

Direction Régionale de la Jeunesse, des Sports et de la Cohésion
Sociale d'Île de France

Mémoire réalisé en vue de l'obtention du Diplôme d'Etat de
Masseur-kinésithérapeute
Session de Juin 2016

**Etude des propriétés biomécaniques et neurophysiologiques
des genoux ligamentaires**
Etude de faisabilité

Stage juillet 2015

LE CORNU Quentin

Résumé

Introduction : Le **DT4** induit spontanément des modifications des propriétés **biomécaniques** et **neurophysiologiques** des muscles du genou pouvant induire une instabilité de l'articulation du genou. L'objectif de cette étude est d'approfondir la corrélation entre l'évaluation de la récupération de la force musculaire à l'aide d'un dynamomètre isocinétique avec la récupération des propriétés neurophysiologiques des muscles du genou. Notre hypothèse est que l'évaluation de la récupération de la force musculaire à l'aide d'un dynamomètre isocinétique n'est pas un paramètre suffisant permettant d'évaluer la récupération de la fonction musculaire dans les suites des RLCA.

Matériel & méthode : au total, 6 sujets sont inclus pour valider la méthode d'analyse, répartis en deux groupes, 3 sujets asymptomatiques et 3 sujets opérés. Le protocole se compose de deux questionnaires, d'un test de laximétrie, d'une évaluation dynamométrique et de l'analyse électromyographique d'un drop jump. Une analyse paramétrique est utilisée pour établir des comparaisons entre le membre inférieur dominant des sujets asymptomatiques et le membre inférieur opéré du groupe expérimental.

Résultats : Les sujets expérimentaux ont retrouvé leur niveau activité sportive et professionnelle pré opératoire, récupéré une force musculaire suffisante et décrivent leur genou comme fonctionnellement stable. L'activité involontaire globale du quadriceps et des ischio-jambiers du membre inférieur opéré est diminuée respectivement de 9.6% et 57.2% par rapport au côté dominant du groupe contrôle. Au final, le ratio ischio-jambiers / quadriceps est perturbé en faveur du quadriceps : 77.95% pour le quadriceps après l'opération contre 62.57% pour les sujets sains. La récupération des muscles du genou après l'opération chirurgicale est incomplète : la force des ischio-jambiers est satisfaisante mais n'est plus en lien avec le contrôle involontaire de la contraction (p-value > 0.05).

Discussion : La **faiblesse musculaire** résulte de l'association de paramètres de force brute et de paramètres neuromusculaires impliquant des boucles de régulations neurologiques, dont l'influence reste floue et imprécise. Cette première étude établit les bases nécessaires à l'exploration des paramètres neuromusculaires dans la biomécanique articulaire du genou après une plastie de type DT4.

Mots clés :

DT4 - biomécaniques -
neurophysiologiques -
faiblesse musculaire

Sommaire

I. Introduction	1
II. Matériels et méthodes	3
II.1 Echantillon.....	3
II. 2 Méthodes d'évaluation	4
II.2.1 Isocinétique.....	4
II.2.2 Electromyographie	6
II.2.3 Mesure de la laxité.....	8
II.3 Méthode statistique.....	10
III. Résultats	12
III.1 Caractéristiques des groupes	12
III.2 Test isocinétique.....	13
III.3 Analyse electromyographique et laximétrique.....	14
IV. Discussion.....	22
Pourquoi mettre en place un tel protocole d'évaluation ?	23
Techniques d'évaluation couramment mise en place dans la littérature	26
Méthode d'exploration des mécanismes intra et inter musculaires	27
Limites de l'étude et perspectives futures.....	29
V. Conclusion.....	30

Références bibliographiques

Table des annexes

Annexes

I. Introduction

La lésion du Ligament Croisé Antérieur (LCA) est une pathologie fréquente qui a touché en 2008, selon les chiffres de l'HAS, 1 Français sur 35 000. Le mécanisme lésionnel survient dans la grande majorité des cas lors de la pratique sportive, mais il est possible de la retrouver lors de mouvements traumatiques plus violents. La rupture survient volontiers chez le patient jeune, avec un retentissement fonctionnel variable. La laxité occasionnée par la rupture du LCA peut être source d'instabilité. Cette dernière peut se manifester au cours d'activités sportives avec pivots, lors d'activités quotidiennes ou rester muette. L'instabilité fonctionnelle justifie la reconstruction chirurgicale, selon les recommandations diffusées en 2008 par l'HAS. [1] Chaque année en France, 36 540 ligamentoplasties de genoux sont réalisées. Sur l'ensemble de ces opérations, 90% concernent la Reconstruction du LCA (RLCA), 10% concernent le ligament croisé postérieur, et la grande majorité est réalisée sous arthroscopie (79%) [1]. La chirurgie a montré son efficacité sur la fonction et la stabilité du genou. La technique chirurgicale employée, pour cette étude de faisabilité, est l'autogreffe par prélèvement du semi tendineux (DT4). D'un point de vue subjectif, l'intervention chirurgicale remplit parfaitement son rôle. [3, 4, 13, 15, 16, 21] En effet, les résultats sur les questionnaires de "Lysholm score" ou "Tegner Activity Level" sont améliorés. Le "Lysholm score" permet de dresser le tableau de l'état fonctionnel du genou décrit par le patient, alors que le "Tegner Activity Level" permet au patient d'évaluer son niveau d'activité, sportif ou professionnel, avant et après l'opération. [ANNEXE I et II] La reproductibilité de ces scores est excellente (0,88 à 0,95). [1] Ces évaluations ne sont pourtant pas suffisantes pour quantifier les propriétés biomécaniques et neurophysiologiques des muscles du genou après une RLCA.

La stabilité tridimensionnelle du genou est conditionnée à la fois par une stabilisation dite "passive", et une stabilisation "active". La stabilisation "passive" est constituée par les formes osseuses, l'intensité et la direction des contraintes imposées à l'articulation, et les formations capsulo-ligamentaires. La stabilisation "active" dépend de la qualité des muscles péri articulaires qui intervient lors des phénomènes d'anticipation et de rétrocontrôle. [2] Différentes méthodes permettent d'évaluer la récupération fonctionnelle du genou après la chirurgie. L'isocinétisme a été largement utilisé et validé pour suivre la récupération musculaire des plasties du LCA. A partir de

l'ensemble des données issues de la littérature internationale, nous avons établi l'évolution de la récupération musculaire du membre inférieur (MI) opéré. [4 à 22] [Annexe III et V] A un an de recul du DT4, la force du quadriceps et des ischio-jambiers est plus faible à la vitesse de 60°/s comparé à 180 ou 300°/s. [6, 8, 13, 14, 17, 19, 21, 22] Une perte de force du quadriceps de 10% et des ischio-jambiers de 16 à 20% persiste successivement à 8 mois et 12 mois de l'intervention chirurgicale. [18, 25] Les deux groupes musculaires ont également un déficit plus marqué en course interne. [6, 7, 10, 12, 23, 24] Aucune variation significative du volume du semi membraneux, du biceps fémoral ou du gracile n'est constatée. [23, 16]

Les muscles ischio-jambiers jouent un rôle majeur dans la protection de la greffe tendineuse. La faiblesse des ischio-jambiers et les variations du rapport ischio-jambiers/quadriceps sont des éléments clés de la récupération de la fonction musculaire. Le DT4 induit spontanément des modifications des propriétés biomécaniques et neurophysiologiques du muscle ce qui peut induire une instabilité de l'articulation du genou. Si la force musculaire est relativement bien étudiée au sein de la littérature internationale, la récupération des propriétés neurophysiologiques est relativement peu abordée. Leur parfaite compréhension est pourtant nécessaire pour conduire la rééducation postopératoire. L'obtention d'une « stabilité articulaire » constitue la pierre angulaire de la prise en charge rééducative. Dans ce contexte, cette étude se propose de mettre en place une méthode d'analyse des stratégies neuromusculaires afin d'évaluer l'état biomécanique du genou, pour des patients ayant bénéficié d'une reconstruction du LCA par prélèvement du semi-tendineux.

Hypothèse :L'évaluation de la récupération de la force musculaire à l'aide d'un dynamomètre isocinétique n'est pas un paramètre suffisant permettant d'évaluer la récupération de la fonction musculaire dans les suites des RLCA.

La question de recherche est la suivante : L'évaluation de la récupération de la force musculaire à l'aide d'un dynamomètre isocinétique est-elle corrélée avec la récupération des propriétés neurophysiologiques des muscles du genou ?

II. Matériels et méthodes

II.1 Echantillon

Le protocole de recherche a bénéficié de l'accord du comité d'éthique institutionnel du groupe hospitalier du Havre le 12/06/2015.

6 sujets volontaires (tableau I) dont 1 femme et 5 hommes, divisés en deux groupes (le *Groupe expérimental* ayant bénéficié d'une ligamentoplastie de type DT4 comporte 3 sujets masculins, et le *Groupe contrôle* asymptomatique comporte 3 sujets dont 1 femme et 2 hommes). Le groupe expérimental a été opéré par le même opérateur, et le groupe contrôle est composé de sujets jeunes, asymptomatiques, tous pratiquant une activité sportive régulière. Le niveau d'activité physique de l'ensemble des sujets est évalué par le score de Tegner. Le groupe expérimental a bénéficié d'une reconstruction du Ligament Croisé Antérieur (LCA) par prélèvement du semi tendineux (DT4) datant de 12 à 15 mois. Les sujets opérés ont tous bénéficié d'une rééducation postopératoire d'une durée de 3 mois .

Tableau 1 : Caractéristiques des groupes de l'étude

	Groupe Contrôle	Groupe Expérimental
Nombre	3	3
Age (ans)	24,83 ± 5,05	29,50 ± 6,87
Genre (M/F)	2M 1F	3M
Taille (cm)	174,67 ± 4,73	183,33 ± 3,51
Poids (kg)	64,33 ± 8,50	96 ± 14,93
IMC (kg/m ²)	21,13 ± 3,15	28,61 ± 4,77
Pied d'appel (G/D)	3 D	1 G 2 D
GNRB® (mm)	0,1 ± 1,41	4 ± 3,30
Latéralité plastie	∅	1 G 2 D
Lysholm score	∅	80,33 ± 12,86
Tegner score	∅	7 ± 2
M+ post op (mois)	∅	6,67 ± 2,08

MOY = moyenne ; SD = écartype ; ∅ =aucun DT4 ; M = masculin ; F = féminin ; G = gauche ; D = droit

II.1.1 Critères d'inclusion

Sujets Contrôles : âge compris entre 20 et 40 ans, sans antécédents d'ordre orthopédique ou musculaire.

Sujets Expérimentaux : âge compris entre 20 et 40 ans, ayant bénéficié d'une ligamentoplastie du LCA de type DT4. Retour à l'activité sportive sans restriction, amplitudes articulaires entièrement récupérées, genou ne présentant pas d'épanchement articulaire ni de douleur.

II.1.2 Critères d'exclusion

Sujets Contrôles : douleurs lombaires ou des membres inférieurs, problèmes médicaux qui peuvent affecter les membres inférieurs ou le tronc, incapacité à réaliser un des tests.

Sujets Expérimentaux : toute ligamentoplastie du LCA autre que la reconstruction de type DT4, présence de lésions ligamentaires associées, lésions méniscales de grade III, antécédents d'ordre orthopédique ou musculaire, pas de chirurgie prévue, signes de gonflement ou d'effusion après l'activité physique, douleurs lombaires ou des membres inférieurs, problèmes médicaux qui peuvent affecter les membres inférieurs ou le tronc, incapacité à réaliser un des tests.

II. 2 Méthodes d'évaluation

La durée moyenne d'acquisition des données pour chaque participant est de 2 heures et demi pour la séance de familiarisation et 3 heures pour la séance finale.

II.2.1 Isocinétique

L'évaluation isocinétique permet d'évaluer le couple de force du muscle étudié à vitesse constante. On parle de mode de contraction anisométrique. Cette évaluation

repose sur deux principes biomécaniques : la maîtrise de la vitesse et l'auto-adaptation de la résistance.

Nous évaluons la force « analytique » du quadriceps et des ischio-jambiers. Durant le test, le sujet ne bénéficie pas d'un biofeedback visuel. Pour les tests de force, le matériel utilisé est le suivant : Biodex System 4 Quick-Set T-Base 940-140 (220Volte requis) **Figure n°1**. Il est composé :

d'un dynamomètre relié à un goniomètre

d'un système informatique

- PC (Dell™ OptiPlex™ 7010)
- Écran tactile LCD (écran de couleur avec hautparleur intégré)
- Système d'exploitation **Windows®**
- Logiciel **Biodex Advantage Software®**

des accessoires qui permettent de reproduire à chaque essai des conditions identiques

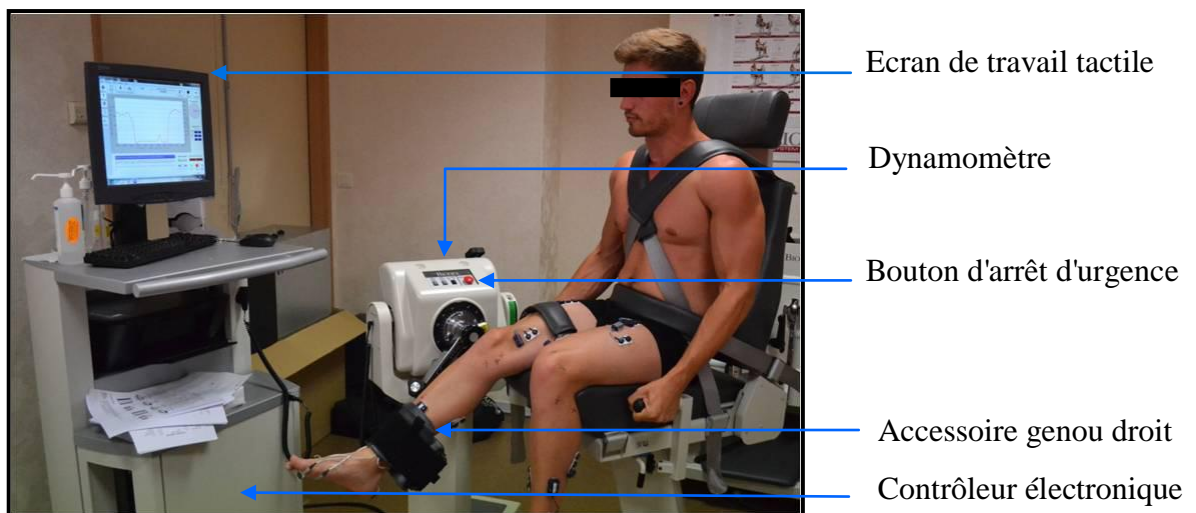


Figure n°1

En accord avec les recommandations du constructeur, l'axe de référence est l'axe bi épicondylien et la résistance est appliquée à 3cm au-dessus de la malléole médiale. L'ensemble des réglages permet de reproduire avec précision et de manière identique les

conditions du test. Les réglages de l'installation du patient peuvent faire varier les résultats de façon minime.

Les données mesurées par cette machine isocinétique sont reproductibles et peuvent être extrapolées aux autres modèles d'appareils isocinétiques. [26, 27] Les groupes musculaires quadriceps et ischios-jambiers ont été évalués en mode concentrique à 60°/s, 180°/s et 300°/s. Ces vitesses ont été sélectionnées en fonction de leur fréquence d'utilisation dans la littérature internationale. [5 à 22] Le bilan isocinétique est réalisé en position assise. La jambe saine pour le groupe expérimental, ou dominante pour le groupe contrôle, est testée en premier.

Avant chaque cycle avec une certaine vitesse, chaque sujet réalise un essai test, à savoir 1 cycle de 3 répétitions sub-maximales et 1 répétition maximale pour se familiariser avec la vitesse testée.

Le test se déroule dans les conditions suivantes :

- a) 1 essai test puis 5 répétitions à 60°/s
1 min de repos
- b) 1 essai test puis 10 répétitions à 180°/s
1 min de repos
- c) 1 essai test puis 10 répétitions à 300°/s

Le sujet bénéficie de 5 min de repos avant de tester l'autre Membre Inférieur (MI) dans les mêmes conditions.

II.2.2 Electromyographie

L'analyse électromyographique permet de recueillir les données relatives à l'activité myoélectrique de façon reproductible par des électrodes fixées sur la peau. [28] Le système wifi nous permet d'analyser le recrutement neuromusculaire.

