

UFR Staps

Sciences & techniques
des activités physiques
et sportives

MASTER 2 EOPS

« Entraînement et Optimisation de la
Performance Sportive »

Année Universitaire 2020-2021

Titre du mémoire :

**Tolérance et efficacité d'un
entraînement à l'échec des ischio-
jambiers après reconstruction du
ligament croisé antérieur**

Présenté et soutenu publiquement

le 18/06/2021 par :

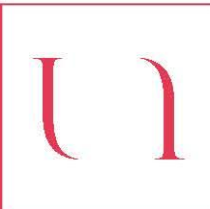
Matthis LEAU

Sous la direction de :

Antoine Frouin

Lilian Lacourpaille

www.univ-nantes.fr/staps



UNIVERSITÉ DE NANTES





UNIVERSITE DE NANTES

Charte anti-plagiat de l'Université de Nantes

Approuvée par le Conseil d'administration de l'Université de Nantes en date du 21 octobre 2011

Préambule

L'Université de Nantes est engagée contre le plagiat, afin de garantir la qualité de ses diplômes et l'originalité des publications pédagogiques et scientifiques de ses personnels enseignants et/ou chercheurs. Les travaux quels qu'ils soient (devoirs, compte-rendu, mémoire, cours, articles, thèses), réalisés aussi bien par les étudiants que par les personnels universitaires, doivent toujours avoir pour ambition de produire un savoir inédit et d'offrir une lecture nouvelle et personnelle d'un sujet. La présente charte définit les règles à respecter en la matière, par l'ensemble des étudiants et universitaires.

Article 1

Les étudiants et les personnels sont informés que le plagiat constitue la violation la plus grave de l'éthique universitaire. Le plagiat consiste à reproduire un texte, une partie d'un texte, toute production littéraire ou graphique, ou des idées originales d'un auteur, sans lui en reconnaître la paternité, par des guillemets appropriés et par une indication bibliographique convenable.

Article 2

Les étudiants et les personnels s'engagent à ne pas commettre de plagiat dans leurs travaux, quels qu'ils soient : devoirs et compte-rendu remis par les étudiants à un enseignant, mémoire, cours, articles de recherche, thèse. Le fait de commettre un plagiat en vue d'obtenir indûment une note, un diplôme ou un grade universitaire est une circonstance aggravante. Le fait de commettre un plagiat dans un document destiné à être publié, mémoire de master ou de thèse, article à paraître dans une revue, est aussi une circonstance aggravante. La reproduction d'une œuvre originale sans le consentement de l'auteur est de plus qualifiée juridiquement de contrefaçon (articles L. 335-2 et L. 335-3 du code de la propriété intellectuelle).

Article 3

Les étudiants et les personnels s'engagent à citer, en respectant les règles de l'art, les travaux qu'ils utilisent ou reproduisent partiellement. Les reproductions de courts extraits en vue d'illustration, ou à des fins pédagogiques sont en effet autorisées sans nécessité de demander le consentement de l'auteur. Néanmoins, la méthodologie d'un travail universitaire, quel qu'il soit, implique que les emprunts soient clairement identifiés (guillemets) et que le nom de l'auteur et la source de l'extrait soient mentionnés. Les travaux universitaires ne consistent pas en la reproduction d'une ou de plusieurs sources, mais doivent toujours avoir pour ambition de produire un savoir inédit et d'offrir une lecture nouvelle et personnelle du sujet.

Article 4

L'Université de Nantes se réserve le droit de rechercher systématiquement les tentatives de plagiat par l'utilisation d'un logiciel de détection de plagiat. Les étudiants et les personnels s'engagent à communiquer, sur simple demande de l'Université, une version numérique de leur document avant publication, afin de permettre cette détection.

Article 5

Les manquements à la présente charte sont passibles de sanctions disciplinaires : avertissement, blâme, annulation du diplôme préparé, exclusion de l'Université pour une durée limitée, exclusion définitive de l'Université, exclusion de tout établissement public d'enseignement supérieur pour une durée limitée, exclusion définitive de tout établissement d'enseignement supérieur. Les auteurs présumés de plagiat seront systématiquement traduits devant la section disciplinaire compétente. La procédure disciplinaire ne présage pas d'éventuelles poursuites judiciaires dans les cas où le plagiat est aussi caractérisé comme étant une contrefaçon.

Toute information complémentaire sur les textes législatifs et réglementaires en vigueur et les règles de l'art pour la citation, peut être consultée dans le dossier plagiat sur le site de l'Université de Nantes : <http://www.univ-nantes.fr/charte-antiplagiat>.

Charte Anti-Plagiat

Je soussigné Matthis LEAU, étudiant en deuxième année de Master et en cinquième année d'étude de kinésithérapie, certifie que ce mémoire répond à un travail personnel.

Il respecte en tous points la charte anti-plagiat de l'Université de Nantes que j'ai rendue signée au moment du dépôt de ma convention de stage. Tout manquement à cette charte entraînerait immédiatement la note de 0.

De plus, je certifie que les résultats présentés sont issues d'expérimentations que j'ai personnellement réalisées. Je tiens à la disposition du jury l'ensemble des résultats bruts et traités pour vérification. En cas de demande de la part du jury, la non-présentation de ces données entraînerait immédiatement la note de 0.

Fait à Nantes le 01/06/2021

A handwritten signature in black ink, consisting of a horizontal line followed by a stylized, circular flourish.

Remerciements

*Je tiens en premier lieu à remercier les 16 sujets de cette étude, qui ont juste été formidables tout au long de ces 8 semaines. Merci à toi **Cam, Rob, Sysy, Thib, Coco, Alex, Clem, Kylian, Manon, Emma, Adèle, Andrew, Antoine, Anto, Jad et Louise.***

*Je tiens en second lieu à remercier mon directeur de mémoire, **Antoine Frouin**, pour son suivi de décembre à Juin, mon tuteur de stage, **Christophe Rambaud**, pour sa contribution essentielle dans cette double activité (étude et stage clinicat) ainsi que **Lilian Lacourpaille**, pour ses aides précieuses en statistique.*

*Je remercie également **Jérémie, Arnaud, Martin, Magali et Mélina**, pour leurs contributions lors des relectures.*

*Je remercie également **mes colocataires** qui ont apporté ce brin de jouissance et festivité en cette dernière année.*

*Enfin merci à **ma famille**, et tout particulièrement à **Christophe**, mon père, qui a testé le Nordic Hamstring sans échauffement, sans préparation, genoux à même le sol.*

Sommaire

1- Introduction.....	1
2- Revue de la littérature	2
2.1 - Rappels anatomiques et physiologiques du LCA.....	2
2.2 - Chirurgie du LCA et ses répercussions cliniques.....	3
2.3 - Description des déficits à long terme post-ligamentoplastie.....	4
2.4 - RFD, description et rôle dans les récurrences de blessure	7
2.5 - Protocole de renforcement des ischio-jambiers comme moyen de prévention.....	9
2.6 - Modalités de renforcement excentrique	11
2.7 - Surveillance et tolérance face à l'exigence d'un travail de renforcement excentrique	12
3- Objectif et Hypothèse	14
4- Matériel et méthode	14
4.1 - Méthode.....	14
4.2 - Participants.....	14
4.3 - Design de l'étude :.....	15
4.4 - Protocole d'évaluation initiale et finale	16
4.5 - Protocole expérimental.....	18
5- Résultats	22
5.1 - Force musculaire des ischio-jambiers	22
5.2- Perception de la douleur (EVA)	24
5.3- Echelle du ressenti (FS) et de la perception de l'effort (RPE)	24
5.4 - Vitesse de montée en force (RFD)	25
6- Discussion	26
6.1- Principaux résultats aux regards des hypothèses et objectifs de départ	26
6.2- Limites méthodologiques	29
7- Conclusion	30
8- Bibliographie.....	30
ANNEXE	45

Liste des abréviations :

<u>AMI :</u>	Inhibition Musculaire Arthrogène
<u>BF :</u>	Biceps Femoris
<u>CCF :</u>	Chaine Cinétique Fermée
<u>CCO :</u>	Chaine Cinétique Ouverte
<u>DIDT :</u>	Droit-Interne Demi-Tendineux
<u>EVA :</u>	Echelle Visuelle Analogique
<u>FS :</u>	Echelle du ressenti (<i>Feeling Scale</i>)
<u>IJ :</u>	Ischio-Jambiers
<u>LCA :</u>	Ligament croisé antérieur
<u>rLCA :</u>	Reconstruction du Ligament croisé antérieur
<u>RAS :</u>	Retour Au Sport
<u>RM :</u>	Répétitions Maximales
<u>RFD :</u>	Vitesse de montée en force (<i>Rate of Force Development</i>)
<u>RER :</u>	Répétitions En Reserve
<u>RT :</u>	Entraînement en résistance (<i>Resistance Training</i>)
<u>RPE :</u>	Représentation de l'Effort Perçu
<u>SM :</u>	Semi-Membranosus
<u>ST :</u>	Semi-Tendinosus
<u>SKB :</u>	Exercice de levée de jambe tendu (<i>Straight Knee Bridge</i>)
<u>TUT :</u>	Temps sous tension (<i>Time Under Tension</i>)
<u>UM :</u>	Unité Motrice
<u>NHE :</u>	Exercice du Nordic Hamstring (<i>Nordic Hamstring Exercise</i>)

1- Introduction

Ce mémoire s'inscrit dans le processus d'obtention du DEMK (Diplôme d'Etat Masseur-Kinésithérapeute) et de validation du Master EOPS (Entraînement et Optimisation de la performance Sportive). Il répond à une fin de double cursus d'étude, en investiguant la conception et le pilotage de programmes d'entraînement et de rééducation sportive.

La mise en place du projet a pu voir le jour au sein du cabinet de kinésithérapie « Institut Sport Atlantique », spécialisé dans le traitement d'affections musculo-squelettiques et des pathologies sportives (Saint-Herblain, 44 800). En travaillant parallèlement en collaboration avec le laboratoire MIP (Motricité, Interaction, Performance ; EA4334 UFR STAPS), celui-ci s'investit dans des projets de recherches scientifiques. Cette double activité répond alors aux champs d'explorations de la masso-kinésithérapie et du master EOPS.

Le sujet de ce mémoire porte sur la phase de Retour Au Sport (RAS) après ligamentoplastie de genou. Avec une incidence allant de 0.21 à 4.80 cas sur 10 000, la rupture du Ligament Croisé Antérieur (LCA) représente la majorité des blessures du genou chez les sportifs (Andrade et al., 2020; Montalvo et al., 2019; Petushek et al., 2019). En réponse à ces traumatismes, la reconstruction chirurgicale du LCA (rLCA) est recommandée (Andrade et al., 2020). Toutefois, ce traitement engendre des déficits significatifs à court et à long terme, provoquant de nouveaux enjeux thérapeutiques. Parmi eux seraient enregistrés des déficits de force et de vitesse de montée en force (RFD) de l'ordre de 10 à 20% à l'heure du RAS ((Buckthorpe et al., 2020; Turpeinen et al., 2020). Persistant même plusieurs années après l'opération chirurgicale (Angelozzi et al., 2012; Ardern & Webster, 2009). Par conséquent, il semblerait pertinent de mettre en œuvre des interventions ciblées sur la force et le RFD pendant la rééducation. En réponse à cela, l'entraînement à charge élevée serait proposé (Buckthorpe et al., 2020; Schoenfeld et al., 2021). Cependant, un tel entraînement sur la base des répétitions maximales (RM) s'exécute jusqu'à l'échec musculaire, si bien qu'il soit parfois considéré comme trop exigeant, en engendrant des difficultés de tolérance et d'application (Carroll et al., 2018; Schoenfeld et al., 2021). Devant cette stratégie thérapeutique, il conviendrait de surveiller la tolérance et l'adhésion à l'exercice (Maestroni et al., 2020). L'objectif de ce mémoire est alors de déterminer les effets d'un programme de renforcement excentrique des ischio-jambiers sur la tolérance, l'adhésion, la force et le RFD. Réalisé sur des sujets sains pour cette étude, la problématique de recherche tend à être élargie sur des sujets ayant réellement bénéficié d'une ligamentoplastie antéro-externe de genou.

2- Revue de la littérature

2.1 Rappels anatomiques et physiologiques du LCA

2.1.1- Anatomie du ligament croisé antérieur

Le ligament croisé antérieur est l'un des ligaments primaires de l'articulation fémoro-tibiale (Śmigielski et al., 2016). Extra-articulaire tout en étant situé au centre de l'articulation, ce ligament est isolé par un réseau synovial qui lui est propre. Les descriptions sur sa forme, sa taille et ses attaches osseuses ont beaucoup été étudiées et controversées ces 30 dernières années (Śmigielski et al., 2016). Afin de concevoir un état des lieux des connaissances anatomiques actuelles, une synthèse des différentes mesures existantes a été établie récemment (Cone et al., 2019). D'après cette revue systématique, la forme du LCA serait décrite comme un ruban unique, large et torsadé (Noailles et al., 2017; Siebold et al., 2015). Sa longueur moyenne varierait de 26 à 38mm, sa section transversale de 30 à 53mm² et son volume de 854 à 1858mm³ (Cone et al., 2019). Enfin, ses attaches osseuses se situeraient sur le bord latéral de l'épine tibiale médiale et sur la crête intercondylienne latérale du fémur (Siebold et al., 2015; Śmigielski et al., 2016). Ces caractéristiques anatomiques permettent de livrer un aperçu de la morphologie du LCA. Ajouté à cela, ce ligament est composé de 90% de fibres de collagène de type 1 (Nagineni et al., 1992). Ces propriétés intrinsèques lui accorderaient alors un comportement élastique et un niveau de résistance à la rupture équivalent à 1725± 270 Newtons (Markatos et al., 2013). D'un point de vue biomécanique, cela aurait alors pour objet d'atténuer les déformations soudaines.

2.1.2- Neurophysiologie du Ligament croisé antérieur

Outre l'abondance de collagène, le ligament contient aussi 2.5% de mécanorécepteurs (Zimny et al., 1986). Cette particularité permettrait d'envoyer des afférences sensibles au niveau du système nerveux central, ce qui participerait à la régulation des stratégies de contrôle moteur (Decker et al., 2011). Selon certains auteurs, son absence amènerait des modifications neuroplastiques au niveau du système nerveux central, c'est-à-dire une réorganisation et un remodelage des neurones cérébraux (Gokeler et al., 2019). Cette notion de changement aurait des conséquences puisqu'elle affecterait le contrôle moteur et donc la biomécanique, la force et la stabilité du sujet (Gokeler et al., 2019). Certains iront jusqu'à évoquer la notion de « déficience neurophysiologique » après un contexte de rupture du LCA (Gokeler et al., 2019; Kapreli et al., 2009).

