95	30,85	42,27
2	8	1	1	147,8	100,9	100,9	0,68	113,9	77	0,67	131,9	0,54	23,68	20,78	22,93	32,22
3	9	0	1	127,1	80,1	80,1	0,63	105,5	69,5	0,65	112,7	0,65	13,23	26,14	16,99	19,52
4	8	1	1	128,3	66,9	66,9	0,52	126	71,8	0,57	100,3	0,56	-7,32	-9,70	1,79	8,87
5	8	1	1	164,7	96,1	96,1	0,58	131,7	91,8	0,69	142,9	0,60	4,47	17,73	20,03	47,23
6	9	1	1	141,8	96,3	96,3	0,67	146,1	102,5	0,70	129,1	0,67	-6,43	-7,82	-3,03	7,28
7	8	1	1	152	96,4	96,4	0,63	169,1	108,7	0,64	150,7	0,52	-12,75	-8,52	-11,25	18,84
8	6	0	1	113,5	62	62	0,54	101,7	59,3	0,58	94,8	0,58	4,35	15,21	10,39	25,21
9	9	1	1	182,4	113,4	113,4	0,62	142,3	121,4	0,85	197,3	0,53	-7,05	-1,88	21,98	36,13
10	7	0	1	96,8	50,2	50,2	0,51	77	48,2	0,62	77,3	0,44	3,98	-6,43	20,45	18,49
11	8	1	1	175,9	102,3	102,3	0,58	121,1	76,4	0,63	156,2	0,56	31,11	30,28	31,15	26,82
12	6	1	1	228	132,4	132,4	0,58	162,2	91,2	0,56	171,7	0,62	23,92	33,48	28,86	28,71
13	9	0	1	80	46,4	46,4	0,58	49,5	35,3	0,71	83,6	0,54	-4,46	-14,86	20,73	22,17
14	8	0	1	103,2	58,2	58,2	0,56	81,8	60,8	0,74	93,8	0,47	20,47	22,23	22,26	25,47
15	8	1	1	177,9	127,5	127,5	0,71	138,3	101,4	0,73	184,9	0,71	2,18	-7,86	21,06	18,33
16	7	0	1	125,8	59,6	59,6	0,47	99,3	58,3	0,58	93,8	0,48	19,18	17,53	15,80	33,25
17	9	0	1	94,9	56,3	56,3	0,59	79,9	45,5	0,56	89,9	0,51	2,26	-1,20	9,79	1,09
18	6	1	1	219,5	101,7	101,7	0,46	198	99,4	0,50	201,9	0,49	25,00	14,62	35,02	29,62
19	8	1	1	165,9	100,8	100,8	0,60	107,8	75,6	0,70	147,2	0,51	12,87	41,61	17,11	27,99
20	7	0	1	86,5	50,5	50,5	0,58	71,7	44	0,61	64,3	0,73	33,43	22,60	27,17	17,61
21	8	1	1	172,6	66,1	66,1	0,38	125,7	44	0,35	160,1	0,30	4,74	11,11	33,81	30,76
22	7	1	1	201,1	90,6	90,6	0,45	133,1	86,3	0,64	158,6	0,53	12,70	-4,70	8,06	0,43
23	8	1	1	79,4	59,8	59,8	0,75	73	52,2	0,71	69,4	0,52	4,89	-3,97	29,21	17,82
24	9	1	1	286,5	121,9	121,9	0,42	224,9	88	0,39	217,3	0,58	41,83	40,52	-9,64	15,31
25	7	1	1	178,7	77,6	77,6	0,43	126,5	73,8	0,58	158,8	0,40	15,68	-3,09	38,16	44,87
26	8	1	1	134,8	72,9	72,9	0,54	147,8	42,4	0,82	151,5	0,42	4,89	-3,97	29,21	17,82
27	7	1	1	185	112,2	112,2	0,60	114,4	94,6	0,28	137,7	0,40	41,83	40,52	-9,64	15,31
28	8	1	1	173,1	104,7	104,7	0,60	137,7	87,3	0,63	124,9	0,63	15,68	-3,09	38,16	44,87
29	8	1	1	169,5	101,6	101,6	0,59	195,7	82,2	0,42	176	0,63	16,61	25,59	20,45	17,21
30	8	1	1	149,8	104,1	104,1	0,69	132,9	80,1	0,60	132,8	0,79	23,05	27,76	11,28	12,19
31	9	1	1	149,3	108,7	108,7	0,72	176,2	137,4	0,78	132,9	0,70	-26,40	5,20	-18,01	-5,11
32	6	0	1	140,4	70,5	70,5	0,50	110,1	58,3	0,53	120,1	0,53	17,30	16,45	21,58	25,81