Le système d'acquisition multi capteurs *WavePlus Wireless EMG*[®] est utilisé pour recueillir des données simultanément à partir de 16 électrodes de surface (*Mini Wave, Cometa, 7.5 grammes, moins de 5cm³ de volume, 10 heures d'autonomie, 16 bits, 2000Hz*).

- écran DELL P3212Ht

- PC (Dell Precision T7500, Windows® 7 Professionnel, 32 bits, jusqu'à 192Go et 7.5 To de stockage local avec RAID en option)
- WAVE_FSW (Canaux footswitches WIFI acceptant 4 capteurs pour la détection des phases du drop jump)

Le protocole est établi à partir des quelques études publiées. [29 à 33]

Une séance de familiarisation est mise en place avant les mesures. Le protocole suit les recommandations du SENIAM. [34] [ANNEXE VI] Les électrodes sont placées sur la peau au-dessus des points moteurs intéressés. Le placement des électrodes bipolaires est effectué suivant la direction des fibres musculaires, après mise en évidence par une contraction isométrique. Les muscles analysés sont le vaste médial, le vaste latéral, le droit fémoral, le semi tendineux et le biceps fémoral. Les tests isométriques permettent de déterminer la Force Maximale Isométrique (FMI) et l'activation neurale maximale théorique associée. La valeur de référence est obtenue au cours d'une contraction maximale volontaire isométrique, sujet assis pour différents angles de flexion de genou : le quadriceps à 30°, les ischio-jambiers à 45°. Trois efforts par muscle sont exécutés avec une minute de repos pour limiter les effets de la fatigue. L'activation neurale volontaire maximale théorique ainsi que la force brute correspondent à la valeur la plus forte des trois mesures.

Ensuite le sujet réalise un Drop Jump [29, 32] **Figure n°2** :

L'activité musculaire de la jambe opérée des sujets expérimentaux et de la jambe dominante des sujets contrôles est mesurée par les électrodes de surfaces décrites précédemment. Après un échauffement préalable, les sujets sont positionnés debout sur une marche de 40 cm de haut. Le test consiste à se laisser aller vers l'avant, sans sauter, puis de quitter le sol le plus rapidement possible en réalisant un saut maximal vers le haut au moment de la réception. Si un participant est observé en train de sauter, l'essai n'est pas validé et répété. L'utilisation des bras est autorisée pour s'équilibrer après avoir initié le saut.

Les participants reçoivent les commandements :

- "à vos marques" comme signal pour se tenir en position, préparer la performance et se tenir de façon unipodale sur la jambe testée
- "prêt ?" comme signal pour les prévenir qu'ils sont autorisés à sauter quand ils le veulent.

Cinq essais sont réalisés avec 30 secondes de repos pour limiter les effets de la fatigue.

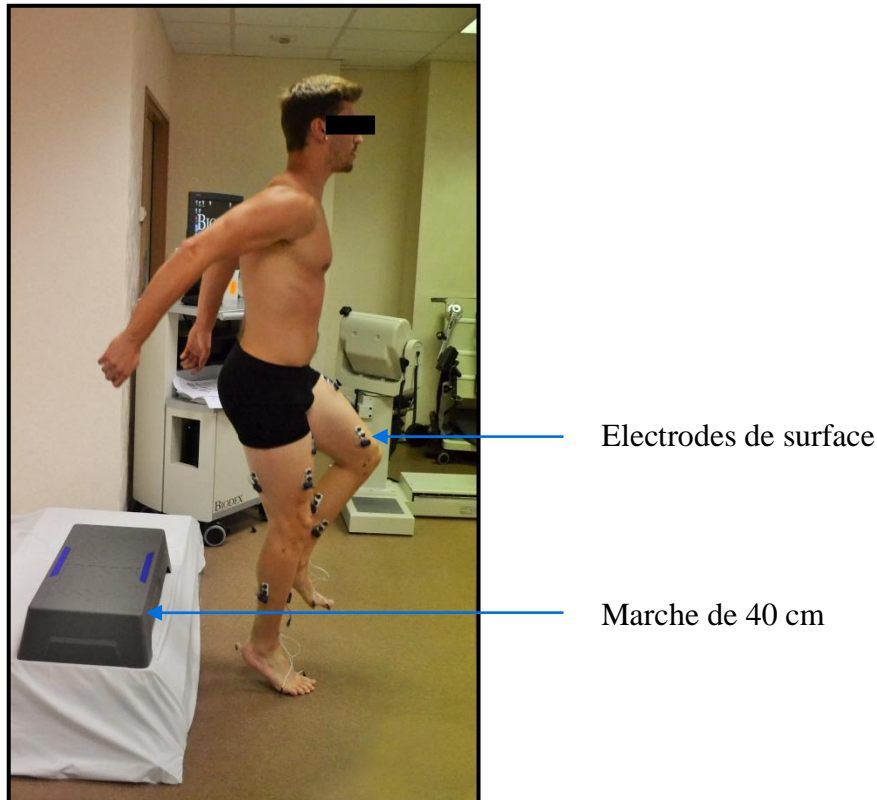


Figure n°2

II.2.3 Mesure de la laxité

Le GeNouRoB[®] (GNRB) permet de diagnostiquer les ruptures totales ou partielles du ligament croisé antérieur du genou **Figure n°3**. Cet appareil donne des informations sur les translations antérieures du tibia en temps réel. Le principe de l'appareil est d'entraîner un effort de poussée face postérieure de l'extrémité supérieure du tibia par un système mécanique articulé, et d'enregistrer le déplacement du tibia pour chaque effort : 134N, 150N, 200N et 250N. [35] On effectue des mesures sur les deux

membres inférieurs afin d'obtenir une mesure comparative. Le GNRB présente une reproductibilité inter et intra opérateur satisfaisante. [36 à 39]

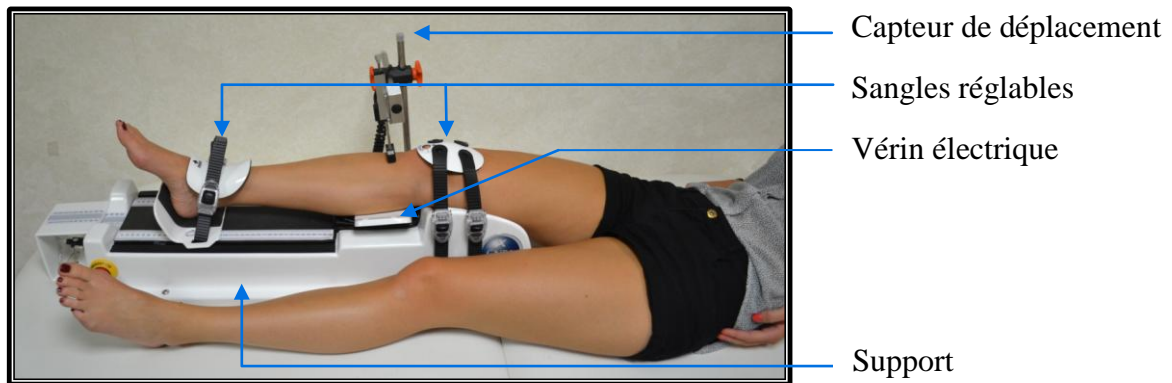


Figure n°3

L'appareil est composé :

- d'un support sur lequel repose le membre inférieur du patient
- de sangles réglables pour bloquer le pied et la patella du patient
- un vérin électrique
- deux capteurs de force
- un capteur de déplacement posé sur la TTA (Tubérosité Tibiale Antérieure)
- un bouton d'arrêt d'urgence

Le logiciel d'acquisition est le *Software GNRB*[®], sur un ordinateur muni du système d'exploitation *WINDOWS*[®].

Pour chaque sujet une mesure de la translation antérieure du tibia est réalisée. Les mesures de la translation antérieure sont faites aux valeurs suivantes : 134N-150N-200N-250N. L'activité des ischio-jambiers est analysée par les électrodes de surface pour s'assurer qu'ils ne se contractent pas. [36, 37, 39]

Les mesures sont effectuées sur les deux membres inférieurs, et l'analyse de l'éventuelle laxité peut se faire en observant la différence entre ces deux valeurs, et surtout en observant l'allure de la pente des courbes obtenues.

II.2.4 Questionnaires

Deux questionnaires validés par l'HAS sont délivrés aux sujets opérés d'un DT4 : le "Lysholm Score" (post opératoire) ou le "Tegner Activity Level" (pré et post opératoire). [ANNEXE I et II] Les sujets asymptomatiques répondent seulement au questionnaire de Tegner. La reproductibilité de ces questionnaires est excellente (0,88 à 0,95°) [1].

Le Lysholm Score permet de dresser le tableau objectif de l'état fonctionnel du genou décrit par les patients ayant bénéficié d'une RLCA. Le questionnaire est coté de 0 à 100 et comprend huit items : instabilité (/25), douleur (/25), blocage (/15), gonflement (/10), escaliers (/10), accroupissement (/5), boiterie (/5) et canne (/5). Le score est calculé en additionnant les résultats de chaque question. Plus le score est important plus le niveau de récupération est fonctionnelle. Un score supérieur ou égale à 84 est considéré comme "bon" selon les critères du questionnaire.

Le Tegner Activity Level évalue le niveau d'activité le plus élevé avant le traumatisme et le niveau actuel. Il est coté de 0 (handicape professionnel) à 10 (sport en compétition).

II.3 Méthode statistique

L'analyse des données EMG a été réalisé avec le logiciel *Python*[®] version 3.5.1 (2015), à partir de données consignées sous *Excel*[®] [ANNEXE VIII] afin de permettre l'analyse statistique.

Les analyses statistiques ont été menées par une statisticienne extérieure qualifiée d'un doctorat en mathématique (compétente dans le domaine biomédical) n'étant pas impliquée dans cette étude, afin de s'assurer de l'objectivité des résultats.

La comparaison des groupes 2 à 2 a été réalisée grâce à un test statistique t-student, qui compare les moyennes entre deux échantillons. Le test t-student est paramétrique et présente l'avantage d'une meilleure puissance statistique par rapport aux tests non-paramétriques. Ces tests ont permis de calculer la p -value. Une p -value <0.05 correspond à un résultat statistiquement significative entre les paramètres mesurés.

Les paramètres mesurés sont les suivants :

Isocinétisme :

- Moment max en % par rapport au côté opposé
- Analyse de l'aspect de la courbe et angle du pic de force
- Travail maximal, travail total, puissance moyenne et rapport agoniste/antagoniste

Electromyographie :

- Activité neuromusculaire en amont et au moment de la réception (ut1) **Figure n°4**
- Activité myoélectrique au cours d'un test de FMI

Laximétrie :

- Mesure du déplacement antérieur du tibia sous le fémur

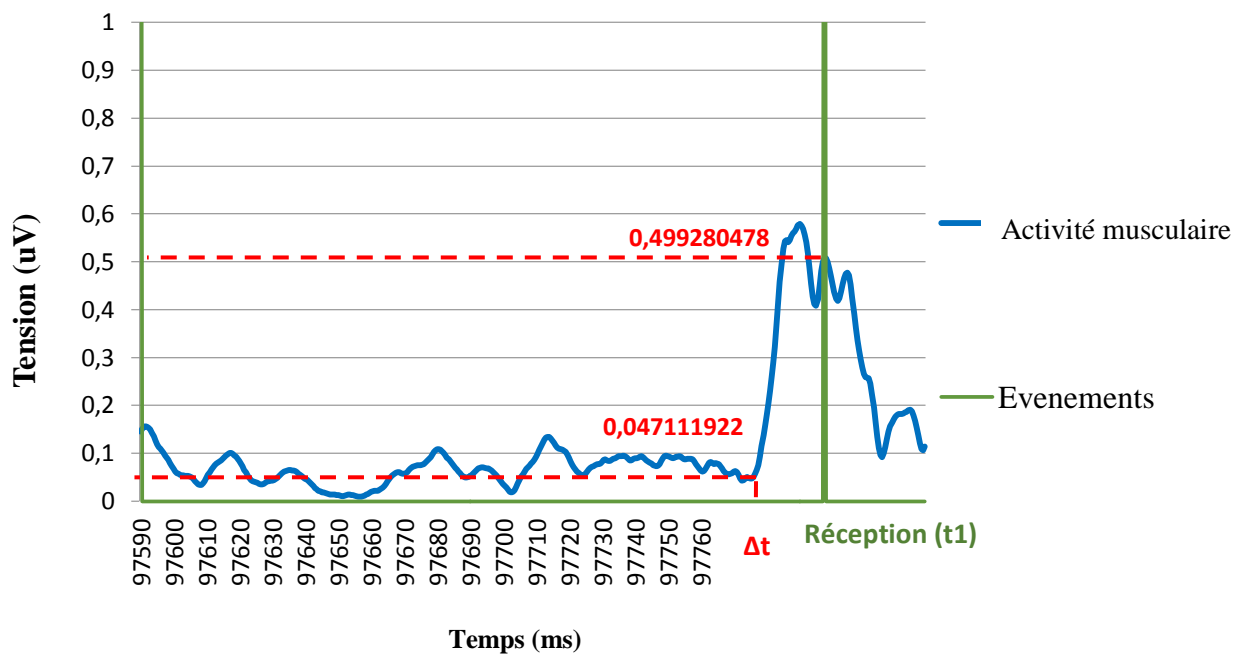


Figure n°4

III. Résultats

Il est nécessaire de rappeler que les sujets inclus dans ce protocole nous permettent d'évaluer la faisabilité de l'étude. Nous pouvons dégager des tendances qui nous permettent de définir la pertinence de l'étude.

III.1 Caractéristiques des groupes

Les caractéristiques des sujets sont présentées dans le tableau I.

Tableau I : Données démographiques

	Groupe Expérimental	Groupe contrôle
	MOY ± SD	MOY ± SD
Age (ans)	29,50 ± 6,87	24,83 ± 5,05
Genre (M/F)	3M	2M 1F
Taille (cm)	183,33 ± 3,51	174,67 ± 4,73
Poids (kg)	96 ± 14,93	64,33 ± 8,50
IMC (kg/m²)	28,61 ± 4,77	21,13 ± 3,15
Pied d'appel (G/D)	2D 1G	3D
GNRB®	4 ± 3,30	0,1 ± 1,41
Latéralité plastie	2D 1G	∅
M+ post op (mois)	14,33 ± 1,53	∅
Lysholm score	80,33 ± 12,86	∅
Tegner score préop	7 ± 2	∅
Tegner score postop	6,67 ± 2,08	∅

MOY = moyenne ; SD = écartype ; ∅ =aucun DT4 ; M = masculin ; F = féminin ; G = gauche ; D = droit

Les deux groupes ne présentent pas de différences statistiques en rapport avec les paramètres d'âge (p-value 0.62), taille (p-value 0.89), poids (p-value 0.25). Le paramètre IMC n'oppose pas les deux groupes (p-value 0.11), mais l'écart est notoire (différence de 7.48).

L'ensemble des genoux du GE sont secs, sans instabilité fonctionnelle, sans douleur ou blocage. Le tableau de l'état fonctionnel décrit par les patients est donc "bon" selon les critères du Lysholm score (80.33/100).

Le niveau d'activité physique et professionnel post opératoire est très proche du niveau d'activité pré traumatique. (en moyenne 6.67/10 contre 7/10).

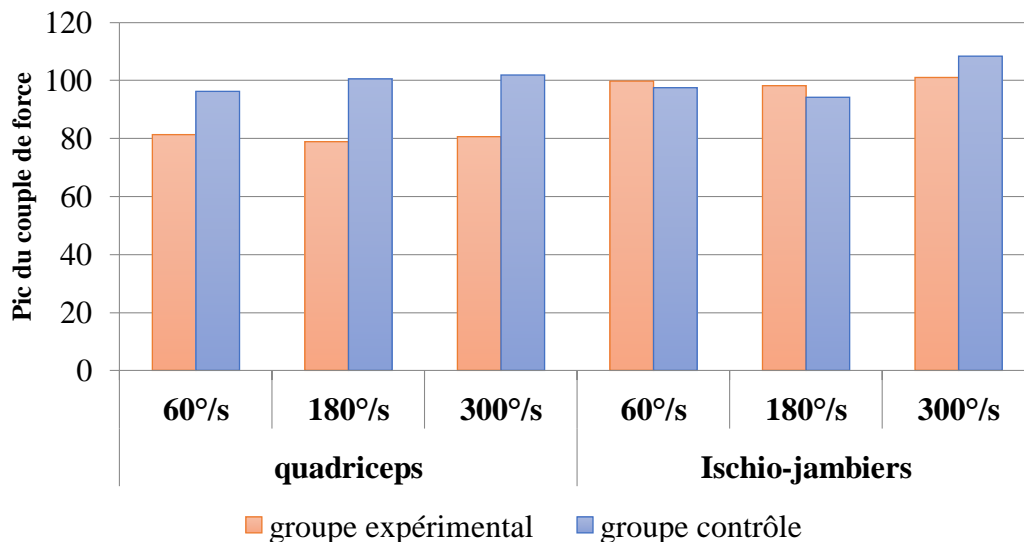
La laxité du GE est importante (4 mm), mais il faut préciser qu'un de nos sujet présente une laxité de genou élevée (7.8 mm). L'analyse statistique en est influencée.