2.1.3- Epidémiologie

La rupture du Ligament Croisé Antérieur (LCA) représente la majorité des blessures traumatiques du genou chez les sportifs (Andrade et al., 2020; Petushek et al., 2019). Ces lésions seraient provoquées par de nombreux paramètres non-modifiables. D'une part, elles seraient influencées dans 69% des cas par des facteurs génétiques, où l'on y trouverait des éléments anatomiques tels que la congruence fémoro-tibiale, la taille du LCA ou encore la pente tibiale (Bayer et al., 2020; Magnusson et al., 2020). D'autres part, elles seraient influencées par le sexe biologique où l'on y trouverait un risque de blessure trois fois plus élevé pour le genre féminin (Montalvo et al., 2019). Ces éléments illustrent que de nombreux facteurs de risques intrinsèques, c'est-à-dire inhérents à l'individu, ne sont ni contrôlables, ni modifiables. Alors sur quels paramètres les professionnels de santé peuvent-ils agir pour espérer diminuer les déterminants de la rupture du LCA ? Parmi ces paramètres serait retrouvée la force musculaire et notamment celle des ischio-jambiers. En effet, d'après certains auteurs, un déficit de force ou de recrutement des ischio-jambiers se présenterait comme un facteur de risque supplémentaire de lésion du LCA (Myer et al., 2009). D'autres facteurs de risques neuromusculaires seraient aussi mentionnés comme un déficit de contrôle moteur ou encore de force des abducteurs de hanche (Khayambashi et al., 2016; Pfeifer et al., 2018). En définitif, ces éléments montrent qu'un ensemble de paramètres modifiables et non-modifiables sont impliqués dans la lésion du LCA. Il convient alors au praticien de les prendre en considération dans la mise en place de programme de prévention et de rééducation.

2.2 - La chirurgie du LCA et ses répercussions cliniques

2.2.1- Indications et objectifs chirurgicaux

La technique chirurgicale de reconstruction du ligament croisé antérieur (rLCA), aussi appelée « ligamentoplastie », a deux principaux objectifs. Le premier, ayant un but essentiellement fonctionnel, vise à restaurer la stabilité mécanique du genou. Le second, d'avantage structurel, cherche à éviter les lésions secondaires, telles que les lésions cartilagineuses et méniscales (Filbay & Grindem, 2019). De manière générale, la ligamentoplastie vise à améliorer la qualité de vie et le bien-être dans les activités quotidiennes, professionnelles et sportives (Filbay et al., 2014; Melick et al., 2016). Celle-ci est réalisée selon différents critères d'indication chirurgicale tels que l'âge, le type d'activité sportive, le type d'activité professionnelle, l'ancienneté de la lésion ou encore la présence ou non de lésions associées (Beynnon et al., 2005)

2.2.2- Techniques de ligamentoplasties et répercussions cliniques

La ligamentoplastie est aujourd'hui essentiellement réalisée sous arthroscopie (He et al., 2020). Différents transplants peuvent être utilisés pour cela et les plus fréquemment rencontrés sont les auto-greffes de la patte d'oie (DIDT) et du tendon patellaire (Kenneth-Jones)(K. G. Jones, 1963; Lipscomb et al., 1982). D'après une récente revue systématique, ces deux auto-greffes seraient les plus utilisés en Europe, en Australie, au Canada et aux États-Unis (He et al., 2020). La comparaison de ces deux pratiques fait l'objet d'un débat récurrent au niveau de la recherche clinique (Samuelsen et al., 2017). D'après les preuves émergentes, il semblerait que la chirurgie de type DIDT présente de meilleurs résultats fonctionnels (He et al., 2020). En effet, comparativement à la chirurgie « Keeneth-Jones », elle permettrait vraisemblablement de valider certaines étapes de rééducation 1.5 à 2.5 mois à l'avance (Smith et al., 2019). Ces résultats restent cependant à pondérer, beaucoup de controverses sont encore de mises sur le sujet. Il convient alors, dans cette volonté de recherche d'efficacité, de noter que ces techniques chirurgicales ne sont pas irréprochables et qu'elles engendrent, toutes deux, des déficits significatifs à long terme post-opératoire (Maestroni et al., 2020; Turpeinen et al., 2020).

2.3- Description des déficits à long terme post-ligamentoplastie

2.3.1-Le rôle des mécanismes neuromusculaires

L'opération chirurgicale du LCA entraîne des déficiences non négligeables sur l'individu. Parmi ces éléments, des mécanismes neurophysiologiques seraient impliqués, provoquant des altérations neuromusculaires à court et à long terme (Tayfur et al., 2021). Ces atteintes sont à prendre en considération car elles sont responsables de déficits de force musculaire et d'activation volontaire (Arderm et al., 2014; Tayfur et al., 2021). Afin d'appréhender au mieux ce phénomène, il est important de comprendre les mécanismes neuromusculaires qui le composent. Parmi ceux-ci figure notamment l'Inhibition Musculaire Arthrogène (AMI). Il s'agirait d'une réponse reflexe continue post-lésionnelle qui perturberait la contraction musculaire sans en provoquer de dommages structurels (Hopkins & Ingersoll, 2000). De manière plus précise, l'AMI provoquerait une altération de l'activité corticale et des réflexes d'inhibition inhérents (reflexes de flexion, de la boucle gamma, etc.)(Scheurer et al., 2020). Cela engendrerait des déficits d'activation et de force au niveau des quadriceps et des ischio-jambiers, allant même jusqu'à provoquer une inhibition neuromusculaire chronique (Buckthorpe et al., 2020; Fyfe et al., 2013; Lisee et al., 2019).

2.3.2- Le rôle protecteur des ischio-jambiers sur le LCA

Les défauts d'activation et de force musculaire sont des éléments préoccupants lors de la rééducation du LCA, et ce notamment pour la musculature des ischio-jambiers (IJ) (Buckthorpe, 2019). En effet, ces derniers seraient responsables de déficits de flexion de genou et d'extension de hanche, ce qui se présenterait comme un facteur de risque de récurrence du LCA et d'arthrose de genou (Kim et al., 2016). Outre ce rôle combiné de flexion et d'extension, les IJ contribueraient également à la stabilité du genou, si-bien qu'ils seraient considérés aujourd'hui comme les « homologues musculaires du LCA » (Buckthorpe et al., 2020). En effet, en résistant aux mouvements excessifs de rotation et de translation antérieure du tibia, les IJ préviendraient des perturbations connues pour solliciter le LCA (Buckthorpe et al., 2020). Dans cette fonction de protection, les IJ médiaux seraient vraisemblablement les plus importants. Le contrôle du valgus dynamique du genou et du soulèvement du condyle médial en ferait un élément clé de prévention (Buckthorpe et al., 2020). D'après les récentes recommandations sur le RAS après plastie du LCA, des déficits de force et de RFD aux niveaux des IJ pourraient compromettre la santé du genou et augmenter le risque de nouvelles blessures (Buckthorpe et al., 2020; Maestroni et al., 2020).

2.3.3-Description anatomique des IJ

Afin de mieux appréhender le rôle des IJ sur l'intégrité du LCA, il convient de mentionner certains éléments fondamentaux de leurs descriptions anatomiques. Tout d'abord, rappelons que les IJ se différencient en trois principaux muscles : Le *Semi-Membranosus* (SM), le *Semi-Tendinosus* (ST) et le *Biceps Fémoris* (BF) (Martin, 1968). Situés à la face postérieure de la cuisse, ces muscles parcourent deux régions anatomiques différentes, à savoir la hanche et le genou (Martin, 1968). Au niveau de la hanche, la tubérosité ischiatique fait figure d'insertion proximale commune, à laquelle peut s'ajouter la partie inférieure de l'ischion pour la seconde attache du SM (Thorborg et al., 2020). Au niveau du genou, leurs insertions sont, à l'inverse, éparées (Thorborg et al., 2020). Si nous prenons le cas de l'insertion distale du SM, plusieurs attaches ont été décrites mais seulement trois ont été validées et acceptées (Thorborg et al., 2020). Les deux premières se situent au niveau de la face postérieure du tibia tandis que la troisième se situe au niveau de la coque condylienne latérale, par l'intermédiaire du ligament « poplité arqué ». En ce qui concerne le ST, son insertion distale contribue aux muscles dits « de la patte d'oie » en se situant au niveau de la face médiale du ¼ supérieur du tibia (Thorborg et al., 2020). Enfin, pour ce qui est du BF, son insertion distale se situe au niveau de l'extrémité supérieure de la fibula. Par ailleurs, il convient également de noter que ce

muscle possède deux portions, une longue (BF_{lp}) et une courte (BF_{cp}), par une insertion sur les 2/3 inférieurs de la ligne âpre du fémur. Cette description anatomique permet alors de rendre compte du caractère englobant des I-J au niveau de la région du genou, particularité qui, de surcroît, leur confère alors un rôle biomécanique fondamental (Buckthorpe et al., 2020).

2.3.4-Des déficits de force persistant pendant plusieurs années

Comme précédemment décrit, « *les IJ ont une importance vitale pour le genou* » (Buckthorpe et al., 2020). Les déficits de force post-rLCA sembleraient pourtant persister dans le temps, ce qui engendrerait par la suite des déficits de force chroniques au niveau des IJ (Maestroni et al., 2020; Tayfur et al., 2021). En effet, il semblerait qu'à l'heure du Retour Au Sport (RAS), des différences de force de l'ordre de 0 à 20% soient présentes entre le membre opéré et celui non-opéré (Buckthorpe et al., 2020; Timmins, Bourne, et al., 2016). De surcroît, ces faiblesses seraient aussi retrouvées plusieurs années après la chirurgie. Selon différents articles, des déficits seraient constatés à 2-3ans, 6ans, 10ans, et même 20ans après la chirurgie (Anderson et al., 2016; Bourne et al., 2019; Messer et al., 2020; Tengman et al., 2014). Les interrogations concernant ces défaillances trouveraient en partie réponse au niveau de la fonction neuromusculaire. D'après une récente étude, une diminution de l'excitabilité corticale serait encore retrouvée à 24mois post-rLCA (Tayfur et al., 2021). Comme mentionné précédemment, ces changements corticaux affecteraient par la suite la fonction neuromusculaire, avec l'apparition d'une inhibition neuromusculaire chronique (Fyfe et al., 2013). De manière plus précise, un dysfonctionnement de la boucle gamma et une AMI seraient retrouvés. (Konishi et al., 2007; Palmieri-Smith & Thomas, 2009). La diminution d'activation affecterait sur le long terme les propriétés intrinsèques du muscle. On observerait une diminution de la coupe transversale, traduisant une atrophie musculaire (Messer et al., 2020).

2.3.5- Des déficits favorables à la récurrence lors du RAS

Ces pertes de force seraient retrouvées lors des tests de RAS, où seulement 47% des patients auraient un index de symétrie des membres inférieurs (LSI) au-dessus des 90% (Cristiani et al., 2019). Ces résultats permettraient d'expliquer pourquoi 35% des patients ne retrouvent pas leur niveau d'avant blessure et pourquoi 30% connaissent, une récurrence de blessure au genou (Ardern et al., 2014; Webster & Feller, 2016; Wiggins et al., 2016). D'un point de vue fonctionnel, deux qualités musculaires pourraient éclaircir ces résultats : La force musculaire maximale et la vitesse de montée en force (RFD).

2.4. Le RFD, description et rôle dans les récurrences de blessure

2.4.1-Définition du RFD

Le RFD est défini comme « *la capacité du système neuromusculaire à augmenter la force ou le couple aussi rapidement que possible, lors d'une contraction volontaire rapide, à partir d'une situation de repos ou de bas niveau de contraction* » (Rodríguez-Rosell et al., 2018). Cette définition fait directement écho à celle de la force explosive, à tel point que ces deux termes ont souvent été utilisés pour décrire le même concept (Folland et al., 2014; Rodríguez-Rosell et al., 2018). Cette qualité musculaire est mesurée par la pente force/temps ($RFD = \Delta force / \Delta temps$), lors d'une production et d'une augmentation de force rapide et maximale (Aagaard et al., 2002; Maffiuletti et al., 2016). D'après le comité scientifique, le RFD serait généralement compris entre 0 et 300 millisecondes (ms) (Maffiuletti et al., 2016; Rodríguez-Rosell et al., 2018). Celui-ci serait alors essentiel dans les activités où l'exigence de force est élevée et le temps pour les réaliser y est limité.

2.4.2-Les phases du RFD

Le RFD est influencé par des déterminants nerveux et morphologiques qui évoluent au cours de la contraction. Ces deux éléments n'interviennent pas de manière simultanée, mais se chevauchent dans le temps. Certains auteurs séparent alors le RFD en deux phases : Une phase précoce, évoluant durant les 100 premières millisecondes de la contraction, et une phase tardive, évoluant après ces 100 ms (Rodríguez-Rosell et al., 2018).