Sujet	Délais (en mois)	Sexe	Opé	MFM sain lent	MFM Ext lent	MFM sain flech lent	MFM Ext flech lent	Ratio flech /Ext lent	MFM Ext lent	MFM Ext lent	Ratio flech/ ext lent	MFM Ext lent	MFM Ext lent	Ratio flech/ ext lent	Déficit flech lent	Déficit flech rapide	Déficit ext lent	Déficit ext rapide
33	9	1	0	150,2	102,4	0,68	138,9	0,50	157,7	84,10	0,53	129,2	63,8	0,49	31,44	24,13	7,52	18,07
34	7	1	0	174,3	82,8	0,47	142,6	0,63	201,0	113,4	0,56	174,1	103,7	0,59	-9,30	8,55	18,18	13,38
35	7	1	0	139,8	62,5	0,44	140,0	0,63	148,8	66,9	0,45	126,1	80,3	0,63	-41,76	-20,03	-0,14	15,25
36	9	1	0	196,5	94,1	0,47	156,4	0,62	173,1	68,1	0,39	135	76,8	0,56	-4,03	-12,77	20,40	22,01
37	7	1	0	159	88,4	0,55	107,3	0,99	132,9	74,6	0,56	85,5	82,6	0,96	-21,26	-10,72	32,51	35,66
38	8	1	0	155,3	94,3	0,60	151,7	0,66	163,4	106,6	0,65	142,5	102,8	0,72	-6,46	3,56	2,31	12,79
39	9	1	0	198,3	120,2	0,60	125,8	0,88	161,0	105,6	0,65	139,5	118,4	0,84	7,48	-12,12	36,56	13,35
40	7	1	0	209	120,3	0,57	165,1	0,75	148,3	97,1	0,65	120,8	101,6	0,84	-3,99	-4,63	21,01	18,54
41	7	1	0	194,8	107,4	0,55	166,3	0,73	181,6	106,5	0,58	149,8	110,6	0,73	-13,96	-3,85	14,63	17,51
42	6	1	0	154,5	105	0,68	139,2	0,64	127,9	85,3	0,66	123,7	80,1	0,64	14,76	6,09	9,91	3,28
43	7	0	0	110,6	44,6	0,40	89,40	0,43	87,30	41,9	0,48	79,70	34,4	0,43	12,10	17,90	19,16	8,70
44	6	1	0	214,6	122,3	0,57	191,4	0,53	189,3	123,3	0,65	173,5	111,5	0,64	16,51	9,57	10,81	8,34
45	7	1	0	138,7	74,2	0,53	129,4	0,58	144,5	66,5	0,46	107,6	68,7	0,63	-2,29	-3,30	6,71	25,53
46	8	1	0	192,8	112,9	0,58	136,0	0,81	183,8	104,1	0,56	129,3	112,3	0,86	1,59	-7,87	29,46	29,65
47	7	1	0	190,9	108	0,56	142,9	0,89	217,4	128,8	0,59	143,3	128	0,89	-17,87	0,62	25,14	34,08
48	8	1	0	164,0	115,1	0,70	160,6	0,61	127,3	86,7	0,68	120,6	85,5	0,70	14,77	1,38	2,07	5,26
49	9	1	0	226,5	140,4	0,62	180,8	0,76	191,4	142,5	0,74	153,4	119	0,77	0,92	16,49	20,17	19,85
50	9	1	0	232,5	151,7	0,65	151,4	0,81	214,5	138,2	0,64	143,7	107,1	0,74	18,45	22,50	34,88	33,00
51	6	0	0	101,0	50,2	0,49	73,30	0,48	89,3	42,2	0,47	74,70	36,5	0,48	29,28	13,50	27,42	16,34

Légende :

- Sexe : 0 = fille ; 1 = garçon
- Opé = Opération chirurgicale : 1 = TLS ; 2 = Kenneth-Jones
- MFM = Moment de force maximal
- Flech = Fléchisseurs ; ext = Extenseurs
- Lent = à vitesse lente ($60^{\circ}/s$) ; Rapide = à vitesse rapide ($180^{\circ}/s$)