III.2 Test isocinétique

Nous avons recueilli les données concernant la force isocinétique, isométrique et le ratio musculaire entre les ischio-jambiers et le quadriceps. *Figure n°5*

Le pic de force isométrique est équivalent entre les deux groupes pour le quadriceps à 30° de flexion de genou (p-value de 0.2) ou 45° (p-value de 0.1), et pour les ischio-jambiers à 30° (p-value de 0.7) ou 45° (p-value de 1). Il n'existe pas non plus de différence de force isocinétique pour le quadriceps à 60°/s (p-value de 0.1), à 180°/s (p-value de 0.4) ou 300°/s (p-value de 0.2), ni pour les ischio-jambiers à 60°/s (p-value de 1), 180°/s (p-value de 0.7) ou 300°/s (p-value de 0.4). Ainsi, la force brute de l'ensemble des sujets est similaire. C'est donc sans surprise que le ratio ischio-jambier/quadriceps n'oppose pas les deux groupes, que ce soit à la vitesse de 60°/s (p-value de 0.1), 180°/s (p-value de 0.2) ou 300°/s (p-value de 0.7).

Figure n°5 : Comparaison de la force musculaire isocinétique à chaque vitesses angulaires



III.3 Analyse electromyographique et laximétrique

III.3.1 Drop jump

L'effet de la fatigue se fait ressentir pour le temps de saut. La corrélation et la variance intra-sujet sont des indices de la reproductibilité. Nous avons mis en évidence le paramètre "corrélation" pour faciliter l'analyse des résultats. L'analyse de la fatigue est comparée aux données temporelles [Tableau II] et aux données myoélectriques [Tableau III]. Plus ce coefficient se rapproche de 1.0 plus les deux valeurs sont corrélées. Les effets de la fatigue se font ressentir sur le temps de saut, l'anticipation du vaste médial et des ischio-jambiers pour le GE. La performance du saut du GE tout au long du test est plus variable (coefficient de corrélation de 0.28) que pour le GC (coefficient de corrélation de 0.83). Le temps de contact au sol est peu modifié. [Tableau II] L'activité du RF, VL, ST des sujets opérés au moment de la réception au sol est reproductible entre chaque saut. L'anticipation du RF et du VL est également reproductible [Tableau III].

Tableau II : Reproductibilité des données temporelles avec corrélation intra-sujet

Groupe expérimental	Groupe contrôle
Temps de contact au sol (t1t2)	
0,956082	0,838668
Temps de saut (t2t3)	
0,2776131	0,83098839

Tableau III : Reproductibilité des données myoélectriques avec corrélation intra-sujet

Muscle	Groupe expérimental	Groupe contrôle	Groupe expérimental	Groupe contrôle
	Activité myoélectrique (ut1)		Anticipation	
RF	0.74	-0.21	0.9	0.9
VM	0.55	0.13	-0.14	0.67
VL	0.79	0.01	0.88	0.89
ST	0.66	0.14	0.46	-0.04
BF	0.23	0.47	0.02	0.38

RF = droit fémoral ; VM = vaste médial ; VL = vaste latéral ; ST = semi-tendineux ; BF = biceps fémoral

III.3.2 Performance des sujets

Le drop jump représente les capacités pliométriques du quadriceps (coefficient de corrélation de 0.99 avec le temps de saut, p-value de 0.09) et le rôle des ischio-jambiers dans la stabilisation active de l'articulation du genou (coefficient de corrélation de 0.92 avec le temps de contact au sol, p-value de 0.25) [tableau VI]. Le temps de contact au sol et le temps de saut est variable d'un individu à l'autre. Il est donc préférable d'étudier la différence de performance entre les deux MI d'un même individu.

La différences de performance entre les deux MI est plus importante pour le GE par rapport au GC que ce soit pour le temps de contact au sol (26.0ms contre 17.3ms pour le GC, p-value de 0.35) ou le temps de saut (17.3ms contre 4.3ms pour le GC, p-value de 1).

La différence de performance entre les deux MI est également plus importante entre les sujets du GE (écartype élevé, respectivement +/- 52.0 ms et 15.0 ms pour le temps de contact au sol ; 71.60 ms et 32.7 ms pour le temps de saut).

Tableau V : Performance du saut

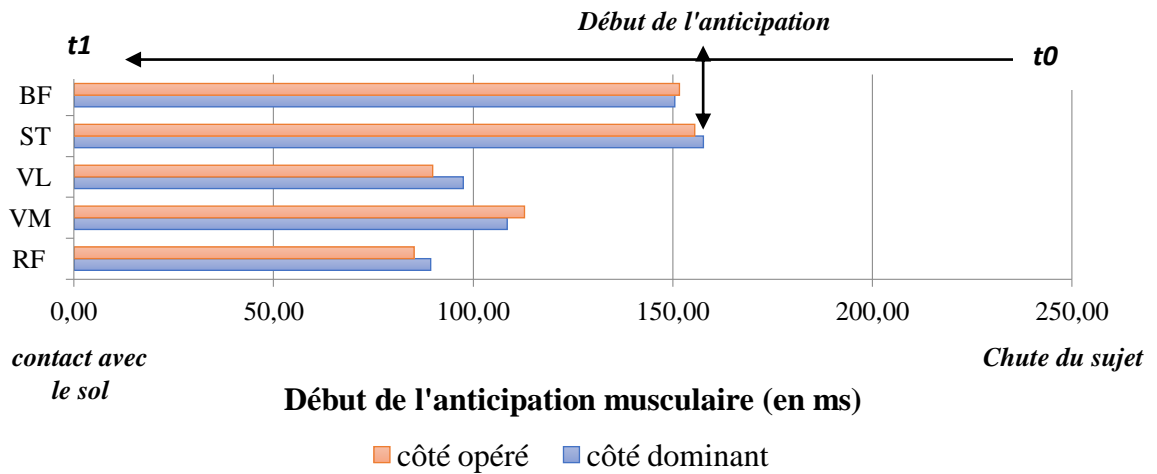
	<i>T1t2 (ms)</i>	<i>T2t3 (ms)</i>
<i>Cno-co MOY +/- SD</i>	-26 +/- 52	-17,33 +/- 71,60
<i>Cnd-cd MOY +/- SD</i>	17,33 +/- 15,01	-4,33 +/- 32,72

T1t2 = temps de contact au sol ; t2t3 = temps de saut ; cno-co = différence entre le côté non opéré et le côté opéré du groupe expérimental ; cnd-cd = différence entre le côté dominant et non dominant du groupe contrôle

III.3.3 Anticipation musculaire enregistrée avant la réception au sol

L'anticipation du muscle correspond au début de l'activité électrique juste avant l'impact au sol [Graphique 2]. Le début de l'anticipation est marqué par une activité électrique égale à 5% de la FMI. L'anticipation musculaire ne semble pas être différente entre les deux groupes pour le RF (p-value de 1.00), le VM (p-value de 0.7), le VL (p-value de 0.7), le ST (p-value de 0.66) ou le BF (p-value de 0.7). En moyenne l'activité musculaire est détectable 100 à 150ms avant l'impact au sol.

Graphique 2 : Comparaison de l'anticipation musculaire

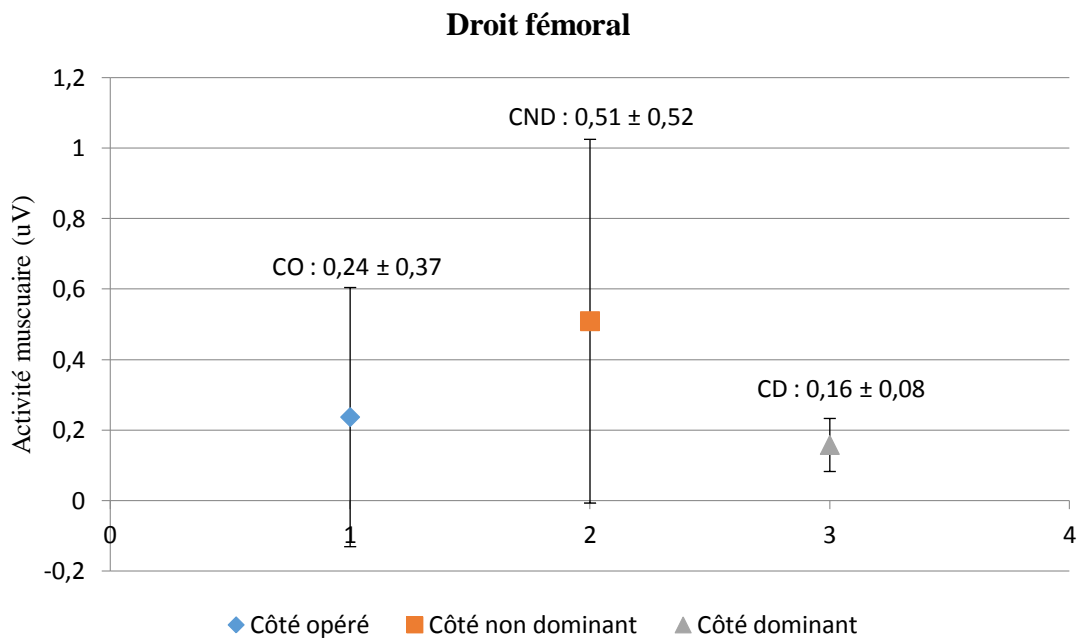


III.3.4 Activité musculaire au moment du contact avec le sol (ut1)

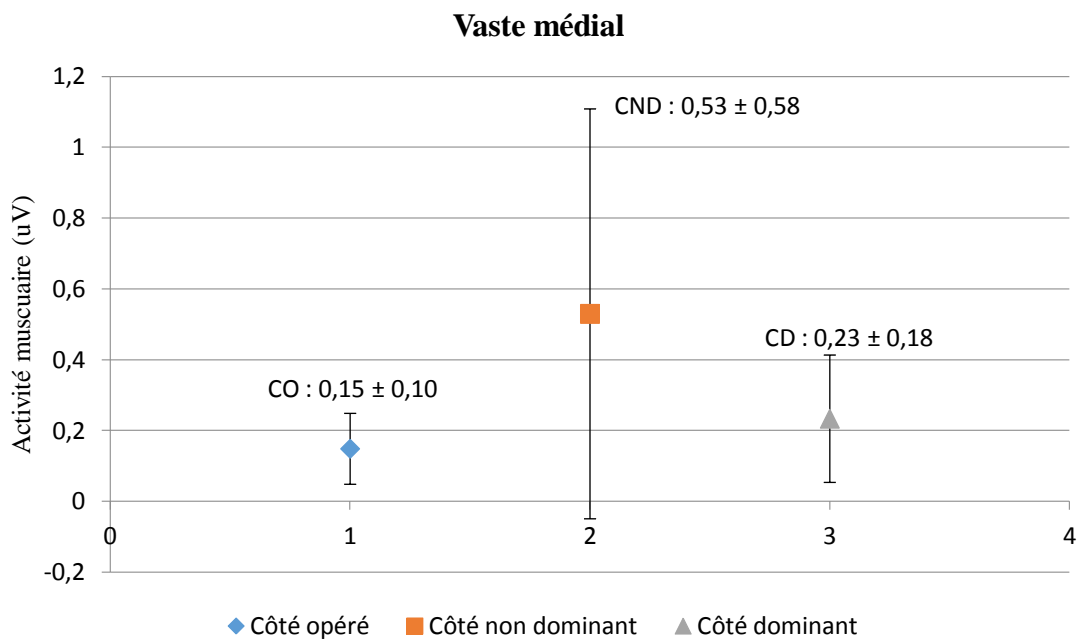
L'activité électrique des différents muscles est étudiée sur le MI dominant et non dominant du GC, ainsi que sur le MI opéré du GE. Nous souhaitons déterminer l'influence de la latéralité chez les sujets non opérés. D'autre part nous souhaitons déterminer l'influence de la plastie sur l'activité électrique au moment de l'impact au sol. [Graphique 3 à 9]

La valeur issue de la comparaison entre l'activité du côté dominant et l'activité du côté non dominant du GC présente un taux d'erreur marqué (p-value de 0.40 pour le RF, VM, VL et Q ; p-value de 0.70 pour le ST, BF et IJ). Un écart (non significatif) est également notable entre les deux MI du GC. Il semble donc préférable de prendre en compte le côté dominant du GC pour effectuer les comparaisons avec le côté opéré (la p-value est de 0.06 pour l'ensemble des muscles) sachant que l'ensemble des sujets est opéré sur leur côté dominant : l'activité des muscles vaste médial, vaste latéral, semi-tendineux est réduite de 36.5%, 20.6%, et 29.6% par rapport au côté dominant du GC ; l'activité du droit fémoral et du biceps fémoral augmente de 50% et 35.3%. Au total, l'activité involontaire globale du quadriceps et des ischio-jambiers du MI opéré est diminuée respectivement de 9.6% et 57.2% par rapport au côté dominant.

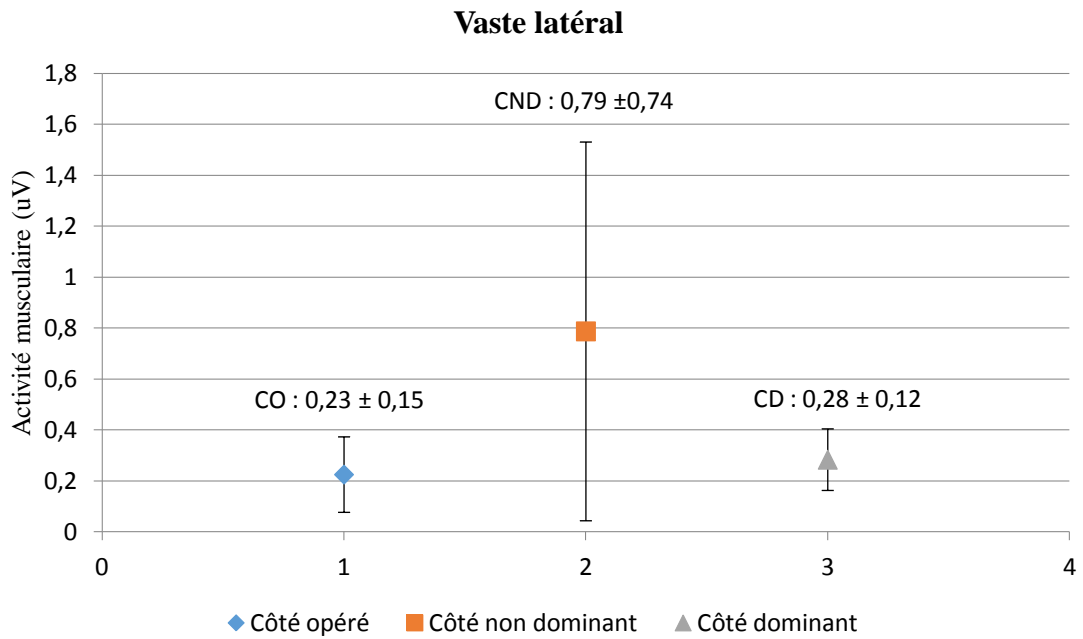
Graphique 3 : Activité du droit fémoral au moment de l'impact (Moyenne \pm Ecartype)