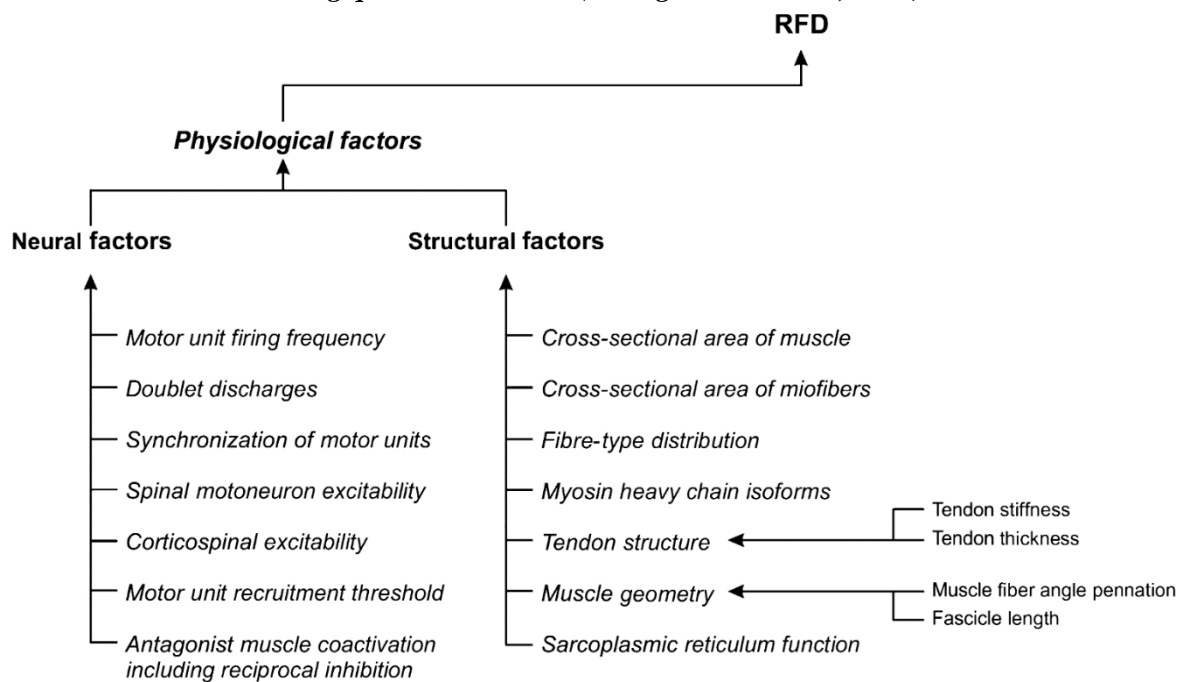
Phase précoce (0-100ms) :

Cette première phase, principalement sous impulsion nerveuse, est induite par l'activation des unités motrices (UM) (Turpeinen et al., 2020). Une réduction de son seuil de recrutement et son taux de décharge sembleraient augmenter la rapidité de contraction et donc la force développée lors de cette phase (Del Vecchio et al., 2019; Maffiuletti et al., 2016). Par ailleurs, les fibres musculaires de type II présenteraient une meilleure réponse à ces facteurs nerveux (Maffiuletti et al., 2016). En effet, les UM des fibres de type II auraient la vitesse de conduction la plus rapide, ce qui leur permettrait un recrutement précoce et une augmentation plus effective de la force musculaire (Rodríguez-Rosell et al., 2018). Plusieurs études ont permis de porter au jour ces résultats (Andersen et al., 2010; Methenitis et al., 2019). En cela, la synergie entre les propriétés intrinsèques (types de fibres) et neurologiques aurait une influence plus forte sur l'augmentation du RFD.

Phase tardive (100-300ms) :

Cette seconde phase serait principalement induite par l'architecture du muscle. De nombreux éléments, à différentes échelles, la conditionnerait. Au niveau musculaire par exemple, les principaux facteurs de développement de force seraient la taille et la raideur. A l'échelle tissulaire, cela dépendrait davantage de l'angle et de la longueur des faisceaux. Enfin, à l'échelle cellulaire, c'est-à-dire de la fibre, c'est la surface de section transversale qui semblerait déterminante, en participant à l'hypertrophie musculaire (Maffiuletti et al., 2016; Methenitis et al., 2019; Turpeinen et al., 2020; Waugh et al., 2013). Tous ces éléments sont autant de paramètres à plus ou moins grande échelle influençant le RFD (Maffiuletti et al., 2016). Par conséquent, cette deuxième phase interagit avec de nombreux facteurs contrairement à la phase précoce. En définitif, le RFD est régi à la fois par des facteurs structurels et nerveux, eux-mêmes dépendant de nombreux déterminants. Ces éléments sont modélisés à travers un diagramme sur la figure ci-dessous (**Figure 1**).

Figure 1 : Schéma explicatif des différents paramètres contribuant au RFD. Les déterminants neurologiques et structurels (Rodriguez-rosel et al, 2018).



2.4.3-Les effets de la rLCA sur le RFD

La reconstruction chirurgicale du LCA est un facteur contributif de la diminution de RFD à court et long terme. D'après une récente revue systématique, des asymétries de RFD seraient présentes entre le membre sain et le membre opposé après quatre mois post rLCA (Turpeinen et al., 2020). Sur cinq études publiées de 2014 à 2017, les déficits variaient de 11 à 32% (Turpeinen et al., 2020). Ces résultats traduisent un retard de production de force sur le

membre opéré. Ajouté à cela, cette asymétrie perdure sur le long terme, 5 à 13% de différence sont encore présents entre les deux membres inférieurs après 2ans de rLCA (Turpeinen et al., 2020). Bien que ces déficits persistent, le pic de déficit de RFD se situe 4 mois après la chirurgie. Il est par ailleurs plus prononcé lors de la phase tardive (100-250ms) qu'au niveau de la phase précoce (0-100ms) (Turpeinen et al., 2020).

2.5 – Un protocole de renforcement des ischio-jambiers comme moyen de prévention des blessures.

Aujourd'hui, en considérant les déficits de force après ligamentoplastie, il semblerait nécessaire, pour les cliniciens, de mettre en place un programme de prévention face à la récurrence (Sonnerly-Cottet et al., 2019). Ce concept de prévention, décrit par l'OMS, peut être défini comme « *les mesures visant à empêcher l'apparition, les progrès et les conséquences d'une maladie* » OMS, 1984). Dans le cadre de la ligamentoplastie, ce sont principalement les déficits de force et de RFD que nous cherchons à limiter (Maestroni et al., 2020). De nombreuses options thérapeutiques peuvent être mises en place dans cette optique. Pour autant, les effets provoqués par ces stimulations diffèrent. D'après la littérature, la mise en place d'un programme de renforcement musculaire serait une stratégie pertinente et efficace (Ph. D. Haff et al., 2015; Schoenfeld et al., 2021; Suchomel et al., 2019).

2.5.1-Le Développement de la force musculaire par l'entraînement en résistance

L'Entraînement en Résistance (RT) « *est une intervention qui consiste à réaliser une série d'exercices ou de geste répété afin d'en provoquer des adaptations neuromusculaires* ». (Ph. D. Haff et al., 2015; Schoenfeld et al., 2021). Dans le cadre d'un développement de force musculaire, cette modalité d'exercice provoque des modifications neurologique et structurelles complexes (Siddique et al., 2020; Škarabot et al., 2021). D'un point de vue chronologique, des adaptations nerveuses précoces se mettraient en place dès les deux à quatre premières semaines d'entraînement (Škarabot et al., 2021). Celles-ci se manifesteraient par des modifications corticales et sous-corticales qui augmenteraient l'activité des motoneurons et la synchronisation des UM (Siddique et al., 2020). Ce phénomène permettrait alors de percevoir des premières augmentations de force musculaire (Ph. D. Haff et al., 2015; Siddique et al., 2020). Après une période avoisinant les huit semaines de RT, une multiplication et une augmentation de la taille de certains éléments structuraux musculaires sembleraient se mettre en place (Gabriel et al., 2006; Taber et al., 2019). Au sein de la cellule, on observerait une augmentation de la section transversale de la fibre musculaire, causé par la

multiplication des myofibrilles. Ce phénomène d'hypertrophie, associée à une modification de la typologie et de l'architecture de la fibre, serait un deuxième facteur d'augmentation de force musculaire (Suchomel et al., 2019).

2.5.2-Renforcement dans le cadre spécifique de la musculature des ischio-jambiers

Comme mentionné précédemment, l'entraînement contre résistance est une stratégie efficace pour améliorer la force musculaire. Cependant il existe différents moyens et différents modes pour favoriser son adaptation sur le système musculo-squelettique. Dans le cadre d'une prévention des blessures aux I-J, le renforcement en mode excentrique s'affiche comme une stratégie thérapeutique de choix (Thorborg et al., 2020; van Dyk et al., 2019). C'est le chercheur Askling qui, à la suite d'une étude contrôlée randomisée, fut le premier à en objectiver les effets (C.Askling et al., 2003). Cette méthode d'entraînement a été beaucoup étudiée par la suite et les études les plus récentes confirment et valident l'intérêt d'un tel programme (Cuthbert et al., 2020; Gérard et al., 2020; Medeiros et al., 2020). En effet, à titre d'exemple, celui-ci pourrait réduire le risque de blessure jusqu'à 51% (van Dyk et al., 2019). Alors sur quels mécanismes s'appuie ce mode de renforcement pour provoquer de tels résultats ? Selon Suchomel, le renforcement excentrique se réalise par « *un allongement d'une unité musculo-tendineuse tout au long d'une contraction musculaire* » (Suchomel et al., 2018). Celui-ci serait permis en raison « *d'une plus grande force appliquée à l'unité musculo-tendineuse que la force produite par le muscle lui-même* » (Suchomel et al., 2018).

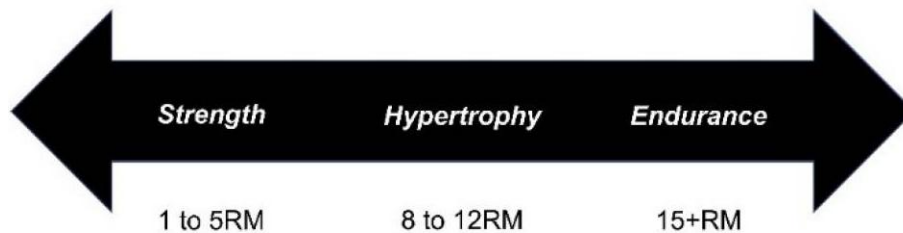
A la suite d'un programme excentrique ciblé sur les I-J, des modifications architecturales et fonctionnelles se produisent. D'un point de vue architectural, on constate une augmentation significative de la longueur des faisceaux musculaires, de l'ordre de 12 à 22%, ainsi qu'une diminution de leur angle de pennation (Bourne et al., 2017; Cuthbert et al., 2020; Gérard et al., 2020; Marušič et al., 2020). D'un point de vue fonctionnel, on observe des augmentations de force excentrique de 10 à 26% (Medeiros et al., 2020). Des résultats qui semblent supérieurs à ceux obtenus lors d'un travail concentrique (Douglas et al., 2017; Gérard et al., 2020). A noter cependant qu'une période d'entraînement d'un minimum de six semaines est nécessaire pour obtenir de tels augmentations, même si des gains significatifs ont déjà été observés dès quatre semaines (Cuthbert et al., 2020; Gérard et al., 2020). Au regard, des modifications architecturales et fonctionnelles, il conviendrait alors de privilégier un tel programme dans une stratégie de restauration de déficits post rLCA.

2.6- Les modalités d'un protocole de renforcement excentrique

2.6.1-Intensité des exercices

La résistance maximale a été définie en 1946 par les travaux fondateurs de Delorme « *comme la charge qu'un individu ne peut soulever qu'une seule fois* » (Coffey, 1946). Autrement dit, la résistance maximale permettrait la réalisation d'une seule et unique répétition, correspondant alors à une Répétition Maximale (1RM). Selon les directives de la « National Strength and Conditioning Association », il est nécessaire de travailler avec des charges égales ou supérieures à 80% de la résistance maximale pour gagner en force de manière optimale (Ph. D. Haff et al., 2015). Cette quantification, décrite en pourcentage, correspondrait globalement à un travail entre 1 et 5RM (Schoenfeld et al., 2021). Cependant, il semblerait pertinent de pondérer légèrement ces recommandations, les délimitations sur le nombre de RM font figure de cadre, en réalité, il s'agirait plutôt d'un continuum de répétitions (**Figure 2**)(Schoenfeld et al., 2021). En ce sens, cela expliquerait pourquoi un travail jusqu'à 8RM peut aussi engendrer des gains de forces (Lopez et al., 2020).

Figure 2 : Schéma du continuum de répétitions (Shoefeld et al., 2021)



Une des potentielles limites du mode d'entraînement à RM est qu'il peut être entrepris selon un principe d'échec musculaire (Carroll et al., 2018). Autrement dit, c'est l'insuffisance musculaire qui met un terme à l'exercice. Bien que ce mode de travail ait été démontré comme mode d'intervention efficace, celui-ci pose question : Est-il vraiment nécessaire d'amener l'individu en situation d'échec pour créer des adaptations de force ? N'y a-t-il pas un risque de blessure ou d'intolérance au vu du caractère traumatisant de la fatigue musculaire ? Plusieurs éléments ont été évoqués dans la littérature pour tenter de répondre à ces questions. Certains auteurs mentionnent la nécessité de réaliser les exercices à échec musculaire pour recruter toutes les UM possibles et favoriser les adaptations neuromusculaires (Davies et al., 2016; Fisher et al., 2011). Cependant, d'autres mentionnent un potentiel « effet néfaste » de ce mode de travail et préconisent d'utiliser des intensités sous-maximales (Carroll et al., 2018, 2019). Un exemple de stratégie pour éviter ce

phénomène serait d'instaurer des « répétitions en réserve » (RER). Ce nouveau concept d'entraînement consiste à évaluer le nombre de répétitions pouvant encore être effectuées avant l'échec musculaire (Zourdos et al., 2016). Cela permettrait alors de conserver les recommandations de charge pour le RT tout en évitant la phase de défaillance musculaire. D'après certains auteurs, il semblerait que cette méthode d'intensité relative montre un effet plus important que l'échec musculaire en termes d'adaptations (Carroll et al., 2019).

2.7- Surveillance et tolérance face à l'exigence d'un travail de renforcement excentrique

Compte tenu de l'exigence d'un programme de rééducation réalisé à plus de 80% de la résistance maximale et au regard de la demande d'effort jusqu'à l'échec musculaire, il paraît nécessaire de contrôler et de surveiller la charge d'entraînement interne. En effet, il est envisageable qu'un tel programme ne soit pas toléré et engendre, à l'inverse, des difficultés d'application (Carroll et al., 2018). Une mauvaise adhésion à l'exercice, un non-respect du développement de la force ou encore une appréhension face à la douleur sont tant de facteurs pouvant être susceptibles d'être des barrières à la bonne compliance des exercices (Morgan et al., 2016; Schoenfeld et al., 2020). Cela pourrait en effet installer le sujet dans une position d'inconfort, de fatigue, de douleur, voire même de blessure (Carroll et al., 2018; Davies et al., 2016; Schoenfeld et al., 2020). De plus, la difficulté des exercices, la répétition ou encore le manque de motivation sont des obstacles auto-déclarés par les individus (Faro et al., 2019; Meade et al., 2019; Morgan et al., 2016). Alors quelles sont les variables et outils à mobiliser pour mesurer pertinemment ces difficultés ?

2.7.1-L'utilisation de l'échelle de Borg comme représentation de l'effort perçu

L'échelle de la représentation de l'effort perçu (RPE) de Borg se présente comme un outil de poids pour prescrire, standardiser et doser l'intensité de l'exercice (Chen et al., 2002; Milot et al., 2019). Depuis les publications sur le sujet par Gunnar Borg en 1962, l'échelle RPE est régulièrement utilisée dans les études scientifiques (Pageaux, 2016). Selon la dernière définition acceptée et validée par la littérature, la perception de l'effort est caractérisée par la « *sensation consciente d'une tâche difficile, lourde et ardue* » (Marcora, 2010, 2010). Elle consisterait alors en l'auto-évaluation d'une seule et unique sensation : l'effort (Faro et al., 2019; Meade et al., 2019; Milot et al., 2019; Morgan et al., 2016). Cette notion est très importante car elle pourrait pousser l'individu à une évaluation inexacte si la définition est mal comprise (Pageaux, 2016). En effet, une mauvaise interprétation aurait déjà été relatée

dans certains ouvrages, en faisant intervenir des notions d'inconfort et de douleur (Pageaux, 2016). En ce qui concerne la cotation, celle-ci s'effectue sur une échelle de 6 à 20, allant respectivement d'une perception d'absence d'effort (6) à un effort maximal (20).