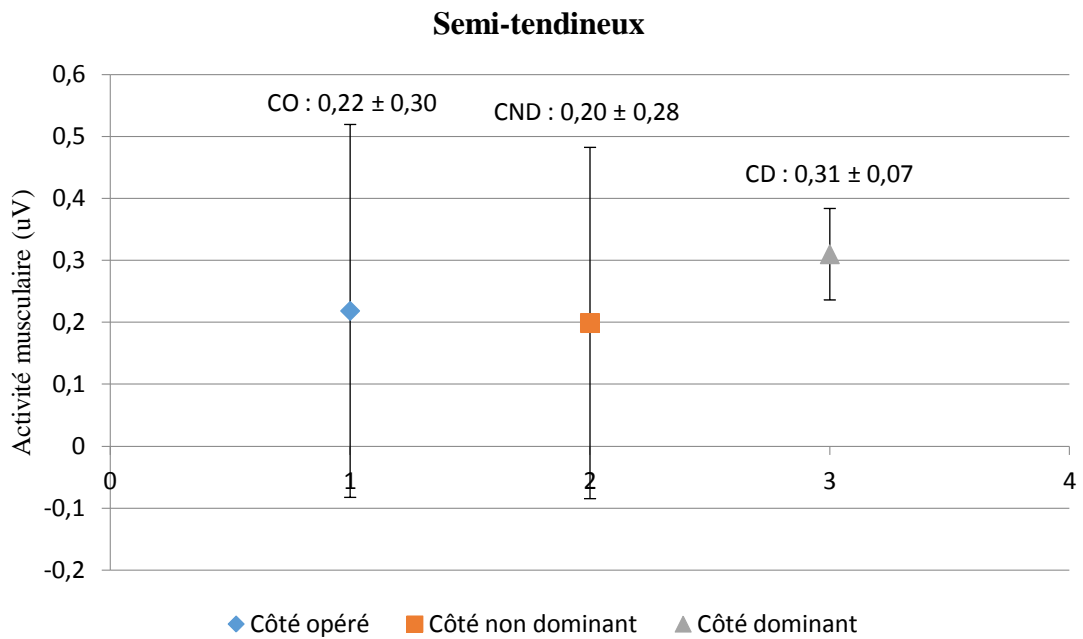
Graphique 4 : Activité du vaste médial au moment de l'impact (Moyenne \pm Ecartype)



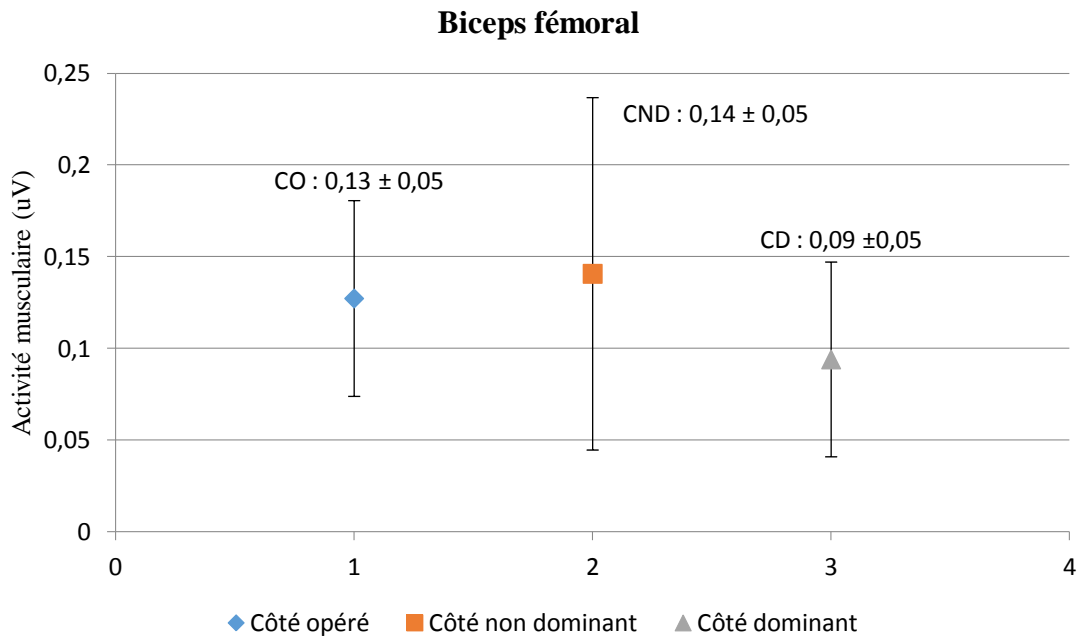
Graphique 5 : Activité du vaste latéral au moment de l'impact (Moyenne \pm Ecartype)



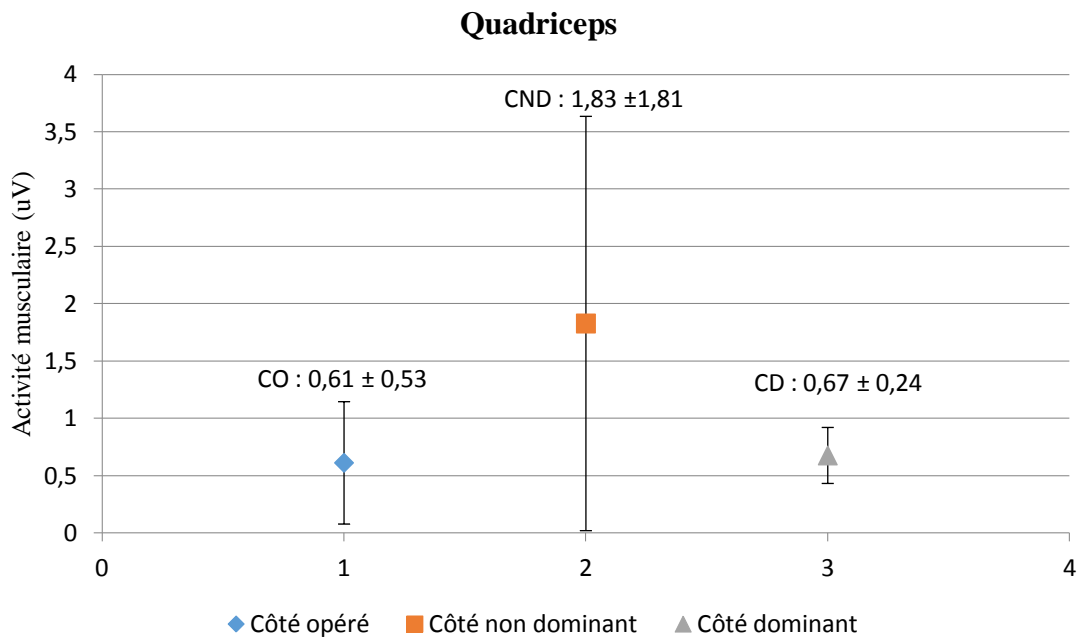
Graphique 6 : Activité du semi-tendineux au moment de l'impact (Moyenne \pm Ecartype)



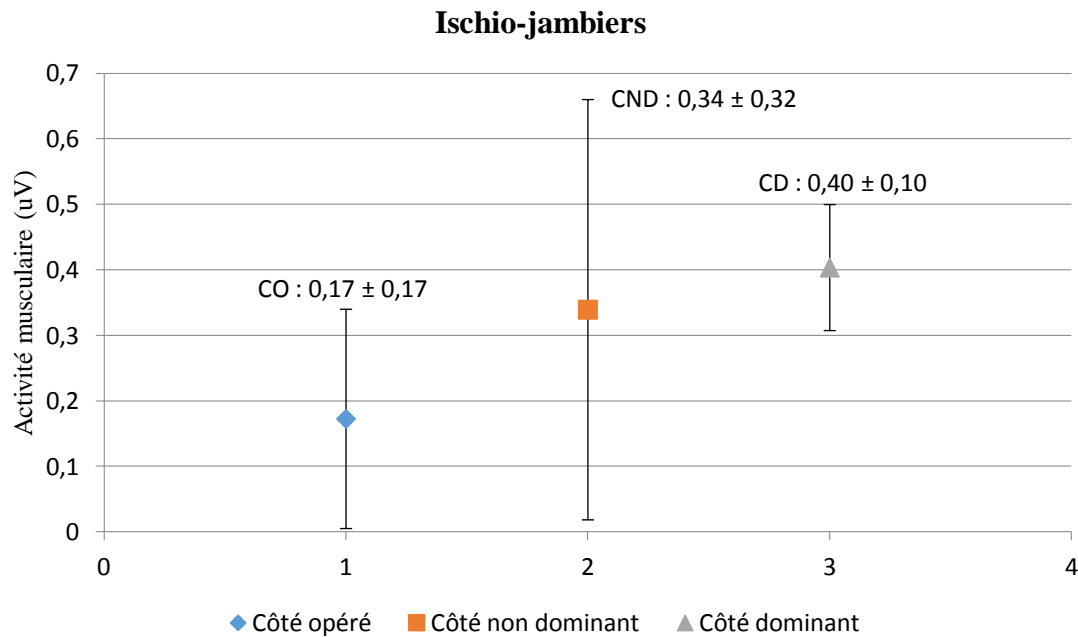
Graphique 7 : Activité du biceps fémoral au moment de l'impact (Moyenne \pm Ecartype)



Graphique 8 : Activité du quadriceps au moment de l'impact (Moyenne \pm Ecartype)



Graphique 9 : Activité des ischio-jambiers au moment de l'impact (Moyenne \pm Ecartype)



Le [Tableau VI] compare l'activité musculaire ut1 afin d'établir son lien avec les autres paramètres étudiés, à savoir la laxité de la greffe tendineuse, le temps de contact au sol et le temps de saut. La tension de la greffe tendineuse du GE est fortement corrélée avec l'activité involontaire du biceps fémoral (coefficient de corrélation de 1, p-value 0.02). Le temps de contact au sol est corrélé majoritairement avec l'activité des ischio-jambiers (coefficient de corrélation de 0.92, p-value de 0.25) alors que le temps de saut est lié à l'activité du quadriceps (coefficient de corrélation de 0.99, p-value de 0.09).

Le [Tableau VII] représente le lien entre l'activité musculaire volontaire et involontaire. Le Drop jump est une épreuve pliométrique qui met en jeu la force explosive du MI. Nous avons donc comparé la force isocinétique à 60°/s ainsi que la force isométrique à 30° et 45° de flexion de genou avec l'intensité de l'activité électrique. La comparaison est seulement possible pour l'activité involontaire des ischio-jambiers dans un environnement asymptotique (p-value \leq 0.05). Il existe aussi un lien étroit entre l'activité involontaire des ischio-jambiers avec la force des ischio-jambiers et du quadriceps (coefficient de corrélation $>$ 0.89 pour l'ensemble des paramètres de force). La situation d'opération a augmenté le taux d'erreur et la valeur issue de la comparaison de se retrouve donc plus dans l'intervalle de confiance. La valeur p s'en trouve alors fortement altérée. Ainsi cette nouvelle situation d'opération a fortement altéré l'incertitude.

Tableau VI : Comparaison de ut1 avec les paramètres de force, de laxité et du drop jump avec calcul de la p-value

		Muscles étudiés						
		RF	VM	VL	ST	BF	Quadriceps	Ischio-jambiers
		Laxité						
Ut1 vs GNRB	GC	0.04**	0.49	0.79	0.98	0.1	0.04**	0.65
	GE	0.71	0.15	0.21	0.63	0.02**	0.46	0.55
		Temps de contact au sol						
Ut1 vs T1t2	GC	0.81	0.75	0.02**	0.21	0.87	0.81	0.58
	GE	0.99	0.14	0.5	0.33	0.27	0.76	0.25
Ut1 vs t2t3	GC	0.3	0.74	0.54	0.72	0.36	0.29	0.91
	GE	0.34	0.52	0.16	1	0.4	0.09	0.92
		Performance du saut						
Anticipation	GC	0.33	0.09*	0.27	0.61	0.85	∞	∞
	GE	0.28	0.66	0.5	0.57	0.2	∞	∞

Ut1 = activité électrique au moment de l'impact au sol ; t1t2 = temps de contact au sol ; t2t3 = temps de saut ; FMI = force maximale isométrique ; ∞ = pas de corrélation ; RF = droit fémoral ; VM = vaste médial ; VL = vaste latéral ; ST = semi-tendineux ; BF = biceps fémoral ; **p-value** ≤ 0.05** = corrélation significative ; **p-value*** ≈ 0.05 = taux d'erreur faible ; p-value > 0.05 = taux d'erreur important

Tableau VI : Comparaison de ut1 avec les paramètres de force avec calcul du coefficient de corrélation et de la p-value

		Isocinétisme			
		Ut1 Quadriceps vs Force		Ut1 Ischio-jambiers vs Force	
		Quadriceps	Ischio-jambiers	Quadriceps	Ischio-jambiers
60°/s	GC	-0.54	-0.45	-0.99	-0.99
	GE	0.64	0.7	0.02**	0.09*
Coefficient cor p-value	GC	0.25	-0.95	-0.97	-0.3
	GE	0.84	0.21	0.15	0.8
FMI 30°	GC	-0.5	-0.44	-1	-0.99
	GE	0.67	0.71	0.05**	0.09*
Coefficient cor p-value	GC	-0.44	-0.95	-0.89	-0.29
	GE	0.71	0.2	0.3	0.81
FMI 45°	GC	-0.51	-0.15	-1	-0.89
	GE	0.66	0.91	0.04**	0.29
Coefficient cor p-value	GC	-0.21	0.90	-0.97	-0.44
	GE	0.87	0.28	0.14	0.71

Ut1 = activité électrique au moment de l'impact au sol ; t1t2 = temps de contact au sol ; t2t3 = temps de saut ; FMI = force maximale isométrique ; ∞ = pas de corrélation ; RF = droit fémoral ; VM = vaste médial ; VL = vaste latéral ; ST = semi-tendineux ; BF = biceps fémoral ; **p-value** ≤ 0.05** = corrélation significative ; **p-value*** ≈ 0.05 = taux d'erreur faible ; p-value > 0.05 = taux d'erreur important

IV. Discussion

La récupération musculaire est très étudiée sur dynamomètre isocinétique depuis l'essor des différentes plasties du LCA. Cette opération consiste à remplacer le ligament rompu en prélevant un ou plusieurs tendons du MI afin de corriger la laxité du genou, sans quoi l'évolution naturelle se ferait vers une dégradation progressive et prématurée de l'articulation. Le nombre de tendons prélevés et l'importance du prélèvement influencent la récupération musculaire des ischio-jambiers. [5, 6, 7, 8, 11, 12, 17, 19, 20, 40, 41] Dans le cadre de la méthode DT4, la greffe tendineuse est prélevée sur le tendon du semi-tendineux à la partie inférieure de la cuisse selon une voie d'abord antérieure ou postérieure. Cette opération séduit dans son concept car un seul tendon des ischio-jambiers est prélevé, conservant le gracile et favorisant la régénération tendineuse du néo-tendon sur un trajet proche de celui du tendon initial [16], préservant également l'appareil extenseur et facilitant ainsi les suites post-opératoires. [42] Malgré la réussite de l'opération, un déficit musculaire persiste à long terme mais n'empêche pas la reprise des activités sportives en compétition. [5 à 22][Annexe III et V]

Les propriétés neurophysiologiques ne sont pas, à notre connaissance, suffisamment étudiées au sein de la littérature internationale pour établir les recommandations actuelles de la rééducation post opératoire. Ces paramètres sont nécessaires pour le kinésithérapeute, que ce soit par leur évaluation ou leur prise en charge. L'objectif de cette étude de faisabilité est d'établir un protocole d'analyse des propriétés neuromusculaires afin d'évaluer l'état biomécanique du genou chez des patients ayant bénéficié d'une reconstruction du LCA par prélèvement du semi-tendineux en comparaison à une cohorte d'individus asymptomatiques. Nous cherchons à apporter de nouvelles informations et, de manière plus conceptuelle, d'actualiser la prise en charge de ces patients. Ainsi, dans un premier temps, nous justifierons la mise en place d'une méthode d'exploration des propriétés neuromusculaires dans le cadre du DT4. Ensuite nous vérifierons si la récupération du MI de nos sujets correspond avec le profil type décrit par la littérature au vue du délai post opératoire. Enfin, dans une troisième partie, nous étudierons les mécanismes inter et intra musculaires à partir de la méthode d'évaluation que nous avons mise en place.

Pourquoi mettre en place un tel protocole d'évaluation ?