2.7.3-L'utilisation de l'échelle de la « Feeling scale » comme mesure de l'affect

Les réponses affectives à la suite de séances de renforcement ont été peu étudiées, pourtant l'affect se présente comme une déterminante clef de la compliance (Buckner et al., 2018). En effet, l'amélioration de celui-ci pourrait se traduire par des bénéfices à long terme (Faro et al., 2019). Il convient alors de prendre cet aspect en compte lors d'un programme de renforcement aussi exigeant. Dans le domaine de l'entraînement en résistance, une échelle des sentiments nommée « Feeling Scale » (FS) a déjà été utilisée (Emanuel et al., 2020). Cette dernière s'effectue à travers une cotation de 11 points (Hardy & Rejeski, 1989). L'absence de sensation positive et négative prend la valeur neutre de zéro. Les sensations négatives prennent une valeur maximale de -5 pour « Très mauvais » et les sensations positives une valeur maximale de +5 pour « très bon ». (Hardy & Rejeski, 1989).

2.7.4-L'utilisation de l'échelle visuelle analogique comme mesure de la douleur

La douleur se définit, selon l'Association Internationale de l'Etude de la Douleur (IASP), comme une « *expérience sensorielle et émotionnelle désagréable, associée à une lésion tissulaire réelle ou potentielle, ou décrite en ces termes* » (Treede, 2018). Cette définition est importante car elle fait référence à une sensation désagréable ; or aucune des échelles précédemment décrites ne l'évoquait. Dans le domaine de l'activité physique, cette sensation désagréable est régulièrement présente et se manifeste généralement par ce que l'on appelle des douleurs musculaires d'apparition retardée (DOMS)(Bleakley et al., 2012). Ce phénomène, survenant de manière la plus intense entre 24 et 72 heures après l'exercice, se produit davantage lors de contractions excentriques (Guo et al., 2017; Howatson & van Someren, 2008). Ainsi, il convient de déterminer si ces douleurs sont tolérées par l'individu. Par ce terme de tolérance à la douleur, nous évoquons « *l'intensité maximale d'un stimulus qu'une personne puisse accepter* » (Baïamonte et al., 2017; Markman et al., 2020) Afin d'évaluer alors ce niveau de tolérance, une échelle de mesure appelée Echelle Visuelle Analogique (EVA) peut être utilisée. Cet instrument de mesure, fluctuant au travers d'une cotation de 0 à 10, se présente comme un outil pertinent pour mesurer la tolérance d'un RT. En effet, d'après certains auteurs, la tolérance à la douleur est inversement corrélée à l'évaluation de la douleur sur l'échelle EVA (Markman et al., 2020). Cette échelle, peut alors se présenter comme un instrument de mesure de choix.

3- Objectif et Hypothèse

Au travers de cette revue de littérature, nous avons vu qu'il était possible de restaurer les déficits de force consécutifs à la rLCA. En effet, le renforcement musculaire excentrique à charge lourde semblerait augmenter la force musculaire et le RFD. Cependant, au vu de l'exigence d'un tel programme, nous ne savons pas s'il est possible d'améliorer la tolérance ainsi que l'adhésion du patient, tout en conservant ses effets. L'objectif principal de cette étude est donc double :

- Comparer les effets d'un entraînement réalisé à l'échec et d'un entraînement sans échec sur la force, le RFD, la tolérance et l'adhésion vis-à-vis de sujets sains et adultes.
- Déterminer si les deux protocoles d'entraînements à volume équivalents augmentent aussi bien la force que le RFD des ischio-jambiers.

Nous avons testé les hypothèses selon lesquelles l'entraînement sans échec, c'est-à-dire avec Répétitions en Réserves (RER), provoquerait des avantages de tolérance et d'adhésion tout en fournissant des gains de force et de RFD similaire à l'entraînement à l'échec.

4- Matériel et méthode

4.1- Méthode

Le présent projet consiste en la réalisation d'une étude prospective et randomisée. Cette démarche d'opération repose sur la pratique d'un programme d'entraînement chronique (8 semaines) et excentrique au niveau des ischio-jambiers. Cette intervention répond aux critères conditionnant des gains de force optimaux et reproduisant une méthodologie décrite par la littérature pour en dégager les différentes adaptations de tolérance et de fonction. Par ailleurs, il convient de rappeler et de souligner l'inclusion de patients sains, et non de patients présentant réellement la pathologie étudiée. Ce choix méthodologique a été fait au regard des contraintes organisationnelles inhérentes aux restrictions sanitaires de l'année 2020-2021.

4.2- Participants

Vingt sujets sains et actifs consentaient à participer à l'essai clinique au début de l'étude. Parmi ces individus, cinq d'entre eux ont dû être écartés, quatre ne respectant pas les critères d'éligibilités (*Tableau I*) et un ayant été perdu de vue au cours du protocole. Au total, 15 sujets ont participé à l'intégralité de cette étude (*4 Femmes et 11 Hommes, 22.1 ±1.9 ans, 175.3±7.9 cm et 68.6±8.61 kg*).

Tableau I : Critères d'éligibilités

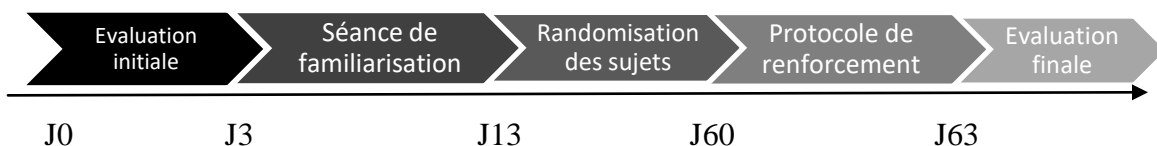
Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
Personne adulte (Entre 18 et 50 ans) (Gérard et al., 2020)	Antécédent lésionnel et/ou de douleur aux ischio-jambiers au cours des 18 derniers mois (Bourne et al., 2017)
Personne en bonne santé	Affection rhumatologique
Attestant d'un consentement éclairé (<i>Annexe 1</i>)	Atteinte neurologique
Attestant d'un engagement jusqu'au terme de l'étude	Antécédent musculaire, fracture ou autre pathologie des membres inférieurs

Lors de la réalisation de cette étude, nous avons choisi d'inclure des participants des deux sexes. D'après la littérature, les adaptations observées après l'entraînement seraient similaires entre les hommes et les femmes (Grgic et al., 2018; Medeiros et al., 2020). Cependant, bien que ces adaptations soient équivalentes, il convient de noter que les valeurs de force initiales diffèrent. Cela se retrouve pour la force maximale (Beckham et al., 2019; M. T. Jones et al., 2016) et pour le ratio ischio-jambier/quadriceps (De Ste Croix et al., 2017; Hewett et al., 2008).

4.3 Design de l'étude :

Echelonné sur une période de 63 jours, le design se composait en quatre étapes. Deux pour la réalisation des évaluations pré et post-étude et deux pour la réalisation des séances de familiarisations et de renforcements.

Figure 3 : Frise chronologique



Le protocole de renforcement, d'une durée de six semaines et d'un total de 12 séances, constituait le socle de l'étude. Les évaluations pré et post-étude ont été réalisées pour en mesurer objectivement les effets. Afin d'accoutumer les sujets aux séances de renforcement, des sessions de familiarisation ont été instaurées (Timmins, Ruddy, et al., 2016). Ces séances se concentraient sur plusieurs points : les modalités d'exercices, les mesures à respecter et la compréhension des différentes échelles d'auto-évaluation par les sujets. Après ces séances de familiarisation, une randomisation a été effectuée avant l'entame du protocole. Pour cela, un générateur de groupe nommé « @My2lbox » a été utilisé. Cette randomisation avait pour objectif d'examiner les effets de deux interventions différentes, à savoir l'entraînement à l'ECHEC et l'entraînement avec RER.

4.4 Protocole d'évaluation initiale et finale

Les évaluations initiales et finales ont été réalisées au sein du cabinet « Institut Sport Atlantique » par un instrument de mesure nommé ergomètre isocinétique.

4.4.1-Présentation de l'ergomètre isocinétique

L'ergomètre isocinétique est le test de référence pour mesurer le couple de force (Chamorro et al., 2017). Selon une récente revue systématique, les tests d'isocinétisme fournissent des données cliniquement pertinentes dans l'évaluation de la force musculaire. Une différence inférieure à 15% serait observée entre les valeurs de force réelles et mesurées (Chamorro et al., 2017). Cet outil apparaît alors comme un instrument fiable et recommandé pour les chercheurs et cliniciens (Chamorro et al., 2017). De plus, il est validé dans le cadre de la ligamentoplastie de genou pour évaluer la force musculaire (Knezevic, 2014). Ce dispositif de mesure est donc un instrument de choix dans la réalisation de notre étude. L'ergomètre isocinétique dont dispose le cabinet ISA est un « Genu plus », mono-articulaire, de la marque Easytech®. Ce mono-siège avec dynamomètre intégré peut bénéficier d'une précision temporelle à la hauteur de vingt millisecondes.

4.4.2-Protocole d'évaluation avec ergomètre isocinétique

La réalisation des évaluations pré et post-études a été effectuée en respectant les lignes directrices du guide clinique d'isocinétisme (Edouard & degache, 2016). Un échauffement en trois temps a alors été réalisé selon les recommandations de la littérature. Celui-ci s'est déroulé par une première phase dite « générale », avec un travail cardio-vasculaire sur cycloergomètre pendant 10 minutes et à 100 watts. Il s'est ensuite poursuivi par une seconde phase dite « régionale », avec des séries de montées de genoux et de talons-fesses simulant la course à pied. Enfin, celui-ci s'est terminé par une dernière phase dite « spécifique » sur ergomètre isocinétique afin de familiariser les sujets au dispositif de mesure (Edouard & degache, 2016; Silva et al., 2013). Après l'échauffement standardisé, la force concentrique maximale des ischio-jambiers et des quadriceps a été évaluée. Deux types de vitesses articulaires étaient pour cela sélectionnées : 60°/s et 240°/s. Pour chaque vitesse, le sujet devait réaliser cinq répétitions à intensité maximale et dans un intervalle d'amplitude articulaire comprenant 5° et 90° de flexion de genou. Chaque mesure était exprimée en Newton-mètre par l'ergomètre d'isocinétisme. Cette unité est l'unité dérivée du système international pour le calcul de la force. A la suite de l'évaluation concentrique, des mesures de force maximale excentrique étaient réalisées, mais cette fois-ci uniquement pour les ischio-

jambiers. Deux types de vitesses articulaires étaient pour cela sélectionnées : 30°/s et 120°/s. Enfin, avant de clôturer les sessions d'évaluations, cinq contractions explosives isométriques de trois secondes étaient réalisées sur chaque jambe (Maffiuletti et al., 2016). Ces tests avaient pour objectif de mesurer le RFD exprimé en Newton-mètre/seconde.

4.4.3-Installation et encouragements des sujets

Le protocole d'aménagement recommandait une installation stricte pour minimiser les mouvements compensatoires, standardiser les mesures et réaliser les tests en sécurité (Edouard & degache, 2016). Les patients, assis au fond du fauteuil d'isocinétisme, devaient être munis de sangle de stabilisation au niveau de la taille, du tronc et de la partie distale de cuisse. La profondeur du siège devait être ajustée pour que l'axe de rotation du dynamomètre soit disposé face à l'axe de rotation du genou. La résistance du dynamomètre devait être placée deux centimètres au-dessus de la malléole-latérale. Enfin, un espace de deux travers de doigt devait séparer le plateau tibial de la partie terminale de la machine d'isocinétisme (Edouard & degache, 2016). Lors de chaque test d'effort, les sujets avaient pour consigne de « *contracter à intensité maximale* ». En accord avec la littérature, les participants étaient encourager et bénéficiaient d'un feedback visuel afin d'obtenir les performances les plus élevés au test (Silva et al., 2013).

Figure 4 : Installation sur l'ergomètre d'isocinétisme



4.4.4-Protocole d'évaluation de la tolérance

Lors des séances de renforcement, trois auto-évaluations sur différentes échelles étaient demandées aux sujets, il s'agissait des échelles RPE, FS et EVA (*Annexe 1,2 et 3*). Les deux premières étaient demandées après chaque exercice tandis que la 3^{ème} était demandée 48 heures après l'effort (Guo et al., 2017; Howatson & van Someren, 2008).

4.5 Protocole expérimental

Les sessions de familiarisation et de renforcement se sont déroulées au sein de l'institut Ifm3r à Saint Sébastien-sur-Loire. Les sujets devaient réaliser, pendant une durée d'environ 60 minutes, trois exercices spécifiques : l'exercice du « Glider », l'« Unilateral Straight Knee Bridge » (SKB) et le « Nordic Hamstring Exercise » (NHE) (C. M. Askling et al., 2013; Bourne et al., 2017; Timmins, et al., 2016). Lors de chaque séance, ils avaient pour consigne d'effectuer un volume total de 18 répétitions par exercice.

4.5.1-Groupe « ECHEC » et « RER »

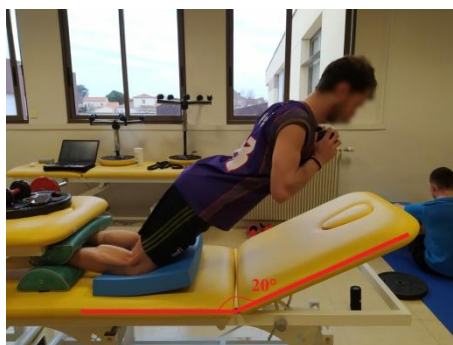
Comme mentionné précédemment, une randomisation a été effectuée après les séances de familiarisation, séparant les sujets en deux groupes, nommés « ECHEC » et « RER ».

- Le groupe « ECHEC » avait pour consigne de réaliser chaque série d'exercice jusqu'à la défaillance musculaire. Ce dernier ayant été préalablement défini comme l'incapacité à effectuer une répétition supplémentaire tout en maintenant un geste, un schéma corporel approprié (Marušič et al., 2020).
- Le groupe « RER » avait pour consigne de conserver, lors d'une série d'exercice, deux Répétitions en Reserve (RER) avant la défaillance musculaire.