La rééducation s'accorde sur une prise en charge fonctionnelle : la stabilisation dynamique du genou doit être compatible avec la pratique sportive. Pour parvenir à ce but, notre prise en charge doit reposer sur des bilans précis et orientés. L'évaluation isocinétique mesure la récupération de la force analytique du membre inférieur de façon objective. Les auteurs s'accordent pour définir l'évaluation isocinétique comme le "gold standard" de l'évaluation de la force musculaire. L'isocinétisme présente également une corrélation avec des scores fonctionnels tels que le Lysholm Score et le Tegner Activity Level Scale. Les chirurgiens se basent généralement sur des tests de laximétrie, tel que le GNRB[®], et sur des bilans isocinétiques pour objectiver les résultats de leur opération et la récupération musculaire du MI. [27, 36 à 39] Le pourcentage de récupération musculaire du quadriceps et des ischio-jambiers valide et autorise le passage aux différentes étapes de la rééducation. Le jogging est autorisé à trois mois post opératoire pour une récupération d'au moins 65% de la force du quadriceps et des ischio-jambiers par rapport au côté sain. [43, 44] La pratique sportive totale est autorisée à 6 mois quand la récupération atteint au moins 80% de la force du côté sain. [3, 23, 43, 45 à 48] Cependant, les résultats isocinétiques sont-ils suffisants pour suivre le profil biomécanique du genou tout au long de la rééducation ?

Propriétés contractiles et stabilisation articulaire

La stabilisation du genou est un phénomène complexe qui met en jeu les structures capsulo-ligamentaires et méniscales, la qualité du système musculaire et les structures osseuses. Mécaniquement, le système capsulo-ligamentaire limite de façon passive l'ouverture du compartiment interne. Il se compose du Ligament Collatéral Médial (LCM), du point d'angle postéro-médial (PAPI), du LCA et de l'aileron rotulien interne. Le système musculo-tendineux assure la stabilisation active du genou. Freeman et al [2] suggère que la protection de l'articulation est assurée par une boucle de rétroaction d'origine neuromusculaire. Toute affection neuromusculaire est donc potentiellement source d'instabilité. [49][50]

Le lien entre les anomalies neuromusculaires et les contraintes sur la greffe n'est pas clairement établi : Quelle est la relation entre l'activité musculaire en anticipation ou en rétrocontrôle et la protection de la greffe ? Quelles sont les conséquences d'une contraction réflexe inadaptée ?

Peu d'auteurs ont publié au niveau international à ce sujet. On retiendra toutefois l'étude de Pope et al [51] et sa modélisation au niveau du ligament collatéral médial pour des skieurs. Pope établit une modélisation sous forme d'équation mathématique, dans le but de comprendre l'adaptation musculaire pour un mécanisme lésionnel en valgus. La rupture du ligament collatéral médial se produit au bout de 73.0 ms après l'accroche du ski au sol. Cet intervalle de temps est beaucoup trop faible pour que l'action musculaire en rétrocontrôle, ou biofeedback, ne puisse se mettre en place. Les premières bouffées myoélectriques se mettent en place au bout de 89 ms. Aucun réflexe de protection articulaire de type musculo-ligamentaire ne peut se produire à temps pour protéger le ligament collatéral médial des traumatismes. En revanche, une contraction musculaire réalisée en anticipation, ou feedforward, permet au muscle d'agir à temps. D'après Pope, dans la situation où un objet se situe à 1.9 m d'un skieur se déplaçant à une vitesse de 13m/s, le temps pour atteindre le danger est de 147 ms. Ce temps est identique au temps nécessaire pour mettre en place le feedforward et ainsi protéger l'articulation. En appliquant les différents résultats de ces travaux, il semblerait que les mécanismes de biofeedback ne permettent pas à eux seuls, une action musculaire adaptée pour stabiliser le genou. Pope met en évidence l'importance de l'action complémentaire des phénomènes de feedforward et de biofeedback dans la biomécanique articulaire.

Il est important de revenir sur le modèle de HILL modifié par Shorten afin de contextualiser les résultats de Pope, et comprendre les mécanismes de protection articulaires actifs au cours du drop jump. La performance réalisée lors du drop jump met en jeu, selon Horito et al [31], la Composante Élastique Série (CES), les propriétés contractiles des muscles concernés et le schéma moteur. Une performance optimale est obtenue par la contraction au préalable de la composante contractile, qui permet à la composante élastique série d'emmagasiner de l'énergie puis de la restituer. C'est la notion de raideur active. Cette notion est primordiale dans le phénomène de stabilisation active lors du drop jump. Elle permet d'emmagasiner l'énergie de la contrainte exercée, particulièrement en valgus, et de soulager d'une partie de l'énergie les autres éléments intervenant dans la stabilité du genou. Le feedforward permet d'augmenter la raideur

musculaire instantanée au moment du contact avec le sol permettant d'impacter les surfaces articulaires, de stabiliser l'articulation et d'accroître l'énergie emmagasinée par la CES qui sera restituée en énergie mécanique. L'action en rétrocontrôle des ischio-jambiers prise indépendamment n'est pas suffisante pour préserver l'intégrité de la greffe. En somme, le néotendon doit être assez solide pour absorber une partie des contraintes. L'opération chirurgicale modifie l'harmonie des ischio-jambiers : le corps musculaire du semi-tendineux est moins long et atrophié de 20% par rapport au biceps-fémoral dont la morphologie n'est pas modifiée [13]. Nos résultats sont en accord avec la littérature. La tension de la greffe est majoritairement liée à l'activité involontaire du biceps fémoral (coefficient de corrélation de 1, p-value 0.02) lui même ayant un rôle dans la stabilité rotatoire et le rappel antérieur du tibia sous le fémur.

Ces pré-requis justifient la mise en place du test du drop jump

Les épreuves de sauts ou "hop tests" évaluent la récupération globale du membre inférieur. Ils sont fonctionnels, fiables et reproductibles. Les épreuves de sauts sont capables de souligner les défauts de stabilité dynamique du genou et les capacités pliométriques du MI. [53, 54] Parmi tous les hop tests, le drop jump autorise l'étude des concepts de feedforward (anticipation) et de feedback (rétrocontrôle). Un drop jump unipodal est plus sensible qu'un drop jump bipodal et permet de mettre en évidence une asymétrie de stabilité entre les MI. [52, 30] Ce test a montré de moins bon résultats intergroupes et intragroupes en défaveur du GE. Nous avons constaté en revanche que les effets de la fatigue se faisaient ressentir chez l'ensemble des participants pour l'anticipation des ischio-jambiers (coefficient de corrélation < 0.5), et chez les sujets opérés pour la performance du saut (coefficient de corrélation de 0.28 contre 0.83 pour le groupe contrôle). Un lien entre le quadriceps et la performance du saut a pu être établi (coefficient de corrélation de 0.99, p-value de 0.09). Il est donc fort probable que la différence de performance entre les sauts soit liée au phénomène de fatigue musculaire du quadriceps [55], malgré que nous ne constatons globalement aucune répercussion sur l'activité électrique involontaire du quadriceps au moment de la réception (coefficient de reproductibilité proche de 0.8 pour le RF et le VL), excepté pour le VM (coefficient de reproductibilité de 0.55). La complémentarité des outils d'évaluation a un rôle

prépondérant dans l'évaluation des propriétés biomécaniques et neurophysiologiques des muscles du genou. L'évaluation isocinétique, la laximétrie et l'électromyographie appliquée au drop jump sont des paramètres légitimes et importants pour suivre la récupération musculaire des plasties du LCA.

Analyse des résultats : techniques d'évaluation couramment mise en place dans la littérature

Pour s'assurer du niveau de récupération du MI opéré, une batterie de tests est administrée à l'ensemble des sujets des deux groupes : une évaluation isocinétique, une évaluation isométrique, un test de laximétrie et un examen clinique. Le groupe expérimental a bénéficié d'une plastie du LCA datant d'en moyenne 14 mois. Au vue du délai post opératoire, de la récupération musculaire et en l'absence de signe clinique, les sujets sont autorisés à retrouver une activité sportive en compétition. L'examen clinique nécessite une évaluation de l'œdème pour ne pas biaiser les résultats. Un épanchement intra-articulaire important peut être à l'origine d'un spasme musculaire de défense ou d'une inhibition musculaire. [56] Le tableau objectif de l'état fonctionnel du genou décrit par les sujets est "bon" selon les critères d'évaluation du Lysholm score (score de 80.3/100). Le Tegner activity level scale nous révèle que le niveau d'activité des sujets est similaire au niveau préopératoire (6.67 en post opératoire contre 7 en préopératoire).

Dans l'ensemble, le quadriceps et les ischio-jambiers ont récupéré respectivement 80% et 100% de leurs capacités contractiles. La littérature reporte une force des ischio-jambiers avoisinant 95%, toutes vitesses confondues. A 14 mois post opératoire la récupération des ischio-jambiers est plus importante par rapport aux données internationales. Cependant la récupération du quadriceps est inférieure aux données retrouvées (85 à 95%). La force musculaire est satisfaisante chez les sujets opérés, tant dans l'aspect de la symétrie entre les deux membres inférieurs que dans l'harmonie des différents groupes musculaires. Le rapport ischio-jambiers/quadriceps doit être de 0.6 pour une vitesse de 60°/s. Le rapport musculaire des sujets opérés se rapproche plus de cette norme que les sujets non opérés (respectivement 0.65 et 0.50).

L'évaluation isocinétique présente un mouvement analytique, stéréotypé et ne reflète pas les conditions environnementales de la physiologie musculaire. La force musculaire évaluée lors du bilan isocinétique n'est pas un paramètre transcendant pour

la récupération de la performance du MI. Nous ne pouvons pas conclure quant à l'implication ou non des phénomènes neuronaux dans la récupération musculaire relatée.

Devenir du site de prélèvement et évolution de la greffe prélevée sur le semi-tendineux

La littérature internationale a largement investi l'évolution de la force musculaire qualitative après la RLCA. Néanmoins, peut-on mettre en relation la récupération des différents paramètres de contractilité musculaire avec l'évolution des modifications anatomiques, morphologiques et biomécaniques du greffon prélevé sur le semi-tendineux ? Eriksson et al.[16] étudie en 2001 la repousse tendineuse à partir de 6 mois. La repousse est constatée dans 75% des cas. Eriksson constate également que le tendon présente des caractéristiques semblables au tendon d'origine, avec une variation de sa réinsertion. Ainsi, un "néotendon" est observé de façon quasi systématique avec des caractéristiques aléatoires, dont il est à ce jour difficile de quantifier l'utilité biomécanique. [57]

La greffe tendineuse suit un processus de ligamentisation permettant au greffon d'acquérir totalement les caractéristiques du LCA sain à 3 ans post opératoire. La tension du transplant est objectivée par les tests de laximétrie, c'est pourquoi l'ensemble des sujets est soumis à un test de laxité sur le GNRB[®]. Le déplacement antérieur moyen du tibia sous le fémur est de 4 mm pour le GE et 0.1 mm pour le GC, la valeur seuil étant 3 mm [36 à 39]. Seulement un des sujets opérés présente une laxité de 7.8 mm. Le greffon présente une différence de longueur plus importante que le LCA des sujets sains pour une même contrainte de 250 newton, mais la valeur moyenne des sujets opérés n'est pas représentative de l'ensemble du groupe.

Méthode d'exploration des mécanismes intra et inter musculaires

Notre étude est une des rares études décrivant les paramètres neurophysiologiques au cours d'une épreuve pliométrique dans le cadre de la RLCA. L'étude de l'anticipation musculaire et de l'activité électrique au moment de l'impact au sol permet de comprendre parfaitement la stratégie de la contraction musculaire au

cours du drop jump. Le feedforward améliore l'état de pré-tension des muscles dans le but d'amortir les contraintes sur le genou. Les muscles s'activent en moyenne 100 à 150 ms avant le contact avec le sol, ce qui est en accord avec le délai souligné dans la littérature. [31][51] Contre toute attente, nous n'avons pas établi de lien entre le début de l'anticipation et l'intensité de la contraction au moment de la réception (p -value > 0.05).

Stratégie de recrutement intra et inter musculaire au moment de l'impact au sol

L'activité EMG du quadriceps et des ischio-jambiers nous donne un indice sur la force produite par ces muscles. Les stratégies de contraction musculaire dépendent du schéma moteur pré établi par le cerveau ce qui explique en partie les différences (non significatives, p -value > 0.05) entre les côtés dominant et non dominant du groupe contrôle malgré une force musculaire équivalente. [31] L'activité musculaire au moment de la réception doit être suffisante pour emmagasiner l'énergie de la chute au moment de l'impact au sol (t_1). Dans un second temps la raideur du système musculaire permet de restituer cette énergie en énergie mécanique nécessaire à la stabilisation active du genou mais aussi à la réalisation d'une performance sportive plus importante. Commençons par étudier cette activité muscle par muscle : l'activité électrique du MI opéré comparée au groupe contrôle est plus importante pour le droit fémoral et le biceps fémoral (respectivement 50% et 35.3%, p -value de 0.06) alors que l'activité du vaste médial, du vaste latéral et du semi-tendineux est plus faible (respectivement 36.5%, 20.6% et 29.6%, p -value de 0.06). Au total, l'activité involontaire globale du quadriceps et des ischio-jambiers du MI opéré est diminuée respectivement de 9.6% et 57.2% par rapport au côté dominant. A présent d'un point de vue inter musculaire, nous avons étudié l'équilibre entre l'activité électrique moyenne des ischio-jambiers et du quadriceps. L'activité moyenne des ischio-jambiers correspond à l'activité du semi-tendineux et du biceps fémoral. L'activité moyenne du quadriceps correspond à l'activité du vaste médial, du vaste latéral et du droit fémoral. Le rapport de l'activité involontaire ischio-jambiers/quadriceps est largement diminué (0.28 après l'opération contre 0.60 pour les sujets sains). Bien que la rééducation post opératoire a permis aux patients de retrouver un rapport de force de meilleure qualité que le groupe contrôle, l'intensité de la contraction involontaire n'est plus du tout harmonieuse avec un

quadriceps hyperactif. Des modifications néfastes pour la plastie persistent donc à long terme tant dans l'intensité de la contraction que la co-activation des différents groupes musculaires.

La récupération des muscles du genou après l'opération chirurgicale est incomplète : la force des ischio-jambiers est satisfaisante mais n'est plus en lien avec le contrôle involontaire de la contraction (p-value > 0.05). Le contrôle des ischio-jambiers semble pourtant plus subtile que le contrôle du quadriceps. Dans la série de participants sains nous avons remarqué que des ischio-jambiers de bonne qualité sont à la fois forts et coordonnés (coefficient de corrélation de 0.99, p-value de 0.05). Cela est moins prégnant pour le quadriceps (p-value > 0.05). Le mode de contraction musculaire, volontaire et involontaire, suit une évolution distincte. La récupération mesurée par une machine isocinétique seule n'est donc pas un paramètre suffisant permettant de suivre la réathlétisation du MI et la récupération de la performance sportive.

Les sujets expérimentaux ont retrouvé leur niveau d'activité sportive et professionnelle pré opératoire, récupéré une force musculaire suffisante et décrivent leur genou comme fonctionnellement stable. L'évaluation isocinétique et les questionnaires de Lysholm et Tegner concordent pour la réussite de l'opération et le succès de la rééducation. L'exploration intra et inter musculaire sur électromyogramme apporte de nouvelles informations. Les muscles s'activent au bon moment mais la stratégie d'activation au moment de l'impact est modifiée. La faiblesse musculaire résulte de l'association de paramètres de force brute et de paramètres neuromusculaires impliquant des boucles de régulations neurologiques, dont l'influence reste floue et imprécise après une plastie de type DT4. Les résultats de cette étude préliminaire conforte l'idée que la récupération musculaire comporte des enjeux neuronaux nécessaires pour la rééducation biomécanique du genou. Cette première étude établit les bases nécessaires à l'exploration des paramètres neuromusculaires dans la biomécanique articulaire du genou après une plastie de type DT4.