4.5.2-Description et présentation du NHE

Pour ce premier exercice, les participants devaient s'agenouiller sur un tapis mousse, chevilles fixées au niveau des malléoles et bras croisés au niveau de la poitrine. A partir de cette position, il leur était demandé de se pencher en avant tout en maintenant leurs hanches en position de rectitude (Bourne et al., 2018; Presland et al., 2018). La consigne était de « *ralentir la descente aussi fort et aussi longtemps que possible* ». La répétition était validée si et seulement si le sujet parvenait à ralentir la descente jusqu'aux 20 derniers degrés d'amplitude (délimité par l'angle du dossier de la table) et si le temps sous tension était égal à cinq secondes (Bourne et al., 2018);. Une fois l'exercice effectué, les patients ont été invités à utiliser leurs bras pour se remettre en position de départ (Timmins et al., 2016).

Figure 5 : Nordic Hamstring Exercise



4.5.3-Description et présentation de l' « Unilateral Straight Knee Bridge » (SKB)

Pour ce deuxième exercice, les sujets devaient s'installer en position allongée et sur le dos, pieds surélevés sur un box de 30 centimètres de hauteur et genoux fléchis à 45° de flexion. Les sujets devaient par la suite réaliser un « pont-fessier » et un levé de jambe tendue unilatérale. Composé d'un mouvement concentrique de « levé de bassin » et d'un mouvement excentrique de « descente de bassin », cet exercice était validé sous deux conditions : le sujet devait terminer le premier mouvement concentrique en rectitude de hanche et devait achever le second avec un temps sous tension de 5 secondes (Suchomel et al., 2019).

Figure 6 : Unilatéral Straight Knee Bridge



4.5.4-« Glider »

Enfin pour ce dernier exercice, développé dans le protocole d'Askling pour la rééducation des ischio-jambiers, les sujets devaient se placer debout, les pieds légèrement écartés (C. M. Askling et al., 2013). Cet exercice consistait ensuite à reposer la majorité du poids du corps sur le talon de la jambe d'appui, avec un angle de flexion de genou de 20°, pendant que la jambe controlatérale réalisait « un glissé » vers l'arrière (Marušič et al., 2020). Ce mouvement de glissement devait s'effectuer de manière lente et dans l'entièreté de l'amplitude permise. Le retour à la position initiale se réalisait à l'aide des deux bras, la jambe d'appui ne devant pas intervenir (C. M. Askling et al., 2013). Cette technique sollicitait les ischio-jambiers de la jambe d'appui en excentrique par un phénomène de « tension musculaire ».

Figure 6 : Glider exercise



4.5.5-Justification des exercices

Très étudié dans la littérature, le NHE est recommandé dans les programmes de prévention des blessures (Bahr et al., 2015). Cela est compréhensible lorsque l'on étudie les descriptions de gains de force dévoilées par les récentes revues systématiques et méta-analyses (Cuthbert et al., 2020; Medeiros et al., 2020; van Dyk et al., 2019). En effet, des gains moyens de 10 à 26% seraient recensés après 6 semaines de RT, ce qui est significatif (Medeiros et al., 2020). Beaucoup moins étudié dans la littérature, le SKB montre des résultats d'activations musculaires élevés sur électromyogramme (EMG). En effet, au niveau des trois chefs musculaires des ischio-jambiers, il serait observé un niveau d'activation d'environ 99% en concentrique et de 60% en excentrique (Bourne et al., 2017). Enfin pour ce qui est du Glider, celui-ci permettrait, d'après la littérature, de renforcer davantage les fibres proximales des IJ (Buckthorpe et al., 2020). Alors que l'exercice du NHE est à « composante genou », celui du Glider est à « composante hanche » (Marušič et al., 2020). Cela permettrait alors, par sa réalisation en course externe, d'atteindre des degrés d'amplitude de hanche similaires à ceux observés pendant la phase de swing du sprint (Askling et al., 2013; Šarabon et al., 2019).

4.5.6- Quantification de la charge et temps sous tension (TUT)

Chaque exercice était réalisé avec une charge correspondant à 6RM. Cette charge a été quantifiée lors des séances de familiarisation en suivant les directives de la « National Strength and Conditioning Association » (Ph. D. Haff et al., 2015) (*Annexe 4*). La méthodologie permettait de déterminer la charge estimée à 6RM (*Annexe 4*). Afin de proposer des exercices à cette même intensité tout au long du programme, des augmentations de charge correspondant aux adaptations de force étaient envisagées. Ces dernières se réalisaient si les sujets parvenaient à exécuter plus de 8RM tout en maintenant un schéma corporel approprié. Pour l'exercice du NHE, des bandes élastiques de 20 et 10 kg de résistance étaient initialement utilisées. Si l'individu validait les critères d'augmentation de charge, le poids de corps (PDC) était demandé suivi de charges additionnelles de 5kg placées au niveau du processus xyphoïde (Bourne et al., 2017). Pour le « SKB » et le « Glider », le même principe était respecté, si les critères étaient validés, 5kg de charge étaient ajoutés.

4.5.7-Volume et Fréquence

Les sujets avaient pour consigne de réaliser 18 répétitions avec une charge correspondant à 6RM. L'échec ou son estimation, suivant le groupe auquel le sujet était rattaché, permettait de clôturer chaque série. Compte tenu de la charge, trois séries de 6RM était théoriquement envisagées, permettant ainsi d'obtenir un volume de 18 répétitions par

exercice. Par ailleurs, il convient de mentionner que le nombre de 6 répétitions par série correspondait alors à la « zone de force » décrite précédemment (Schoenfeld et al., 2021). Afin d'obtenir un effet significatif de gain de force, les sujets avaient une fréquence d'entraînement de deux sessions par semaine (Grgic et al., 2018). Conformément aux modalités d'exécution utilisées dans la littérature, les sujets avaient pour consigne de réaliser chaque exercice avec un tempo de 5 secondes (Marušič et al., 2020). Ce temps imparti s'explique par la volonté d'instaurer le tempo comme une composante à prendre en considération lors de l'entraînement en résistance. D'après la littérature, il semblerait qu'augmenter le temps sous tension (TUT) soit un avantage dans la recherche d'adaptations de force et d'hypertrophie musculaire, bien qu'il n'y ait pas encore de preuves claires (Wilk et al., 2020). A titre d'exemple, augmenter la durée d'un exercice à 6 secondes plutôt que 2 secondes provoquerait environ 40% d'augmentation de TUT (Wilk et al., 2018). Cela semblerait être un stimulus efficace pour les individus amateurs par la modalité de « force positionnelle » (Suchomel et al., 2018). De plus celle-ci ne semblerait pas fournir de répercussions négatives sur l'affect et la perception de l'effort (Tavares et al., 2020).

4.5.8- Collecte, statistique et analyse des données

Les logiciels « JASP », « Statistica » et « Excel » ont été les instruments utilisés pour analyser les données. Les statistiques descriptives ont majoritairement été traitées avec « Excel » tandis que les statistiques inférentielles ont été traitées avec les logiciels « JASP » et « Statistica ». La vérification de la distribution normale des données a été réalisée avec le test de Shapiro-wilk. Par la suite, une ANOVA à trois facteurs (vitesse, temps et groupe) a été effectuée pour les valeurs de force maximale. Les analyses « post-hoc » avec le test de « Newman Keuls » ont ainsi été réalisées. La même méthodologie statistique a été opérée pour les valeurs de RFD. Par ailleurs, puisque la force musculaire ne différait pas entre le membre dominant et le membre non dominant des sujets, la moyenne des deux membres a été calculée. Enfin pour ce qui est de l'évaluation de la tolérance et de l'adhésion (EVA, FS et RPE), des comparaisons intra-groupe et inter-groupe ont été effectuées. Le « wilcoxon signed-rank test » était réalisé pour les t-test aux variables dépendantes et le « Mann-whitney U test » pour les t-test aux variables indépendantes. Afin de savoir si les effets étaient significatifs, la valeur critique traditionnellement utilisée de 0.05 a été retenue. Pour mesurer la taille d'effet des différentes interventions, le « Rank Biserial Correlation », spécifique aux tests non paramétriques, a été utilisé. Durant la première session, chaque sujet a bénéficié d'une explication des différents exercices et de leurs modalités d'exécution.

5- Résultats

Les deux groupes expérimentaux étaient similaires pour ce qui est de l'âge, de la taille, du poids et de l'IMC des sujets (p -value >0.05) (**Tableau II**). De manière globale, la compliance était acceptable pour les deux groupes (93.75%), malgré une différence inter-groupe observable (100% pour le groupe ECHEC et 87,5% pour le groupe RER).

Tableau II: Caractéristiques démographiques générales

Variabes	Groupe Echec (n=8)	Groupe RER (n=7)	Total (n=15)	p-value ($p>0.05$)
Homme/Femme	7/1	4/3	11/4	NA
Age (années)	22.38 \pm 2.1	21.89 \pm 1.9	22.13 \pm 2.0	0.597
Taille (cm)	175.1 \pm 8.0	176.0 \pm 8.2	175,3 \pm 7.9	0.862
Poids (kg)	69.21 \pm 8.9	67.97 \pm 8.9	68.63 \pm 8.6	0.772
IMC (kg/m ²)	22.55 \pm 2.31	21.86 \pm 1.9	22.30 \pm 2.1	0.613

Moyenne \pm Ecart-type, IMC : Indice de Masse Corporelle. RER : Répétition en Reserve

5.1) Force musculaire des ischio-jambiers

Les résultats concernant la force musculaire sont présentés sous forme de tableau (**Tableau III**). Ils révèlent des augmentations de force statistiquement significatives dans le temps pour les deux groupes (p -value <0.05). En termes de preuves fournies, les analyses « Post-hoc » ont permis de montrer un effet significatif en excentrique et en concentrique pour les vitesses respectives de 30°.s⁻¹ (ECHEC : $p=0.0001$ et RER : $p=0.0004$) et 240°.s⁻¹ (ECHEC : $p=0.003$ et RER : $p=0.0001$).

Plus précisément, les gains de force excentrique (30°.s⁻¹) s'élèvent à 15,83% pour le groupe ECHEC [Différence Moyenne intra-groupe (DMig)= 24.88 N m, 95% CI 8.68 à 41.08 N m) et à 13.13% pour le groupe RER [(DMig)= 20.5 N m; 95% CI 10,15 à 30.85 N m). Ces résultats fournissent une « taille d'effet » pré et post-intervention de 0.767 et 0.643 respectivement (effet modéré et élevé). Pour ce qui est de la force concentrique (240°.s⁻¹), les gains s'élèvent à 16.23% pour le groupe ECHEC (DMig)=13.43 N m; 95% CI 3,47 à 23.39 N m) et à 13.53% pour le groupe RER (DMig)=8.36 N m; 95% CI 3,6 à 13,12= N m). Les tailles d'effet étaient respectivement de 0.950 et 1.000 (effet élevé).

En revanche, nous n'avons pas trouvé d'effet significatif pour les vitesses respectives de 120°.s⁻¹ et 60°.s⁻¹ pour les deux groupes. Une augmentation statistique a bien été relevée pour ces vitesses de contractions, mais pas de manière significative. [ECHEC(60°.s⁻¹): $p=0.13$ et RER(60°.s⁻¹): $p=0.07$; ECHEC(120°.s⁻¹): $p=0.13$ et RER(120°.s⁻¹): $p=0.18$].

En ce qui concerne la comparaison inter-groupe, aucune différence significative n'a été constatée également, quel que soit le type et la vitesse de contraction [Comparaison inter-groupe pré-étude (p=0.479) et post-étude (p=0.266)].

Tableau II : Changement global de la force maximale en concentrique et en excentrique pour les sujets des groupes RER et ECHEC

Vélocité de contraction	Force pré-étude en N m (n=15)		Force post-étude en N m (n=15)		Comparaison intra-Groupe en % (n=15)		Comparaison inter-Groupe en % (n=15)
	EC	RER	EC	RER	EC	RER	
Concentrique 240(°.s ⁻¹)	71.88±19.3	66.5± 14.7	89.69± 23.0**	74.86±16.0**	16.23*	13.53*	2.7
Excentrique 30(°.s ⁻¹)	163.00± 36.5	146.79± 28.6	185.38± 33.5**	167.29 ±38.6**	15.83*	13.13*	2.7
Concentrique 60(°.s ⁻¹)	123.5± 33.9	109.88±24.1	131.5± 37.0	133.5 ±37.0	7.28	6.24	1.04
Excentrique 120(°.s ⁻¹)	157.44±45.7	138.21±26.2	165.94± 34.7	144.14±26.8	7.09	4.73	2.36

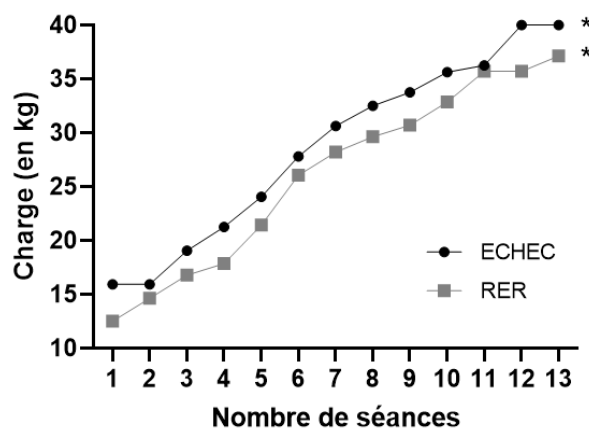
Moyenne± Ecart-type ; N m=Newton mètre ; *=p-value<0.05 ; **=p-value<0.005

Test de force du SKB (Unilateral Straight Knee Bridge)

En ce qui concerne la charge soulevée par les sujets durant les sessions d'entraînement, une différence significative a été relevée entre les périodes pré et post-intervention (p-value<0.05) (**Figure 3**). En effet, les analyses ont permis de montrer que les groupes ECHEC [Différence Moyenne (DM)= 24.64kg ; 95% CI 20.73 à 28.55kg] et RER [(DM)= 24.06kg ; 95% CI 20.87kg à 28.06kg) ont augmenté leurs charges de plus de 24kg]. Les valeurs statistiques de « p » étaient respectivement de 0.013 et de 0.022.

En ce qui concerne la comparaison inter-groupe, aucune différence significative n'a été enregistrée entre les deux groupes au départ de l'étude (DM= 3.44kg ; 95%CI 0.07kg à 6.24kg ; p=0.514) ainsi qu'à son terme (DM= 2.86kg ; 95%CI 0.05kg à 5.64kg ; p=0.313).

Figure 3 : Evolution de la charge dans le temps sur l'exercice SKB (en kg)



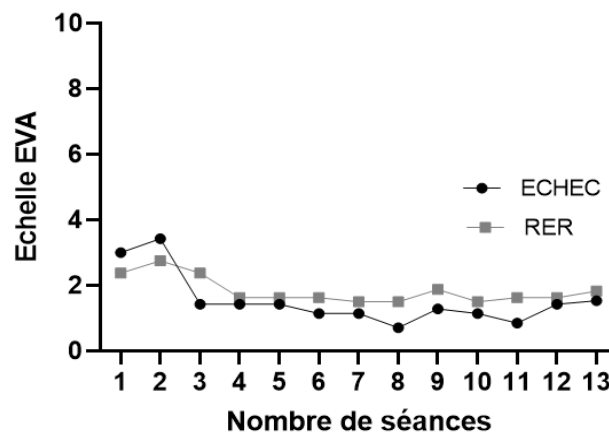
5.2) Tolérance et adhésion à l'exercice

Perception de la douleur (EVA)

La mesure moyenne de la douleur à 48 heures post-entraînement était de 1.68 ± 0.21 (moyenne \pm SD) durant les 12 sessions de formation (**Figure 4**). Aucune différence significative n'a été constatée entre les deux groupes [(RER= 1.53 ± 0.5 ; ECHEC= 1.83 ± 0.4 ; (DMig)=0.29; 95% CI -0.30 à 0.88 ; p=0.602].

A noter que les sujets des deux groupes ont connu une diminution dans le temps des expériences douloureuses supérieures à une unité sur l'échelle EVA [ECHEC (DMig)=1.57 ; RER (DM) =1.16] (**Figure 4**). Cependant, cette diminution ne s'est pas avérée statistiquement significative [moyenne (ECHEC)=1.53 et p=0.410 ; moyenne (RER)=1.83 et p=0.106]. (**Figure 4**).

Figure 4: Evolution de la douleur dans le temps (EVA)



Echelle du ressenti (FS) et de la perception de l'effort (RPE)

Concernant les données de l'affect, la mesure moyenne durant les 12 sessions de formation était de 1.08 ± 0.34 (moyenne \pm SD) (**Figure 5**). Comme pour la mesure des données de la douleur, aucune différence significative n'a été constatée entre les deux groupes [(RER= 1.13 ± 0.5 ; ECHEC= 1.03 ± 0.4 ; (DM)=0.08; 95% CI -0.3 à 0.46; p=0.779] (**Figure 5**).

Concernant la perception de l'effort, celle-ci était de $16,70 \pm 0.42$ (moyenne \pm SD) (**Figure 6**). Dans la même dynamique que les autres échelles d'évaluation de tolérance, aucune différence significative n'a été observée en inter-groupe [(RER= 16.62 ± 0.5 ; ECHEC= 16.79 ± 0.3); (DM)=0.24; 95%CI -0.27 à 0.75 ; p=0.778]. Enfin, aucune différence significative n'a été enregistrée en intra-groupe pour le FS [p(ECHEC)=0.296 et p(RER)=0.071] et le RPE [p(ECHEC)=0.064 et p(RER)=0.050] (**Figure 6**).

Figure 5: Evolution de l'affect dans le temps (FS)

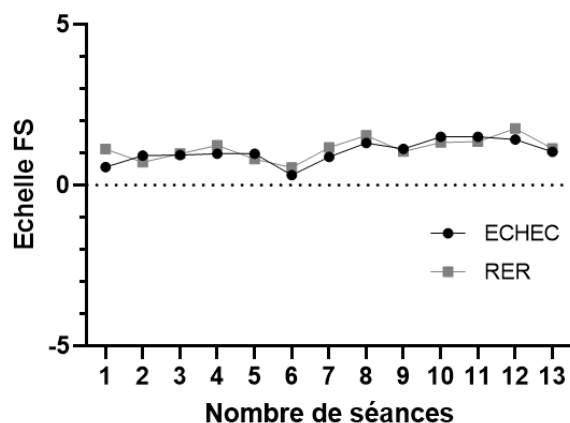
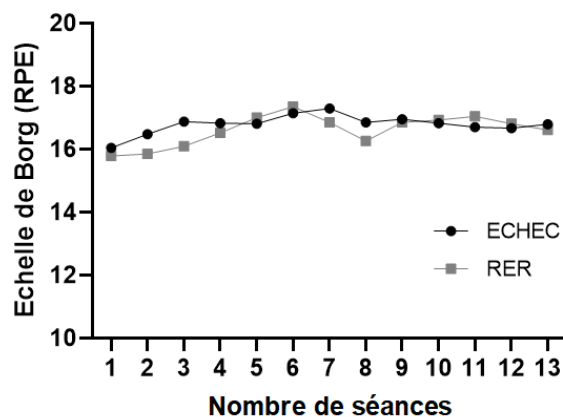


Figure 6: Evolution de la perception de l'effort dans le temps (RPE)



5.3) Vitesse de montée en force (RFD)

Les résultats concernant le RFD sont présentés sous forme de tableau (*Tableau IV*). Ils révèlent des augmentations de force statistiquement significatives dans le temps pour le groupe ECHEC. En effet, les sujets ont augmenté leur performance en RFD entre le début et la fin de l'étude pour les temps impartis de 80 et 200ms. Des gains plus élevés sont constatés en phase rapide (ECHEC= 47.67% ; RER= 35.09%) qu'en phase lente (ECHEC=25.45% ; RER=21.93% ; p-value<0.05). Les tailles d'effet ont été calculées entre 0.929 et 1.000 sur le « Rank-Biserial Correlation » pour les deux groupes lors de chaque phase de contraction.

Tableau IV : Changement global du RFD absolue en isométrique des deux groupes RER et ECHEC avant (pré-étude) et après (post-étude) l'entraînement

Durée de contraction	Force Pré-étude en N.m.s ⁻¹ (n=15)		Force Post-étude en N.m.s ⁻¹ (n=15)		P-value intra- Groupe (n=15)		P-value inter- Groupe (n=15) EC-RER
	EC	RER	EC	RER	EC	RER	
Isométrique phase rapide (80ms)	743.75±151	591.5± 168	996.88± 132**	752.63±202**	0.0003	0.0078	0.35
Isométrique phase lente (200ms)	554.5± 101	515.15± 113	671.1± 95**	603.55 ±133**	0.0002	0.0008	0.52

Moyenne± SD, N.m=Newton.mètre, *=p-value<0.05 **=p-value<0.005

Pour ce qui est de la comparaison inter-groupe, aucune différence significative n'a été constatée entre les deux groupes lors de la phase rapide (p-value<0.05) [(DM)=91.96 ; 95% CI -21.33 à 205.25] et pour la phase lente [(DM)=28.01; 95% CI -11 à 67].

6-Discussion

6.1) Principaux résultats au regard des hypothèses et objectifs de départ

L'objectif principal de cette étude était de comparer les effets de deux modalités de renforcement excentrique à charge lourde (ECHEC et RER) sur la force et la tolérance vis-à-vis de sujets sains et adultes. Les trois principales conclusions amenées par celle-ci sont les suivantes :

- L'entraînement en force excentrique à charge lourde (ECHEC ET RER) semble augmenter à la fois, le RFD, la force concentrique et la force excentrique des IJ.
- L'ECHEC ne semble pas fournir d'avantage de gains en termes de force et de RFD.
- Les RER ne semblent pas fournir des avantages de tolérance et d'adhésion.

Evolution des paramètres mécaniques dans le temps (comparaison intra-groupe).

Pour ce premier point, les résultats ont fourni des preuves selon lesquelles l'entraînement en résistance était favorable à l'amélioration de la force et du RFD des IJ. De manière plus précise, des augmentations en excentrique ont été retrouvées dans les deux groupes après 6 semaines d'entraînement. Le groupe ECHEC a connu un gain à hauteur de 15.83% tandis que le groupe RER a connu un gain à hauteur de 13,13 %. En terme de pourcentage, ces résultats font écho à la récente méta-analyse sur le sujet (Medeiros et al., 2020). Selon ces auteurs, les augmentations moyennes de force excentrique s'échelonnaient entre 10 et 26% après un tel programme. Des résultats qui se montrent alors cohérents avec ceux de l'étude actuelle, d'autant plus qu'ils ont aussi été obtenus avec le dispositif d'entraînement du « Nordic Hamstring » et évalués avec un ergomètre isocinétique (Medeiros et al., 2020). De fait, la « taille d'effet » s'aligne aussi avec les données de la littérature, avec un ordre de grandeur qualifié également de « modéré à élevé » (Cuthbert et al., 2020; Gérard et al., 2020). Pour finir, les augmentations de charges ont également suivi une même tendance. A titre d'exemple, nous avons mis en exergue une augmentation de force 6RM sur l'exercice du SKB, avec un gain de charge moyen à une hauteur de 24,36kg pour les deux groupes (p -value<0.05).

En ce qui concerne les augmentations de force en concentrique, les résultats se montrent aussi similaire à la recherche. Certains auteurs ont rapporté des gains à hauteur de 13.1 à 16.5% (Timmins, et al., 2016). Ces derniers se rapprochent alors grandement de ceux relatés dans notre étude (13.53 à 16.23%).

Enfin, en ce qui concerne le RFD, des améliorations significatives ont été relevées. Les augmentations moyennes des données absolues de RFD étaient de $207.13 \text{ N.m.s}^{-1}$ pour la phase rapide (80 ms) et de 102.5 N.m.s^{-1} pour la phase lente (200ms). Ces résultats, avec une taille d'effet « élevée » (0.929 à 1.000), contraste cependant légèrement avec les données de la littérature (Blazevich et al., 2020). En effet, les chercheurs montraient une taille d'effet « modérée » à « faible » dans leur méta-analyse, ce qui pondère légèrement les résultats de notre intervention.

En l'espèce, la présente étude montre alors que les deux conditions d'expérimentation semblent pertinentes dans une optique de lutte contre les déficits des IJ. Si bien qu'elles pourraient probablement être envisagées pour des sujets présentant des déficits tels que ceux identifiés à la suite d'une ligamentoplastie.

- Apport d'un entraînement à L'ECHEC sur la force et de RFD (comparaison inter-groupe)

Bien que ces résultats soient essentiels à considérer, la présente étude cherchait cependant principalement à comparer les effets des deux méthodes d'entraînement. Les conclusions tirées pour répondre à cet objectif n'ont pas permis de mettre en lumière de différences significatives ($p\text{-value}<0.05$). En effet, en ce qui concerne la force et le RFD, les comparaisons intergroupes n'ont pas montré de plus-value de gains d'un traitement par rapport à un autre ($p>0.05$). Aller à l'échec ne semble pas nécessaire pour lutter contre les déficits de force et de RFD d'IJ. Ces résultats suggèrent alors que l'entraînement avec deux répétitions en réserves produit des augmentations de force similaire à un entraînement à l'ECHEC. Ces données font échos aux derniers travaux de la recherche sur le sujet (Grgic et al ; 2021). En effet, ces auteurs n'avaient pas trouvé de différence significative entre les deux conditions d'entraînements dans leur méta-analyse ($p= 0.198$). Les résultats illustraient même l'absence d'effet clinique d'un entraînement à l'échec par rapport au non-échec pour un volume d'entraînement équivalent (D de Cohen= -0.09)(Grgic et al., 2021).

- Apport d'un entraînement à intensité relative (RER) sur la tolérance et l'adhésion (comparaison inter-groupe)

Enfin, la présente étude cherchait à comparer les effets d'adhésion et de tolérance de ces deux formes d'entraînements. Les éléments qui répondent à cet objectif n'ont pas permis de prouver l'intérêt d'un programme de renforcement vis-à-vis d'un autre. Les RER ne sembleraient pas augmenter la tolérance et l'adhésion à l'exercice. A titre d'exemple, la RPE a été continuellement évaluée à des valeurs correspondant à la zone d'intensité haute tout au

long du programme d'entraînement (moyenne RER=16.62± 0.5; moyenne ECHEC=16.79±0.3)(*Annexe 1*). Ces éléments montrent que l'application de deux RER ne permet pas de diminuer la perception de l'effort. Aux regards des données de la littérature, ces résultats semblent finalement cohérents. En effet, selon certains auteurs, une telle perception de l'effort (16/20) sur l'échelle de Borg correspondrait à environ 80% de la 1RM (Lagally & Amorose, 2007). Autrement dit, peu importe la réalisation d'un entraînement à l'échec ou non, c'est la charge qui conditionne la perception de l'effort. D'après ces mêmes auteurs, il existerait alors une relation entre l'échelle RPE et le pourcentage de la 1RM. (Lagally & Amorose, 2007; Milot et al., 2019). Privilégier un entraînement à deux RER pour en améliorer la perception de l'effort semblerait alors négligeable.

Lorsque nous analysons les données sur l'échelle de ressenti (FS), le même constat est reproduit. Les sujets ont conservé un ressenti post-exercice globalement équivalent tout au long du processus d'entraînement (moyenne RER=1.13±0.3; moyenne ECHEC= 1.03±0.4). L'affect était catégorisé comme « plutôt bon » d'après les descriptions de l'échelle correspondante (*Annexe 3*). Aucune différence significative n'a été démontrée entre les deux groupes ($p < 0.05$). De plus, lorsque nous confrontons nos données avec la littérature, les observations s'alignent quelques peu avec les conclusions vis-à-vis de la RPE. En effet, il semblerait que ce soit aussi la charge qui conditionne l'affect, et non l'échec musculaire (Buckner et al., 2018). Dans l'étude citée, les auteurs comparaient deux programmes de renforcement : un réalisé avec 1RM et un autre réalisé avec 8-12RM. Dans cette étude, c'est bien le groupe avec une seule répétition qui montrait les meilleures réponses affectives (Buckner et al., 2018). De fait, ces résultats montrent que ce n'est pas l'échec musculaire qui conditionne l'affect et la perception de l'effort, mais davantage la charge. Conformément à nos données et à celles de la littérature, privilégier un entraînement à deux RER pour en améliorer l'adhésion et la tolérance du patient semble alors négligeable.

Pour finir, il convient de mentionner une attitude évolutive positive des deux groupes durant les 6 semaines de renforcement (*Figure 4, 5 et 6*). En effet, bien que cela ne soit pas significatif, nous constatons des moyennes et des schémas évolutifs favorables pour la douleur, l'affect et la perception de l'effort (RPE). Pour ce qui est de la douleur par exemple, l'évolution tend vers une diminution d'environ une unité au cours des 6 semaines d'intervention (différence moyenne ECHEC= 1.58u; différence moyenne RER=0.76u). Ces données montrent que l'accumulation de séances ne serait pas néfaste pour l'individu. A

l'inverse, une adaptation à la douleur semblerait se dessiner. Nous pouvons alors penser que l'accumulation de séances augmente de façon modérée la tolérance à l'effort.