Limites de l'étude et perspectives futures

Le manque de visibilité sur le protocole de rééducation post opératoire suivi par les sujets complique la mise en place d'un groupe expérimental homogène. La

rééducation relatée par les patients est basée sur un protocole standard. La mise en place d'un protocole accéléré n'aurait pas influencé les résultats : le Lysholm score, le Tegner Activity Level, la laxité de la greffe et la force musculaire sont équivalents aux résultats d'un protocole standard à 12 mois post opératoire. [58 à 64] L'incertitude de la valeur issue de la comparaison de l'activité musculaire involontaire et volontaire dans la situation d'opération est incertaine. La valeur p s'en trouve fortement impactée. Les prochaines études ne pourront donc pas se baser sur la comparaison de ces deux valeurs afin en déduire des résultats significatifs pour des sujets opérés. Le temps entre le traumatisme et l'opération chirurgicale n'a pas été homogénéisé, mais ce délai n'entraîne pas d'effet négatif à un an post opératoire. [65] L'application de notre méthode d'analyse sur une cohorte d'individus plus importante serait efficace pour en déduire des résultats significatifs. La prochaine étape de ce projet est donc d'appliquer cette méthode d'analyse sur une cohorte d'individus plus importante.

V. Conclusion

L'évaluation de la récupération de la force musculaire à l'aide d'un dynamomètre isocinétique n'a pas permis de suivre la qualité du système musculaire dans les suites des RLCA. Les paramètres isocinétiques concluent que la force musculaire des sujets opérés est au moins égale à la force des sujets asymptomatiques. L'analyse du drop jump révèle que les stratégies de recrutement neuromusculaires sont affectées à 14 mois post opératoire. Les muscles du genou se contractent assez tôt, mais l'intensité et l'harmonie de la contraction au moment de la réception est différente des sujets sains. D'autre part l'activité involontaire des ischio-jambiers n'est plus en lien avec la contraction volontaire des différents groupes musculaires mesurée par le dynamomètre isocinétique. Finalement, à la question de recherche initiale « *L'évaluation de la récupération de la force musculaire à l'aide d'un dynamomètre isocinétique est-elle corrélée avec la récupération des propriétés neurophysiologiques des muscles du genou ?* », en se basant sur les différents paramètres notre protocole d'analyse, la réponse est négative. Nos résultats suggèrent clairement l'efficacité de la combinaison de ces outils d'évaluations dans l'exploration des stratégies neuromusculaires au sein de la biomécanique articulaire.

Références bibliographiques

[1] Critère de suivi en rééducation et d'orientation en ambulatoire ou en soin de suite ou de réadaptation après ligamentoplastie du croisé antérieur du genou. HAS. Janvier 2008

[2] Freeman MAR. Treatment of ruptures of the lateral ligament of the ankle . The journal of bone and joint surgery. November 1965 ; Vol. 47 B, No. 4

[3] Vadala A, Iorio R, De Carli A, Argento G, Di Sanzo V, Conteduca F, Ferretti A. The effect of accelerated, brace free, rehabilitation on bone tunnel enlargement after ACL reconstruction using hamstring tendons: a CT study. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2007 ; 15:365–371.

[4] Telianidis S, Perraton L, Clark RA, Pua YH, Fortin K, Bryant AL. Diminished sub-maximal quadriceps force control in anterior cruciate ligament reconstruction patients is related to quadriceps and hamstring muscle dyskinesia. Journal of electromyographie and kinesiology 24 (2014) 513-519

[5] Yosmaoglu HB, Baltaci G, Ozer H, Atay A. Effects of additional gracilis tendon harvest on muscle torque, motor coordination, and knee laxity in ACL reconstruction. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2011 ; 19:1287–1292

[6] Ardern CL, Webster KE, Taylor NF, Feller JA. Hamstring strength recovery after hamstring tendon harvest for anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison between graft types. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery. April 2010 ; Vol 26, No 4 : pp 462-469

[7] Ardern CL, Kate E. Webster. Knee flexor strength recovery following hamstring tendon harvest for anterior cruciate ligament reconstruction : a systematic review. Orthopedic Reviews. 2009 ; Vol 1:e12

[8] Burks RT, Crim J, Fink BP, Boylan DN, Greis PE. The effects of semitendinosus and gracilis harvest in anterior cruciate ligament reconstruction. Arthroscopy : The journal of arthroscopic and related surgery, Vol 21, No 10. October, 2005 : pp 1177-1185

[9] Kim SG, Kurosawa H, Sakuraba K, Ikeda H, Takazawa S, Seto H, Ishijima M. Analysis of the risk factors regarding anterior cruciate ligament reconstruction using multiple-looped semitendinosus tendon. The Knee 12. 2005 ; 366–369

[10] Ohkoshi Y, Inoue C, Yamane S, Hashimoto T, and Ishida R. Changes in Muscle Strength Properties Caused by Harvesting of Autogenous Semitendinosus Tendon for Reconstruction of Contralateral Anterior Cruciate Ligament. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, Vol 14, No 6. September 1998 : pp 580–584

[11] Barenius B, Webster WK, McClelland J, Feller J. Hamstring tendon anterior cruciate ligament reconstruction: does gracilis tendon harvest matter? International Orthopaedics (SICOT). 2013 37:207–212

[12] Nakamura N, Horibe S, Sasaki S, Kitaguchi T, Tagami M, Mitsuoka T, Toritsuka Y, Hamada M, Shino K. Evaluation of Active Knee Flexion and Hamstring Strength After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Hamstring Tendons. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, Vol 18, No 6. July-August 2002: pp 598–602

- [13] Konishi Y, Fukubayashi T. Relationship between muscle volume and muscle torque of the hamstrings after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Science and Medicine in Sport* 13. 2010 101–105
- [14] Gobbi A, Tuy B, Mahajan S, Panuncialman I. Quadrupled Bone-Semitendinosus Anterior cruciate Ligament Reconstruction : A clinical Investigation in a group of Athletes. *Arthroscopy : The journal of arthroscopic and related Surgery*. Vol 19, No 7. September 2003: pp 691-699
- [15] Kramer J, Nusca D, Dagger D, Fowler P; Bogaert MA, Dagger, MA. Knee flexor and extensor strength during concentric and eccentric muscle actions after anterior cruciate ligament reconstruction using the semitendinosus tendon and ligament augmentation device. *The American Journal of Sports Medicine*. 1993 Vol. 21, No. 2.
- [16] Eriksson K, Hamberg P, Jansson E, Larsson H, Shalabi A, Wredmark T. Semitendinosus Muscle in Anterior Cruciate Ligament Surgery: Morphology and Function. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*. Vol 17, No 8. October 2001: pp 808–817
- [17] Keaysa SL, Bullock-Saxtona J, Keaysb AC, Newcombec P. Muscle strength and function before and after anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus and gracilis. *The Knee* 8. 2001 ; 229-234.
- [18] Konishi Y, Ikeda K, Nishino A, Sunaga M, Aihara Y, Fukubayashi T. Relationship between quadriceps femoris muscle volume and muscle torque after anterior cruciate ligament repair. *Scandinavian Journal Medicine and Science in Sports*. 2007 ; 17: 656–661

[19] Dauty M, Tortelier L, Huguet D, Potiron-Josse M, Dubois C. Consequences of pain on isokinetic performance after anterior cruciate ligament reconstruction using a semitendinosus and gracilis autograft. *Revue de chirurgie orthopédique*. 2007 ; Vol 15, No6.

[20] Gobbi A, Domzalski M, Pascual J, Zanazzo M. Hamstring anterior cruciate ligament reconstruction : is it necessary to sacrifice the gracilis ? *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, Vol 21, No 3. March 2005 : pp 275-280

[21] Stephen A. Wasilewski D, David JC, Sharon C. Effect of surgical timing on recovery and associated injuries after anterior cruciate ligament reconstruction. *The American journal of sports medicine*, Vol 21 N3 1993

[22] Vernon JC, Kathleen TD, and Thomas DR. Quadrupled Semitendinosus Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: 5-Year Results in Patients Without Meniscus Loss. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*. Vol 17, No 8. October 2001: pp 795–80

[23] Nomura Y, Kuramochi R, Fukubayashi T. Evaluation of hamstring muscle strength and morphology after anterior cruciate ligament reconstruction *Scand J Med Sci Sports* 2014

[24] Garrandes F, Colson SS, Parisaux J-M, Legros P. Knee Isometric Torque and Electromyographic Specificities After Semitendinosus and Gracilis Hamstrings Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, Am J Phys Med Rehabil*. February 2006;85:127–134.

[25] Kılınç BE, Kara A, Camur S, Oc Y, Celik H. Isokinetic dynamometer evaluation of the effects of early thigh diameter difference on thigh muscle strength in patients undergoing anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring tendon graft. *Journal of exercise rehabilitation*, 2015 ; 11(2):95-100

[26] Araujo Ribeiro Alvares JB, Rodrigues R, de Azevedo Franke R, da Silva BG, Pinto RS, Vaz MA, Baroni BM. Inter-machine reliability of the Biodex and Cybex isokinetic dynamometers for knee flexor/extensor isometric, concentric and eccentric tests. *Physical Therapy in sport* 16. 2015 ; 59-65.

[27] Królikowska A, Czamara A, Kentel M. Does Gracilis Tendon Harvest During ACL Reconstruction with a Hamstring Autograft Affect Torque of Muscles Responsible for Shin Rotation? *Medical science monitor*, 2015; 21: 2084-2093

[28] Croiser JL, Malnati M, Reichard LB, Peret C, Dvir Z. Quadriceps and hamstring isokinetic strength and electromyographic activity measured at different ranges of motion : A reproducibility study. *Journal of electromyography and kinesiology* 17. 2007 ; 484–492.

[29] Ortiz A, Capo-Lugo CE, Venegas-Rios HL. Biomechanical Deficiencies in Women with Semitendinosus-Gracilis Anterior Cruciate Ligament Reconstruction During Drop Jumps. 2014 by the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation. Vol. 6, 1097-1106. December 2014.

[30] Pappas E, Hagins M, Sheikhzadeh A, Nordin M, and Rose D. Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: Gender differences. *Clinical Journal of Sport Medicine*. Jul ; 17:263-8. August 2007.

[31] Horita T, Komi PV, Nicol C, Kyrolainen H. Interaction between pre-landing activities and stiffness regulation of the knee joint musculoskeletal system in the drop jump: implications to performance. *Eur J Appl Physiol*. June 2002 ; 88: 76–8

[32] Ortiz A, Olson S, Libby CL, Trudelle-Jackson E, Kwon YH, Etnyre B, and Bartlett W. Landing Mechanics Between Noninjured Women and Women With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction During 2 Jump Tasks. *Am J Sports Med*. 2008 January ; 36(1): 149–157.

[33] Peng HT, Kernozek TW, Song CY. Quadriceps and hamstring activation during drop jumps with changes in drop height. *Physical Therapy in Sport* 12 (2011)

[34] Surface EMG for non-invasive assessment of muscles. (page consultée le 10/04/15). SENIAM, [en ligne]. <http://www.seniam.org/>

[35] Genourob (page consultée le 10/04/15). Automatic Dynamic Laximetry, [en ligne]. <http://www.genourob.com/fr/reeducation/13-reeducation/56-entre-le-2eme-et-3eme-mois-effectuer-un-test-au-gnr-b-a-134-n-.html>

[36] Collette M, Courville J, Forton M, Gagniere B. Objective evaluation of anterior knee laxity; comparison of the KT-1000 and GNRB_ arthrometers. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 10 January 2012

[37] Robert H, Nouveau S, Gageot S, Gagnière B. Nouveau système de mesure des laxités sagittales du genou, le GNRB®. Application aux ruptures complètes et incomplètes du ligament croisé antérieur. *Revue de chirurgie orthopédique et traumatologique*. 2009 ; 95, 207—213

[38] Lefevre N, Bohu Y, Naouri JF, Klouche S, Herman S. Validity of GNRB_ arthrometer compared to TelosTM in the assessment of partial anterior cruciate ligament tears. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 22 january 2013

[39] Vauhnik R, Perme MP, Barcellona MG, Rugelj D, Morrissey MC, Sevsek F. Robotic knee laxity testing: Reliability and normative data. *The Knee* 20 (2013) 250–255

[40] Bryant AL, Clark RA, Pua YH. Morphology of Hamstring Torque-Time Curves following ACL Injury and Reconstruction: Mechanisms and Implication. *Journal of Orthopaedic Research*, June. 2011 ; 29:907–914

[41] Cvjetkovic DD, Bijeljac S, Palija S, Talic G, Radulovic TN, Kosanovic MG, Manojlovic S. Isokinetic Testing in Evaluation Rehabilitation Outcome After ACL Reconstruction. *Med Arh*. Feb 2015 ; 69(1) : 21-23

[42] Karanikas K, Arampatzis A, Brüggemann GP. Motor task and muscle strength followed different adaptation patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2009 ; Vol. 45 - No. 1, 37-45

[43] Cho S, Muneta T, Ito S, Yagishita K, and Ichinose S. Electron microscopic evaluation of two-bundle anatomically reconstructed anterior cruciate ligament graft. *Journal of Orthopaedic Science*. 2004 ; 9:296–301.

[44] Muneta T, Koga H, Morito T, Yagishita K, Sekiya I. A retrospective study of the midterm outcome of two-bundle anterior cruciate ligament reconstruction using quadrupled semitendinosus tendon in comparison with one-bundle reconstruction. *Arthroscopy : the journal of arthroscopic and related surgery*, Voll 22, N3 (march) 2006 pp 252-258

[45] Muneta T, Koga H, Mochizuki T, Ju YJ, Hara K, Nimura A, Yagishita K, Sekiya I. A prospective randomized study of 4-strand semitendinosus tendon anterior cruciate ligament reconstruction comparing single-bundle and double-bundle techniques. *Arthroscopy : The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, Vol 23, No6 (june). 2007 ; pp 618-628

[46] Karimi-Mobarakeh M, Mardani-Kivi M, Mortazavi A, Saheb-Ekhtiari K, Hashemi-Motlag K. Role of gracilis harvesting in four-strand hamstring tendon anterior cruciate ligament reconstruction: a double-blinded prospective randomized clinical trial. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2015 23:1086–1091

[47] Koga H, Muneta T, Yagishita K, Watanabe T, Mochizuki T, Horie M, Nakamura T, Otabe K, Sekiya I. Mid- to Long-term Results of Single-Bundle Versus Double-Bundle Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Randomized Controlled Trial. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*. Vol 31, No 1. January 2015: pp 69-76

[48] Buchner M, Schmeer T, Schmitt H. Anterior cruciate ligament reconstruction with quadrupled semitendinosus tendon - minimum 6 year clinical and radiological follow-up. *The Knee* 14. 2007 ; 321–327.

[49] Di Stasi S, Myer GD, Timothy EH. Neuromuscular Training to Target Deficits Associated With Second Anterior Cruciate Ligament Injury. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2013 ; November ; 43(11): 777–11.

[50] Billuart F., Chanussot JC. Les mécanismes de protection articulaire : application en kinésithérapie. *KS*. novembre 2003 n°438

[51] Pope MH, Johnson RJ, Brown DW, Tighe C. The role of the musculature in Injuries to the medial collateral ligament . *The journal of bone and joint surgery*, 1979 ; Vol. 61-A, No. 3.

[52] Vairo GL, Myers JB, Sell TC, Fu FH, Harner CD, Lephart SM. Neuromuscular and biomechanical landing performance subsequent to ipsilateral semitendinosus and gracilis autograft anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*.2008;16:2–14

[53] Kuenze CM, Foot N, Saliba SA, Hart JM. Drop-Landing Performance and Knee-Extension Strength After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of Athletic Training*. 2015 ; 50(6):596–602

[54] Thonnard JL, Bragard D, Willems A, and Plaghki L. Stability of the Braced Ankle. *The american journal of sports medicine*. 1996 ; Vol. 24, No. 3

[55] Mattacola CG, Perrin DH, Gansneder BM, Joe HG, Ethan NS, Frank CM. Strength, Functional Outcome, and Postural Stability After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of Athletic Training* 2002 ; 37(3):262–268.