6.2) Limites méthodologiques

Premièrement et contrairement à ce qui était initialement prévu, cette étude n'a pas été réalisée avec des individus en phase de RAS après une rééducation post-opératoire du LCA. Cet élément doit obligatoirement être pris en compte car ce sont des sujets sains qui ont réalisé le protocole. Autrement dit, il convient de rester prudent quant à l'interprétation de ces résultats vis-à-vis de la population pathologique.

Deuxièmement, les augmentations de force enregistrées sur ergomètre isocinétique n'ont pas fourni d'effet significatif pour toutes les vitesses de contraction, ce qui se montre surprenant au vu des résultats antérieurs décrits dans la littérature (Timmins et al., 2016). Une explication potentielle réside dans le choix d'évaluation. Nous avons opté pour un ergomètre isocinétique lors des sessions de tests pré et post-étude, qui est un modèle de travail en chaîne cinétique ouverte (CCO) à une seule articulation. La problématique qui en découle est que les sessions d'entraînements ont toutes été réalisées en chaîne cinétique fermée (CCF) et de manière pluri-articulaire. Y'avait-il alors un bon transfert entre les sessions d'entraînement en CCF et les sessions d'évaluation en CCO ? C'est-à-dire une conservation des gains de force ? Cette réponse n'est pas si simple dans la littérature. D'après certains auteurs, il y aurait une différence de pattern de coordination musculaire entre les exercices « pluri-articulaires » et « uni-articulaires », ce qui serait responsable d'une perte de transfert (Stone et al., 2002). D'après d'autres auteurs, il y aurait une différence de schéma d'activation, ce qui provoquerait des asymétries d'améliorations de performance pour ces deux types d'entraînement (Prokopy et al., 2008; Suchomel et al., 2018). A titre d'exemple, des exercices en CCF ont permis d'améliorer des performances de lancer de joueurs de softball de 3.5% contre 0.5% en CCO (Prokopy et al., 2008). Ces résultats font alors écho à la potentielle perte de transfert en utilisant l'ergomètre isocinétique.

Troisièmement, des gains de force et de RFD ont été retrouvés légèrement plus élevés dans la condition expérimentale ECHEC. Bien qu'ils ne soient pas significatifs, ce constat a néanmoins été confirmé pour la totalité des sessions d'évaluations. Ces résultats sont pour autant à considérer avec parcimonie. Au vu de la différence minimale entre ces deux groupes, plusieurs éléments pourraient potentiellement en donner une explication. Parmi ceux-là peut être évoquée la présence d'un biais d'attrition. En effet, un sujet de sexe masculin a été perdu

de vue pendant l'étude, ce qui représente un pourcentage de perte de 12,5%. D'après l'outil d'analyse Pedro, les risques d'attrition sont considérés comme faibles lorsqu'ils sont inférieurs à 5% et comme forts lorsqu'ils sont supérieurs à 20% (Schulz et al., 2002). Un biais d'attrition qualifié comme « modéré » pourrait s'avérer présent dans notre étude. Parmi ces éléments encore, il semblerait qu'une hétérogénéité interindividuelle de gains de force fasse aussi surface. En effet, il aurait été trouvé de larges gammes de réponse de force interindividuelle pour une même charge d'entraînement (Hubal et al., 2005). De fait et au vu du nombre modéré de sujets, ce facteur aurait pu interférer dans l'interprétation des résultats.

Enfin, des limites méthodologiques sont à mentionner pour le recueil des données de RFD. L'extraction des données a été effectuée directement sur ergomètre isocinétique, nous n'avons pas pu transférer le fichier de données sur le logiciel BIOPAC Student Lab Pro® (BIOPAC System Inc., Goleta, USA) comme initialement prévu. La précision temporelle était alors moins élevée (20 millisecondes) et le signal de force n'a pas pu être lissé. Nous n'avons donc pas pu suivre les lignes directrices décrites dans la littérature, rendant nos résultats moins fiables et moins valides (Maffiuletti et al., 2016). Ces limites méthodologiques pourraient potentiellement contribuer à la légère différence de gains de RFD entre la présente étude et la dernière revue systématique sur le sujet (Blazevich et al., 2020).

7-Conclusion

Les résultats de cette étude soutiennent l'intérêt d'un renforcement musculaire excentrique à charge lourde (6RM) des IJ. Cependant, il semblerait que ce type d'entraînement n'ait pas nécessairement besoin d'être réalisé à l'échec pour créer des adaptations de forces et de RFD optimales. La réalisation d'un entraînement avec deux RER et à volume équivalent semble tout aussi efficace. Par ailleurs, il convient de noter qu'un entraînement à l'échec ne semble pas avoir d'effets néfastes sur l'adhésion et la tolérance d'un tel programme de renforcement. Il semblerait nécessaire de privilégier l'individualisation des séances entre un entraînement à l'échec ou non. D'après la littérature, l'adaptation à l'exercice est augmentée lorsque la conception du programme est individualisée (Helms et al., 2018; Maestroni et al., 2020). Face à l'absence de différence significative entre ces deux types d'entraînement, laisser le libre choix au patient semble être un intermédiaire pertinent. Des recherches futures restent néanmoins à entreprendre afin de savoir si les résultats obtenus peuvent être transférés à une population présentant réellement la pathologie recherchée, à savoir une rLCA.

8- Bibliographie

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P., & Dyhre-Poulsen, P. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 93(4), 1318-1326. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00283.2002>
- Andersen, L. L., Andersen, J. L., Zebis, M. K., & Aagaard, P. (2010). Early and late rate of force development : Differential adaptive responses to resistance training? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(1), e162-169. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2009.00933.x>
- Anderson, M. J., Browning, W. M., Urband, C. E., Kluczynski, M. A., & Bisson, L. J. (2016). A Systematic Summary of Systematic Reviews on the Topic of the Anterior Cruciate Ligament. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 4(3), 2325967116634074. <https://doi.org/10.1177/2325967116634074>
- Andrade, R., Pereira, R., van Cingel, R., Staal, J. B., & Espregueira-Mendes, J. (2020). How should clinicians rehabilitate patients after ACL reconstruction? A systematic review of clinical practice guidelines (CPGs) with a focus on quality appraisal (AGREE II). *British Journal of Sports Medicine*, 54(9), 512-519. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-100310>
- Angelozzi, M., Madama, M., Corsica, C., Calvisi, V., Properzi, G., McCaw, S. T., & Cacchio, A. (2012). Rate of force development as an adjunctive outcome measure for return-to-sport decisions after anterior cruciate ligament reconstruction. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(9), 772-780. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3780>
- Arden, C. L., Taylor, N. F., Feller, J. A., & Webster, K. E. (2014). Fifty-five per cent return to competitive sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery : An updated systematic review and meta-analysis including aspects of physical functioning and contextual factors. *British Journal of Sports Medicine*, 48(21), 1543-1552. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-093398>
- Arden, C. L., & Webster, K. E. (2009). Knee flexor strength recovery following hamstring tendon harvest for anterior cruciate ligament reconstruction : A systematic review. *Orthopedic Reviews*, 1(2), e12. <https://doi.org/10.4081/or.2009.e12>
- Askling, C., Karlsson, J., & Thorstensson, A. (2003). Hamstring injury occurrence in elite soccer players after preseason strength training with eccentric overload. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 13(4), 244-250. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2003.00312.x>

Askling, C. M., Tengvar, M., & Thorstensson, A. (2013). Acute hamstring injuries in Swedish elite football : A prospective randomised controlled clinical trial comparing two rehabilitation protocols. *British Journal of Sports Medicine*, 47(15), 953-959. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092165>

Association, N.-N. S. & C., Ph. D. Haff, G. G., & Ph. D. Triplett, N. T. (2015). *Essentials of Strength Training and Conditioning* (4e édition). Human Kinetics, Inc.

Bahr, R., Thorborg, K., & Ekstrand, J. (2015). Evidence-based hamstring injury prevention is not adopted by the majority of Champions League or Norwegian Premier League football teams : The Nordic Hamstring survey. *British Journal of Sports Medicine*, 49(22), 1466-1471. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094826>

Baiamonte, B. A., Kraemer, R. R., Chabreck, C. N., Reynolds, M. L., McCaleb, K. M., Shaheen, G. L., & Hollander, D. B. (2017). Exercise-induced hypoalgesia : Pain tolerance, preference and tolerance for exercise intensity, and physiological correlates following dynamic circuit resistance exercise. *Journal of Sports Sciences*, 35(18), 1-7. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1239833>

Bayer, S., Meredith, S. J., Wilson, K., de Sa, D., Pauyo, T., Byrne, K., McDonough, C. M., & Musahl, V. (2020). Knee Morphological Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament Injury : A Systematic Review. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 102(8), 703-718. <https://doi.org/10.2106/JBJS.19.00535>

Beckham, G. K., Suchomel, T. J., Sole, C. J., Bailey, C. A., Grazer, J. L., Kim, S. B., Talbot, K. B., & Stone, M. H. (2019). Influence of Sex and Maximum Strength on Reactive Strength Index-Modified. *Journal of Sports Science & Medicine*, 18(1), 65-72.

Beynon, B. D., Johnson, R. J., Abate, J. A., Fleming, B. C., & Nichols, C. E. (2005). Treatment of anterior cruciate ligament injuries, part 2. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(11), 1751-1767. <https://doi.org/10.1177/0363546505279922>

Blazevich, A. J., Wilson, C. J., Alcaraz, P. E., & Rubio-Arias, J. A. (2020). Effects of Resistance Training Movement Pattern and Velocity on Isometric Muscular Rate of Force Development : A Systematic Review with Meta-analysis and Meta-regression. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 50(5), 943-963. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01239-x>

Bleakley, C., McDonough, S., Gardner, E., Baxter, G. D., Hopkins, J. T., & Davison, G. W. (2012). Cold-water immersion (cryotherapy) for preventing and treating muscle soreness after exercise. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2, CD008262. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD008262.pub2>

Bourne, M. N., Bruder, A. M., Mentiplay, B. F., Carey, D. L., Patterson, B. E., & Crossley, K. M. (2019). Eccentric knee flexor weakness in elite female footballers 1-10 years

- following anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 37, 144-149. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.03.010>
- Bourne, M. N., Timmins, R. G., Opar, D. A., Pizzari, T., Ruddy, J. D., Sims, C., Williams, M. D., & Shield, A. J. (2018). An Evidence-Based Framework for Strengthening Exercises to Prevent Hamstring Injury. *Sports Medicine*, 48(2), 251-267. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0796-x>
- Bourne, M. N., Williams, M. D., Opar, D. A., Al Najjar, A., Kerr, G. K., & Shield, A. J. (2017). Impact of exercise selection on hamstring muscle activation. *British Journal of Sports Medicine*, 51(13), 1021-1028. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095739>
- Buckner, S. L., Dankel, S. J., Mattocks, K. T., Jessee, M. B., Mouser, J. G., & Loenneke, J. P. (2018). The affective and behavioral responses to repeated « strength snacks ». *Physiology International*, 105(2), 188-197. <https://doi.org/10.1556/2060.105.2018.2.15>
- Buckthorpe, M. (2019). Optimising the Late-Stage Rehabilitation and Return-to-Sport Training and Testing Process After ACL Reconstruction. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 49(7), 1043-1058. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01102-z>
- Buckthorpe, M., Danelon, F., La Rosa, G., Nanni, G., Stride, M., & Della Villa, F. (2020). Recommendations for Hamstring Function Recovery After ACL Reconstruction. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01400-x>
- C**arroll, K. M., Bazylar, C. D., Bernards, J. R., Taber, C. B., Stuart, C. A., DeWeese, B. H., Sato, K., & Stone, M. H. (2019). Skeletal Muscle Fiber Adaptations Following Resistance Training Using Repetition Maximums or Relative Intensity. *Sports (Basel, Switzerland)*, 7(7). <https://doi.org/10.3390/sports7070169>
- Carroll, K. M., Bernards, J. R., Bazylar, C. D., Taber, C. B., Stuart, C. A., DeWeese, B. H., Sato, K., & Stone, M. H. (2018). Divergent Performance Outcomes Following Resistance Training Using Repetition Maximums or Relative Intensity. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1-28. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2018-0045>
- Chamorro, C., Armijo-Olivo, S., De la Fuente, C., Fuentes, J., & Javier Chiroso, L. (2017). Absolute Reliability and Concurrent Validity of Hand Held Dynamometry and Isokinetic Dynamometry in the Hip, Knee and Ankle Joint : Systematic Review and Meta-analysis. *Open Medicine (Warsaw, Poland)*, 12, 359-375. <https://doi.org/10.1515/med-2017-0052>

- Chen, M. J., Fan, X., & Moe, S. T. (2002). Criterion-related validity of the Borg ratings of perceived exertion scale in healthy individuals : A meta-analysis. *Journal of Sports Sciences*, 20(11), 873-899. <https://doi.org/10.1080/026404102320761787>
- Coffey, T. H. (1946). Delorme method of restoration of muscle power by heavy resistance exercises. *Treatment Services Bulletin. Canada. Department of Veterans' Affairs*, 1(2), 8-11.
- Cone, S. G., Howe, D., & Fisher, M. B. (2019). Size and Shape of the Human Anterior Cruciate Ligament and the Impact of Sex and Skeletal Growth. *JBJS reviews*, 7(6), e8. <https://doi.org/10.2106/JBJS.RVW.18.00145>
- Cristiani, R., Mikkelsen, C., Forssblad, M., Engström, B., & Stålmán, A. (2019). Only one patient out of five achieves symmetrical knee function 6 months after primary anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 27(11), 3461-3470. <https://doi.org/10.1007/s00167-019-05396-4>
- Cuthbert, M., Ripley, N., McMahon, J. J., Evans, M., Haff, G. G., & Comfort, P. (2020). The Effect of Nordic Hamstring Exercise Intervention Volume on Eccentric Strength and Muscle Architecture Adaptations : A Systematic Review and Meta-analyses. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 50(1), 83-99. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01178-7>
- D**avies, T., Orr, R., Halaki, M., & Hackett, D. (2016). Effect of Training Leading to Repetition Failure on Muscular Strength : A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 46(4), 487-502. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0451-3>
- De Ste Croix, M., ElNagar, Y. O., Iga, J., Ayala, F., & James, D. (2017). The impact of joint angle and movement velocity on sex differences in the functional hamstring/quadriceps ratio. *The Knee*, 24(4), 745-750. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2017.03.012>
- Decker, L. M., Moraiti, C., Stergiou, N., & Georgoulis, A. D. (2011). New insights into anterior cruciate ligament deficiency and reconstruction through the assessment of knee kinematic variability in terms of nonlinear dynamics. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 19(10), 1620-1633. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1484-2>
- Del Vecchio, A., Falla, D., Felici, F., & Farina, D. (2019). The relative strength of common synaptic input to motor neurons is not a determinant of the maximal rate of force development in humans. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 127(1), 205-214. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00139.2019>

Douglas, J., Pearson, S., Ross, A., & McGuigan, M. (2017). Chronic Adaptations to Eccentric Training : A Systematic Review. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 47(5), 917-941. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0628-4>

Edouard, P., & degache, francis. (2016). *Guide d'isocinétisme, L'évaluation isocinétique des concepts aux conditions sportives et pathologiques* (Elsevier Masson).