- [56] Ferrell WR, Wood L, Baxendale RH. The effect of acute joint inflammation on flexion reflex excitability in the decerebrate, low-spinal cat. *Quarterly Journal of Experimental Physiology*, 1988 ; 73, 95-102
- [57] Janssen RPA, van der Velden MJF, Pasmans HLM, Sala HAGM. Regeneration of hamstring tendons after anterior cruciate ligament reconstruction . *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2013 ; 21:898–905
- [58] Dragicevic-Cvjetkovic D, Jandric S, Bijeljic S, Palija S, Manojlovic S, Talic G. The Effects of Rehabilitation Protocol on Functional Recovery After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Med Arh.* 2014 Oct; 68(5): 350-352
- [59] Muneta T, Sekiya I, Yagishita K, Ogiuchi T, Yamamoto H, and Shinomiya K. Two-Bundle Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament Using Semitendinosus Tendon With Endobuttons: Operative Technique and Preliminary Results. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery.* Vol 15, No 6 September, 1999 : pp 618–624
- [60] Jesse CC, Laura RG, and Hugh SW. The Effects of Early Aggressive Rehabilitation on Outcomes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Autologous Hamstring Tendon: A Randomized Clinical Trial. *Journal of Sport Rehabilitation.* 2013 ; 22, 191-201.
- [61] Lee JC, Kim JY, Park GD. Effect of 12 Weeks of Accelerated Rehabilitation Exercise on Muscle Function of Patients with ACL Reconstruction of the Knee Joint. *J. Phys. Ther. Sci.* Vol. 25, No. 12, 2013.

[62] Kinikli GI, Yuksel I, Baltaci G, Atay OA. The effect of progressive eccentric and concentric training on functional performance after autogenous hamstring anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized controlled study. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2014;48(3):283-289

[63] Biernat R, Woosiewicz M, Tomaszewski W. A protocol of rehabilitation after ACL reconstruction using a hamstring autograft in the first month after surgery – a preliminary report. *MEDSPORTPRESS*. 2007 ; 2(6); Vol. 9, 178-186

[64] Bruce DB, Braden CF, Robert JJ, Claude EN, Per AR, and Malcolm HP. Anterior Cruciate Ligament Strain Behavior During Rehabilitation Exercises In Vivo. *The American Journal of Sport Medicine*. 1995 ; Vol.23, No. 1.

[65] Meighan AAS, Keating JF, Will E. Outcome after reconstruction of the anterior cruciate ligament in athletic patients. *J Bone Joint Surg [Br]*. May 2003 ; VOL. 85-B, No. 4.

Table des annexes

Annexe I : Lysholm Score

Annexe II : Tegner Activity Level Scale

Annexe III : Récupération de la force musculaire isocinétique des ischio-jambiers après une reconstruction du LCA par prélèvement du semi tendineux seul

Annexe IV : Evaluation isométrique aux positions angulaires les plus couramment utilisées pour une reconstruction du LCA par prélèvement des ischio-jambiers selon la littérature internationale

Annexe V : Récupération de la force musculaire isocinétique du quadriceps après une reconstruction du LCA par prélèvement du Semi tendineux +/- Gracile

Annexe VI : Placement des capteurs selon les recommandations de SENIAM

Annexe VII : Stratégie de recherche bibliographique

Annexe VIII : Analyse des données EMG

Annexe I : LYSHOLM SCORE

SCORE FONCTIONNEL DE LYSHOLM

Ce questionnaire permet de dresser le tableau objectif de l'état fonctionnel du genou décrit par des patients ayant bénéficié d'une ligamentoplastie du ligament croisé antérieur.

Date : Côté opéré : D ou G

NOM prénom : Praticien :

Instabilité

Jamais de déroboement = 25 En exercice, rarement = 20 En exercice, fréquemment =15
Occasionnel, vie courante =10 Souvent, vie courante =5 A chaque pas = 0

Douleur

Jamais =25 En exercice, modéré =20 En exercice, importante= 15
Marche>2km, importante =10 Marche<2km, importante =5 Constante = 0

Blocage

Jamais = 15 Accrochage sans blocage 10 Blocage occasionnel = 6
Blocage fréquent = 2 Blocage aigu à l'examen = 0

Gonflement

Jamais =10 Lors d'exercices intenses =6 Lors d'une activité courante = 2 Constant=0

Escaliers

Pas de gêne = 10 Léger handicap = 6 Une marche à la fois = 2 Impossible=0

Accroupissement

Pas de gêne = 5 Léger handicap = 4 Pas plus de 90° =2 Impossible=0

Boiterie

Aucune =5 Modérée ou occasionnelle =3 Sévère et constante =0

Canne

Jamais = 5 En permanence = 2 Station debout impossible = 0

SCORE LYSHOLM = TOTAL :

0 à 64 points = MAUVAIS

65 à 83 points = MOYEN

84 à 100 points = BON / EXCELLENT

SCORE INITIAL :

le :

SCORE FINAL :

le :

Événements significatifs pendant le traitement	Date
Ablation de plâtre ou autre contention rigide	
Ablation d'attelle	
Recherche de gain d'amplitude autorisée	
Reprise d'appui Partiel	
Reprise d'appui Total	

Satisfaction du patient :

COMMENTAIRES :

Annexe II : TEGNER ACTIVITY LEVEL SCALE

TEGNER ACTIVITY LEVEL SCALE

Date :
NOM prénom :

Côté opéré : D ou G
Praticien :

Indiquez dans l'espace au-dessous le niveau d'activité LE PLUS ELEVE AVANT VOTRE TRAUMATISME et le niveau le plus élevé dont vous êtes capable ACTUELLEMENT.

AVANT LE TRAUMATISME: Niveau _____ ACTUELLEMENT: Niveau _____

Niveau 10	Sport en compétition- ballon, football, rugby (national)
Niveau 9	Sport en compétition- ballon, football, rugby (division plus basse), hockey sur glace, lutte, gymnastique, basketball
Niveau 8	Sport en compétition- tennis, racketball ou bandy, squash ou badminton, athlétisme sur piste ou sur terrain (ex saut), skie de descente
Niveau 7	Sport en compétition- tennis, course, course sur circuit automobile, handball Sport de loisir- avec ballon, football, rugby, bandy, hockey sur glace, basketball, squash, racquetball, course
Niveau 6	Sport de loisir- tennis et badminton, handball, racquetball, ski de descente, jogging à moins de 5 fois par semaine.
Niveau 5	Travail- travail physiquement difficile (ex construction) Sport en compétition- vélo, ski de fond, Sport de loisir- jogging sur terrain accidenté à moins de deux fois par semaine.
Niveau 4	Travail- travail physique mais modéré (ex conducteur de camion)
Niveau 3	Travail- légèrement physique (ex profession d'infirmier)
Niveau 2	Travail- légèrement difficile Marche sur terrain accidenté possible, mais impossible en portant un sac à dos ou d'effectuer faire une randonnée.
Niveau 1	Travail- sédentaire (ex secrétariat)
Niveau 0	Congés maladie ou pension d'invalidité à cause de problème de genou

ANTECEDENT CHIRURGICAL

Avez-vous eu une chirurgie supplémentaire au niveau du genou autre que celle accompli par le Dr. Van Driessche ?

Oui / Non

Si oui :

Quelle(s) est/sont la/les procédure(s) accomplie(s) ?

Quand la chirurgie a-t-elle été réalisée ?

Qui a accompli la chirurgie ?

ANNEXE III : Récupération de la force musculaire isocinétique des ischio-jambiers après une reconstruction du LCA par prélèvement du semi tendineux seul

REFERENCES				CONCENTRIQUE				EXCENTRIQUE		
Auteur	Année	N°	Population	60°	90°	180°	300°	60°	90°	180°
				<i>3 mois post opératoire</i>						
<i>GOBBI et al.</i>	2003	[14]	80	81.3		81.7	81.7			
				<i>6 mois post opératoire</i>						
<i>GOBBI et al.</i>	2003	[14]	80	86,9		87,8	89,9			
<i>ERIKSSON et al.</i>	2001	[16]	16		90,38				80,58	
<i>KONISHI et al.</i>	2010	[13]	105	86,74		90,76				
<i>STEPHEN et al.</i>	1993	[21]	14	93.6		102.1				
				<i>12 mois post opératoire</i>						
<i>GOBBI et al.</i>	2003	[14]	80	91,9		90,9	92,8			
<i>KONISHI et al.</i>	2010	[13]	105	91,93		91,83				
<i>YOSMAOGLU et al.</i>	2011	[5]	23	91		93,3				
<i>STEPHEN et al.</i>	1993	[21]	14	93.2		96.9				
				<i>Au delà d'un an post opératoire</i>						
<i>STEPHEN et al.</i>	1993	[21]	14	96.5		93.6				
<i>KRAMER et al.</i>	1993	[15]	30	96,74		95,12		94,92		92,23
<i>NAKAMURA et al.</i>	2002	[12]	49	93,7		89,4		86,8		88,4
<i>ADERN et al.</i>	2010	[6]	20	102,9		111,7				
<i>VERNON et al.</i>	2001	[22]	20			92.9	97.7			

ANNEXE IV : Evaluation isométrique aux positions angulaires les plus couramment utilisées pour une reconstruction du LCA par prélèvement des ischio-jambiers selon la littérature internationale

REFERENCES						Groupe musculaire	POSITION ANGULAIRE			
Auteur	Année	N°	Population	Délais post opératoire	Plastie utilisée		30°	60°	90°	105°
<i>Ohkoshi et al.</i>	1998	[10]	25 DT4	12 mois	DT4	<i>Ischio-jambiers</i>	98.6	101.3	97	
					DT4	<i>Quadriceps</i>	96.2	101	108.9	
<i>ADERN et al.</i>	2010	[6]	20	30 mois	DIDT	<i>Ischio-jambiers</i>	89.4		76.2	72.5
					DT4	<i>Ischio-jambiers</i>	95		81.5	85.2
<i>Barenius et al.</i>	2013	[11]	30	36 mois	DT4	<i>Ischio-jambiers</i>			82.7	
					DIDT	<i>Ischio-jambiers</i>			82.6	

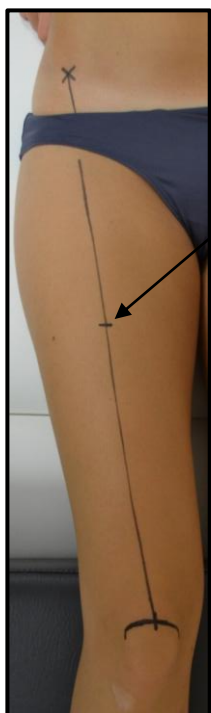
ANNEXE V : Récupération de la force musculaire isocinétique du quadriceps après une reconstruction du LCA par prélèvement du semi tendineux +/- gracile

REFERENCES					CONCENTRIQUE					EXCENTRIQUE	
Auteur	Année	N°	Population	Plastie utilisée	60°	90°	120°	180°	300°	60°	180°
					<i>Avant 6 mois</i>						
<i>GOBBI et al.</i>	2003	[14]	80	DT4 (3 mois)	77,2			84,8	87,9		
<i>DAUTY et al.</i>	2007	[19]	75	DIDT (4 mois)	66			82			
					<i>6 mois post opératoire</i>						
<i>GOBBI et al.</i>	2003	[14]	80	DT4	84,4			85,3	86,1		
<i>BURKS et al.</i>	2005	[8]	9	DIDT	68			87			
<i>KEYSA et al.</i>	2001	[17]	31	DIDT	90,1		94,8				
<i>DAUTY et al.</i>	2007	[19]	75	DIDT	77			81			
<i>ERIKSSON et al.</i>	2001	[16]	16	DT4		80,09					
<i>STEPHEN et al.</i>	1993	[21]	14	DT4	74.4			86.5			
					<i>1 an post opératoire</i>						
<i>GOBBI et al.</i>	2003	[14]	80	DT4	92,5			96,7	98,9		
<i>DAUTY et al.</i>	2007	[19]	75	DIDT	86			89			
<i>BURKS et al.</i>	2005	[8]	9	DIDT	91			91			
<i>KONISHI et al.</i>	2007	[18]	70	DT4	91,05			91,01			
<i>YOSMAOGLU et al.</i>	2011	[5]	23	DIDT	81,7			84,7			
<i>NAKAMURA et al.</i>	1993	[15]	49	DT4	90,1			88,4			
<i>NAKAMURA et al.</i>	1993	[15]	49	DT4	92.3			92.1			
					<i>Au delà d'un an post opératoire</i>						
<i>KIM et al.</i>	2005	[9]	63	DT4 (18 mois)	85/90						
<i>NAKAMURA et al.</i>	1993	[15]	49	DT4 (18 mois)	100.9			96.8			
<i>NAKAMURA et al.</i>	1993	[15]	49	DT4 (21 mois)	92,94			94,28		97,76	92,145
<i>VERNON et al.</i>	2001	[22]	20	(5 ans)				91.7	93.5		

**Annexe VI : Placement des capteurs selon les
recommandations de SENIAM**

Placement des capteurs

DROIT FEMORAL



$\frac{1}{2}$ de la ligne joignant :

- L'épine iliaque antéro-supérieure
- Le bord supérieur de la patella

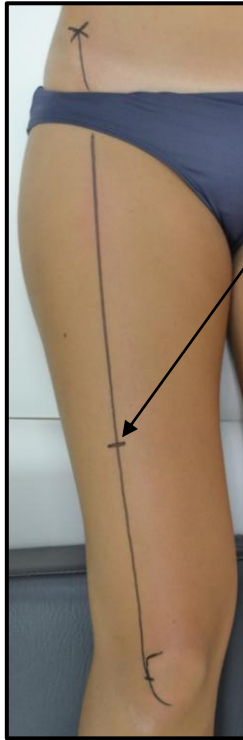
VASTE MEDIAL



80% de la ligne joignant :

- L'épine iliaque antéro-supérieure
- L'espace inter articulaire en avant du bord antérieur du ligament collatéral médial

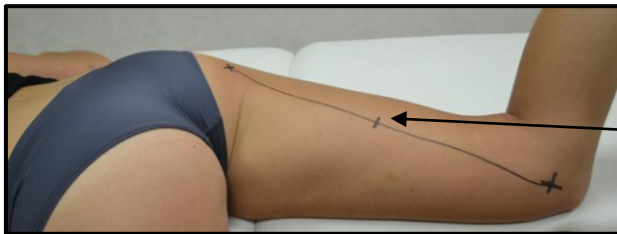
VASTE LATERAL



A 2/3 de la ligne joignant :

- L'épine iliaque antéro-supérieure
- Bord latéral de la patella

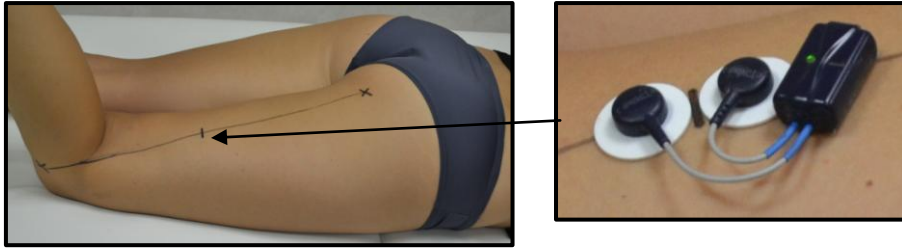
SEMI TENDINEUX



A la moitié de la ligne joignant :

- La tubérosité ischiatique
- L'épicondyle médial du tibia

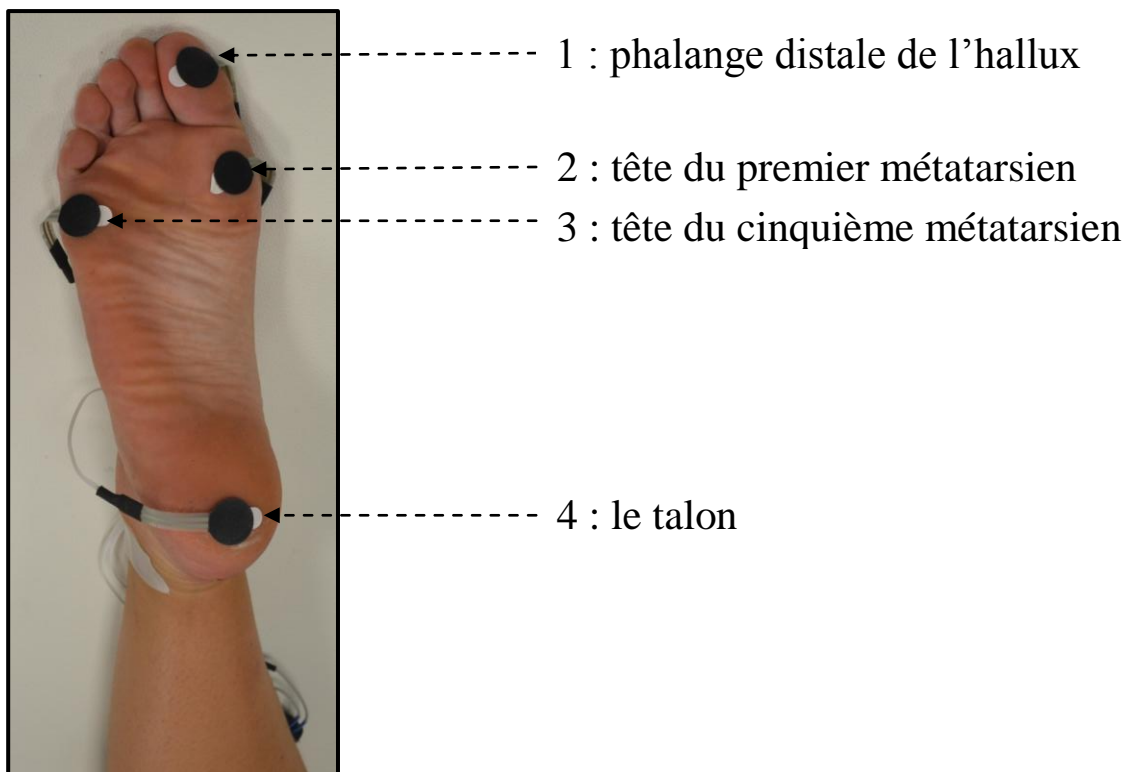
BICEPS FEMORAL



A la moitié de la ligne joignant :

- La tubérosité ischiatique
- L'épicondyle latéral du tibia

FOOTSWITCH



Annexe VII : Stratégie de recherche bibliographique

1. Base de données

Les recherches ont été conduites avec le moteur de recherche Pubmed utilisant la base de données Medline, entre avril 2015 et mai 2016. Une recherche rétrospective a été menée le premier mois, suivie par la mise en place d'une recherche prospective utilisant les mêmes mots clefs.

2. Mots clés utilisés

Mots clés utilisés pour les études sur la récupération musculaire :

- semitendinosus 4-strand ;
- auto graft OR hamstring harvest ;
- anterior cruciate ligament ;
- ligamentous reconstruction ;
- muscular impact ;
- strength ;
- impact ;
- modulation ;
- strenght recovery ;
- isokinetic assessment ;
- dynamometry ;
- reliability isokinetic strength measurement ;
- reliability validity measurement isokinetic ;
- isokinetic dynamometry ;
- surface electromyography ;
- Rehabilitation ;
- strengthening ;
- stiffening ;
- accelerated ;
- current ;
- electromyographic activity mesured.

Mots clés utilisés pour les études sur le Drop Jump :

- drop jump ;
- electromyographic ;
- knee ;
- ACL ;
- neuronal control.

Mots clés utilisés pour les études sur la posturologie :

- balance ;
- assessment ;
- knee ;
- ACLR.

Trois recherches distinctes ont été menées. Ces mots clés ont été couplés entre eux grâce aux connecteurs « AND » et « OR » et de la troncature « * » de façon à réaliser les trois formules suivantes :

- **Recherche concernant la récupération musculaire : 493**

(hamstring OR semitendinosus) graft (anterior cruciate ligament OR ligamentous reconstruction) AND (muscular OR strength OR recovery OR stiffening OR dynamometry OR electromyographic activity OR surface electromyography)*

- **Recherche concernant le Drop Jump : 66**

Drop jump AND electromyographic AND (knee OR ACL OR neuronal control) :

18

Anterior cruciate ligament reconstruction AND (unimodal OR drop OR vertical drop landings) : 48

3. Critères d'inclusions des articles

Etudes concernant la récupération musculaire :

- articles en anglais ;
- sujets humains ;
- autogreffe ;
- reconstruction du LCA par prélèvement des IJ (DT4 voir DIDT).

Drop Jump :

- Etudes sur sujets humains ;
- Articles de langue anglaise et française ;
- Articles portant sur l'EMG chez des sujets ayant subi une ligamentoplastie ou chez des sujets asymptomatiques.

4. Critères d'exclusions des articles

En première intention :

- prélèvement de type KJ ;
- pas de précision sur le type de greffe ;
- cadavres ;
- rupture du LCA non opéré ;
- Articles ne respectant pas la structure IMRAD.

En deuxième intention :

Analyse biomécanique et anatomique :

- analyse du type de fixation ;
- analyse du tunnel ;
- IRM DIDT.

Drop Jump :

- Articles qui présentent un autre test fonctionnel que le DJ.

5. Résultats

Les filtres suivants ont été appliqués : « Species : Humans », « Langages : English, French »

Les articles de moins de 10ans, d'un niveau de preuve scientifique ≤ 2 d'après l'HAS, et jugés cohérents ont ensuite été ajoutés aux articles retenus. En revanche, la recherche rétrospective de l'évolution de la force analytique sur machine isocinétique ne tient pas compte de la date de publication du moment que les critères d'inclusions et d'exclusions des patients sont identiques à ceux de notre l'étude.

- **Recherche concernant l'évaluation anatomique, morphologique et biomécanique : 195**
- **Recherche concernant le Drop Jump : 13**

6. Articles retenus

Au total, 58 articles ont été sélectionnés d'après la cohérence des titres et des résumés :

- **Recherche concernant l'évaluation musculaire : 52 articles sélectionnés**
- **Recherche concernant le Drop Jump : 4 articles sélectionnés**

Annexe VIII : Analyse des données EMG

Analyse des données EMG

L'analyse des données EMG représente une partie importante et fondamentale du projet. Pour répondre de façon pertinente à la problématique établie, deux signaux sont recueillis : celui du test de Force Maximale Isométrique (FMI) et celui du Drop Jump (DJ). L'analyse de l'activité musculaire n'est permise qu'une fois les signaux traités par un système d'exploitation informatique. La création de l'algorithme est nécessaire à l'exploitation des résultats, dont la finalité est de :

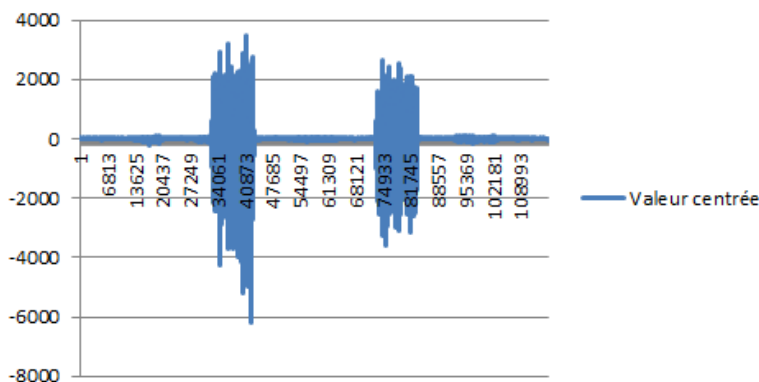
- déterminer l'intensité du signal au moment de la réception
- déterminer le début ou la fin de l'anticipation musculaire

Pour la compréhension de l'analyse musculaire pendant le Drop Jump, nous allons dégager les points essentiels de la réalisation de cet algorithme.

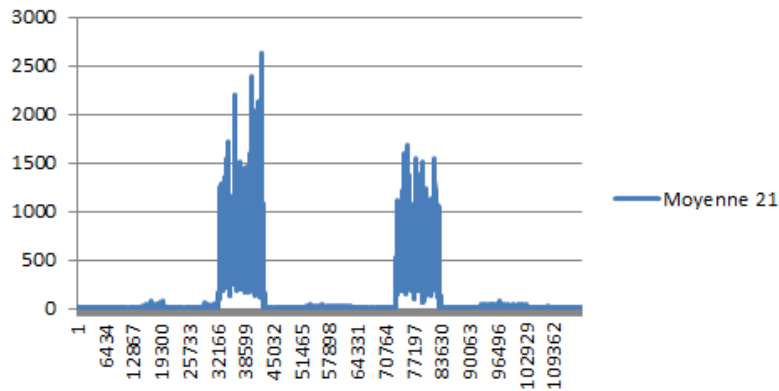
1. Traitement EMG du signal de base

Les deux signaux de bases (FMI et DJ) subissent un même traitement :

- Centrage de la ligne de base

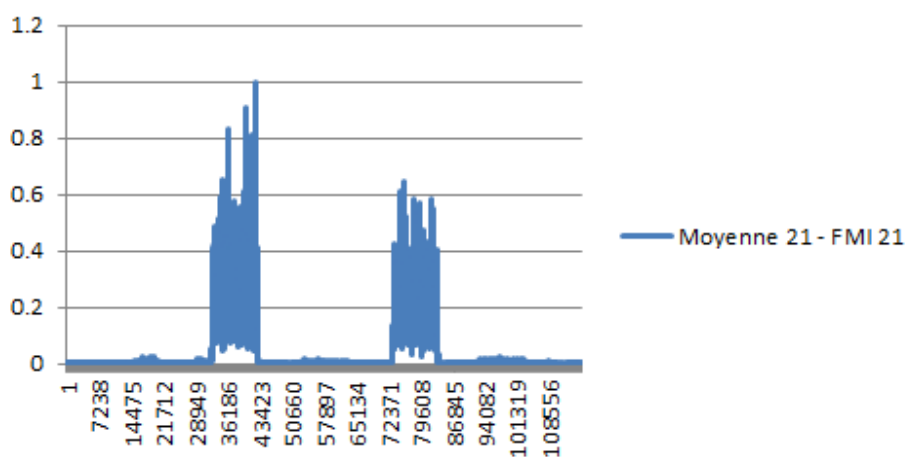


- Redressement et Lissage = le signal est lissé en appliquant une moyenne mobile à 21 échantillons, c'est-à-dire 10 échantillons avant et 10 échantillons après, soit 10ms.



La FMI permet d'obtenir l'activité maximale que peut produire le sujet. Elle nous sert de norme pour le signal du DJ. Cette valeur nous permet de normaliser le test de DJ (valeur de DJ / FMI) pour avoir une référence de tension maximale de l'EMG.

Le calcul de la FMI est réalisé avec 21 échantillons, soit 10ms. Le signal est ensuite normalisé avec la FMI. De cette façon, la valeur du signal varie entre 0 et 1, 1 correspondant à l'activité musculaire maximale.



Moyenne mobile à 21 échantillons et rectifiée, normalisée avec la FMI à 21 échantillons

2. Analyse EMG du Drop Jump

Après avoir centré, redressé et lissé le signal EMG en appliquant une moyenne mobile à 100Hz pour réduire le bruit, nous avons normalisé le signal du DJ avec la FMI. Sur cette même séquence, plusieurs instants clés représentés, correspondant au contact du pied au sol.

Les footswitchs sont des capteurs de contact qui nous indiquent que le pied du membre inférieur testé est en contact avec le sol. Ils nous permettent de recueillir des données temporelles (fréquence d'échantillonnage à 77Hz) en prenant comme référence la face plantaire de l'hallux. Des événements footswitchs sont mis en place sur la séquence EMG (fréquence d'échantillonnage à 2000Hz). Un saut regroupe plusieurs contacts au sol représenté par ces événements. Ces derniers sont regroupés par quatre :

- t_0 : perte de contact avec le plint
- t_1 : première réception
- t_2 : impulsion
- t_3 : seconde réception

Le signal est ensuite découpé suivant ces événements afin de simplifier l'analyse des données :

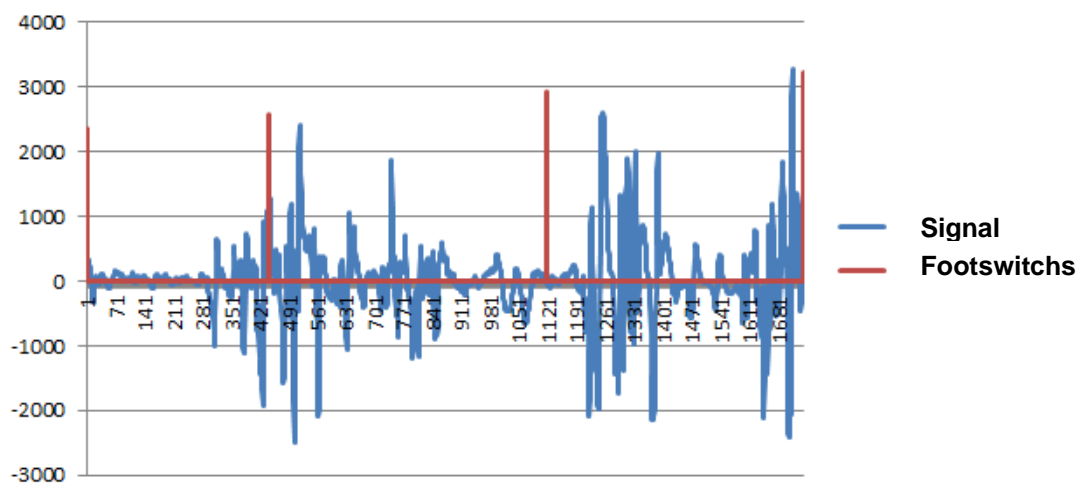
- a) t_0t_1 = chute du sujet de la hauteur du plint
- b) t_1t_2 = phase de contact au sol
- c) t_2t_3 = performance du saut

Plusieurs informations sont recherchées sur la séquence du DJ. Dans l'intervalle t_2t_3 : la plus grande valeur sur les quatre sauts, soit la meilleure performance pliométrique. Cette donnée nous permet de déterminer quel saut analyser parmi les quatre.

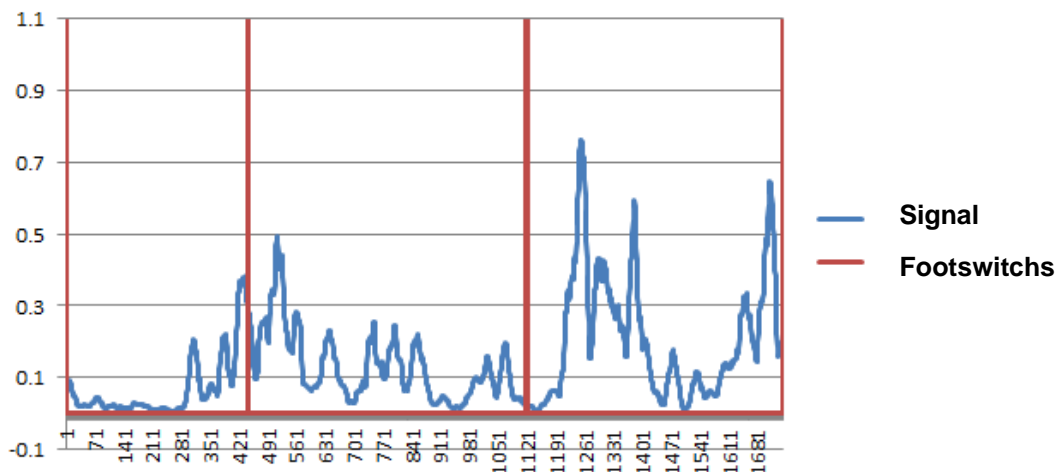
Dans l'intervalle t_0t_1 :

- l'activité musculaire à t_1 , soit au moment de la réception au sol.
- la valeur du point passant par 0.2. Cette activité correspond au début ou à la fin des bouffés électriques d'anticipation.

Il est nécessaire de différencier les signaux parasites du signal entre t_0t_1 et le signal d'anticipation. En vue des résultats et en l'absence de valeurs référencées au niveau internationale, 0.2 (soit 20% de la FMI) est une valeur seuil adaptée.



Drop Jump : Signal brut avec les évènements



Drop Jump : Signal traité normalisé avec la FMI

1. Intensité du signal au moment de la réception et Temps entre le début (ou la fin) de l'anticipation et la réception

Nous avons récolté la valeur de l'activité musculaire pour la première réception t_1 . Nous avons ensuite repris comme valeur seuil 0.2, puis nous nous sommes intéressés au dernier point passant par 0.2 dans l'intervalle t_0t_1 .

Par exemple pour la courbe précédente

- l'activité du vaste latéral est de 0.5uV à t_1
- l'anticipation musculaire débute 17.5ms +/- 7.5 avant t_1 .

En fonction de l'intensité de l'activité à t_1 , et de la valeur temporelle du dernier point passant par 0.05, nous en déduisons les stratégies de recrutement neuromusculaire lors de la réception du sujet au sol.