Emanuel, A., Rozen Smukas, I., & Halperin, I. (2020). How One Feels During Resistance Exercises : A Repetition-by-Repetition Analysis Across Exercises and Loads. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1-10. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2019-0733>

Faro, J., Wright, J. A., Hayman, L. L., Hastie, M., Gona, P. N., & Whiteley, J. A. (2019). Functional Resistance Training and Affective Response in Female College-Age Students. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 51(6), 1186-1194. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001895>

Filbay, S. R., Ackerman, I. N., Russell, T. G., Macri, E. M., & Crossley, K. M. (2014). Health-related quality of life after anterior cruciate ligament reconstruction : A systematic review. *The American Journal of Sports Medicine*, 42(5), 1247-1255. <https://doi.org/10.1177/0363546513512774>

Filbay, S. R., & Grindem, H. (2019). Evidence-based recommendations for the management of anterior cruciate ligament (ACL) rupture. *Best Practice & Research. Clinical Rheumatology*, 33(1), 33-47. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2019.01.018>

Fisher, J., Steele, J., Bruce-Low, S., & Smith, D. (2011). Evidence-Based Resistance Training Recommendations. *Medicina Sportiva*, 15, 147-162. <https://doi.org/10.2478/v10036-011-0025-x>

Folland, J. P., Buckthorpe, M. W., & Hannah, R. (2014). Human capacity for explosive force production : Neural and contractile determinants. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 24(6), 894-906. <https://doi.org/10.1111/sms.12131>

Fyfe, J. J., Opar, D. A., Williams, M. D., & Shield, A. J. (2013). The role of neuromuscular inhibition in hamstring strain injury recurrence. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 23(3), 523-530. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.12.006>

Gabriel, D. A., Kamen, G., & Frost, G. (2006). Neural adaptations to resistive exercise : Mechanisms and recommendations for training practices. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 36(2), 133-149. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636020-00004>

- Gérard, R., Gojon, L., Declève, P., & Van Cant, J. (2020). The Effects of Eccentric Training on Biceps Femoris Architecture and Strength : A Systematic Review With Meta-Analysis. *Journal of Athletic Training*, *55*(5), 501-514. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-194-19>
- Gokeler, A., Neuhaus, D., Benjaminse, A., Grooms, D. R., & Baumeister, J. (2019). Principles of Motor Learning to Support Neuroplasticity After ACL Injury : Implications for Optimizing Performance and Reducing Risk of Second ACL Injury. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *49*(6), 853-865. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01058-0>
- Grgic, J., Schoenfeld, B. J., Davies, T. B., Lazinica, B., Krieger, J. W., & Pedisic, Z. (2018). Effect of Resistance Training Frequency on Gains in Muscular Strength : A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *48*(5), 1207-1220. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0872-x>
- Grgic, J., Schoenfeld, B. J., Orazem, J., & Sabol, F. (2021). Effects of resistance training performed to repetition failure or non-failure on muscular strength and hypertrophy : A systematic review and meta-analysis. *Journal of Sport and Health Science*. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2021.01.007>
- Guo, J., Li, L., Gong, Y., Zhu, R., Xu, J., Zou, J., & Chen, X. (2017). Massage Alleviates Delayed Onset Muscle Soreness after Strenuous Exercise : A Systematic Review and Meta-Analysis. *Frontiers in Physiology*, *8*. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00747>
- H**ardy, C. J., & Rejeski, W. J. (1989). Not What, but How One Feels : The Measurement of Affect during Exercise. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, *11*(3), 304-317. <https://doi.org/10.1123/jsep.11.3.304>
- He, X., Yang, X.-G., Feng, J.-T., Wang, F., Huang, H.-C., He, J.-Q., & Hu, Y.-C. (2020). Clinical Outcomes of the Central Third Patellar Tendon Versus Four-strand Hamstring Tendon Autograft Used for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction : A Systematic Review and Subgroup Meta-analysis of Randomized Controlled Trials. *Injury*, *51*(8), 1714-1725. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2020.05.025>
- Helms, E. R., Byrnes, R. K., Cooke, D. M., Haischer, M. H., Carzoli, J. P., Johnson, T. K., Cross, M. R., Cronin, J. B., Storey, A. G., & Zourdos, M. C. (2018). RPE vs. Percentage 1RM Loading in Periodized Programs Matched for Sets and Repetitions. *Frontiers in Physiology*, *9*. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.00247>
- Hewett, T. E., Myer, G. D., & Zazulak, B. T. (2008). Hamstrings to quadriceps peak torque ratios diverge between sexes with increasing isokinetic angular velocity. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *11*(5), 452-459. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.04.009>

- Hopkins, J. T., & Ingersoll, C. D. (2000). Arthrogenic Muscle inhibition : A Limiting Factor in Joint Rehabilitation. *Journal of Sport Rehabilitation*, 9(2), 135-159. <https://doi.org/10.1123/jsr.9.2.135>
- Howatson, G., & van Someren, K. A. (2008). The prevention and treatment of exercise-induced muscle damage. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 38(6), 483-503. <https://doi.org/10.2165/00007256-200838060-00004>
- Hubal, M. J., Gordish-Dressman, H., Thompson, P. D., Price, T. B., Hoffman, E. P., Angelopoulos, T. J., Gordon, P. M., Moyna, N. M., Pescatello, L. S., Visich, P. S., Zoeller, R. F., Seip, R. L., & Clarkson, P. M. (2005). Variability in muscle size and strength gain after unilateral resistance training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(6), 964-972.
- J**ones, K. G. (1963). RECONSTRUCTION OF THE ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT. A TECHNIQUE USING THE CENTRAL ONE-THIRD OF THE PATELLAR LIGAMENT. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 45, 925-932.
- Jones, M. T., Jagim, A. R., Haff, G. G., Carr, P. J., Martin, J., & Oliver, J. M. (2016). Greater Strength Drives Difference in Power between Sexes in the Conventional Deadlift Exercise. *Sports (Basel, Switzerland)*, 4(3). <https://doi.org/10.3390/sports4030043>
- K**apreli, E., Athanasopoulos, S., Gliatis, J., Papathanasiou, M., Peeters, R., Strimpakos, N., Van Hecke, P., Gouliamos, A., & Sunaert, S. (2009). Anterior Cruciate Ligament Deficiency Causes Brain Plasticity : A Functional MRI Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(12), 2419-2426. <https://doi.org/10.1177/0363546509343201>
- Khayambashi, K., Ghoddosi, N., Straub, R. K., & Powers, C. M. (2016). Hip Muscle Strength Predicts Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury in Male and Female Athletes : A Prospective Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(2), 355-361. <https://doi.org/10.1177/0363546515616237>
- Kim, H.-J., Lee, J.-H., Ahn, S.-E., Park, M.-J., & Lee, D.-H. (2016). Influence of Anterior Cruciate Ligament Tear on Thigh Muscle Strength and Hamstring-to-Quadriceps Ratio : A Meta-Analysis. *PloS One*, 11(1), e0146234. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0146234>
- Konishi, Y., Aihara, Y., Sakai, M., Ogawa, G., & Fukubayashi, T. (2007). Gamma loop dysfunction in the quadriceps femoris of patients who underwent anterior cruciate ligament reconstruction remains bilaterally. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 17(4), 393-399. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2006.00573.x>

- L**agally, K. M., & Amorose, A. J. (2007). The validity of using prior ratings of perceived exertion to regulate resistance exercise intensity. *Perceptual and Motor Skills*, *104*(2), 534-542. <https://doi.org/10.2466/pms.104.2.534-542>
- Lipscomb, A. B., Johnston, R. K., Snyder, R. B., Warburton, M. J., & Gilbert, P. P. (1982). Evaluation of hamstring strength following use of semitendinosus and gracilis tendons to reconstruct the anterior cruciate ligament. *The American Journal of Sports Medicine*, *10*(6), 340-342. <https://doi.org/10.1177/036354658201000603>
- Lisee, C., Lepley, A. S., Birchmeier, T., O'Hagan, K., & Kuenze, C. (2019). Quadriceps Strength and Volitional Activation After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction : A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Health*, *11*(2), 163-179. <https://doi.org/10.1177/1941738118822739>
- Lopez, P., Radaelli, R., Taaffe, D. R., Newton, R. U., Galvão, D. A., Trajano, G. S., Teodoro, J., Kraemer, W. J., Häkkinen, K., & Pinto, R. S. (2020). Resistance Training Load Effects on Muscle Hypertrophy and Strength Gain : Systematic Review and Network Meta-analysis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *Publish Ahead of Print*. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002585>
- M**aestroni, L., Read, P., Bishop, C., & Turner, A. (2020). Strength and Power Training in Rehabilitation : Underpinning Principles and Practical Strategies to Return Athletes to High Performance. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *50*(2), 239-252. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01195-6>
- Maffiuletti, N. A., Aagaard, P., Blazevich, A. J., Folland, J., Tillin, N., & Duchateau, J. (2016). Rate of force development : Physiological and methodological considerations. *European Journal of Applied Physiology*, *116*(6), 1091-1116. <https://doi.org/10.1007/s00421-016-3346-6>
- Magnusson, K., Turkiewicz, A., Hughes, V., Frobell, R., & Englund, M. (2020). High genetic contribution to anterior cruciate ligament rupture : Heritability ~69. *British Journal of Sports Medicine*. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2020-102392>
- Marcora, S. (2010). Effort : Perception of. In E. Goldstein, *Encyclopedia of Perception*. SAGE Publications, Inc. <https://doi.org/10.4135/9781412972000.n119>
- Markatos, K., Kasetta, M. K., Lалlos, S. N., Korres, D. S., & Efstathopoulos, N. (2013). The anatomy of the ACL and its importance in ACL reconstruction. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology: Orthopedie Traumatologie*, *23*(7), 747-752. <https://doi.org/10.1007/s00590-012-1079-8>
- Markman, J. D., Gewandter, J. S., & Frazer, M. E. (2020). Comparison of a Pain Tolerability Question With the Numeric Rating Scale for Assessment of Self-reported Chronic

- Pain. *JAMA Network Open*, 3(4), e203155.
<https://doi.org/10.1001/jamanetworkopen.2020.3155>
- Martin, B. F. (1968). The origins of the hamstring muscles. *Journal of Anatomy*, 102(Pt 2), 345-352.
- Marušič, J., Vatovec, R., Marković, G., & Šarabon, N. (2020). Effects of eccentric training at long-muscle length on architectural and functional characteristics of the hamstrings. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*.
<https://doi.org/10.1111/sms.13770>
- Meade, L. B., Bearne, L. M., & Godfrey, E. L. (2019). « It's important to buy in to the new lifestyle » : Barriers and facilitators of exercise adherence in a population with persistent musculoskeletal pain. *Disability and Rehabilitation*, 1-11.
<https://doi.org/10.1080/09638288.2019.1629700>
- Medeiros, D. M., Marchiori, C., & Baroni, B. M. (2020). Effect of Nordic Hamstring Exercise Training on Knee Flexors Eccentric Strength and Fascicle Length : A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Sport Rehabilitation*, 1-10.
<https://doi.org/10.1123/jsr.2019-0388>
- Melick, N. van, Cingel, R. E. H. van, Brooijmans, F., Neeter, C., Tienen, T. van, Hullegie, W., & Sanden, M. W. G. N. der. (2016). Evidence-based clinical practice update : Practice guidelines for anterior cruciate ligament rehabilitation based on a systematic review and multidisciplinary consensus. *British Journal of Sports Medicine*, 50(24), 1506-1515. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095898>
- Messer, D. J., Shield, A. J., Williams, M. D., Timmins, R. G., & Bourne, M. N. (2020). Hamstring muscle activation and morphology are significantly altered 1-6 years after anterior cruciate ligament reconstruction with semitendinosus graft. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 28(3), 733-741.
<https://doi.org/10.1007/s00167-019-05374-w>
- Methenitis, S., Spengos, K., Zaras, N., Stasinaki, A.-N., Papadimas, G., Karampatsos, G., Arnaoutis, G., & Terzis, G. (2019). Fiber Type Composition and Rate of Force Development in Endurance- and Resistance-Trained Individuals. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(9), 2388-2397.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002150>
- Milot, M.-H., Léonard, G., Corriveau, H., & Desrosiers, J. (2019). Using the Borg rating of perceived exertion scale to grade the intensity of a functional training program of the affected upper limb after a stroke : A feasibility study. *Clinical Interventions in Aging*, 14, 9-16. <https://doi.org/10.2147/CIA.S179691>
- Montalvo, A. M., Schneider, D. K., Webster, K. E., Yut, L., Galloway, M. T., Heidt, R. S., Kaeding, C. C., Kremcheck, T. E., Magnussen, R. A., Parikh, S. N., Stanfield, D. T.,

- Wall, E. J., & Myer, G. D. (2019). Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Sport : A Systematic Review and Meta-Analysis of Injury Incidence by Sex and Sport Classification. *Journal of Athletic Training, 54*(5), 472-482.
<https://doi.org/10.4085/1062-6050-407-16>
- Morgan, F., Battersby, A., Weightman, A. L., Searchfield, L., Turley, R., Morgan, H., Jagroo, J., & Ellis, S. (2016). Adherence to exercise referral schemes by participants - what do providers and commissioners need to know? A systematic review of barriers and facilitators. *BMC Public Health, 16*, 227. <https://doi.org/10.1186/s12889-016-2882-7>
- Myer, G. D., Ford, K. R., Barber Foss, K. D., Liu, C., Nick, T. G., & Hewett, T. E. (2009). The relationship of hamstrings and quadriceps strength to anterior cruciate ligament injury in female athletes. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine, 19*(1), 3-8.
<https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e318190bddd>
- N**agineni, C. N., Amiel, D., Green, M. H., Berchuck, M., & Akeson, W. H. (1992). Characterization of the intrinsic properties of the anterior cruciate and medial collateral ligament cells : An in vitro cell culture study. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society, 10*(4), 465-475.
<https://doi.org/10.1002/jor.1100100402>
- Noailles, T., Boisrenoult, P., Sanchez, M., Beaufile, P., & Pujol, N. (2017). Torsional Appearance of the Anterior Cruciate Ligament Explaining « Ribbon » and Double-Bundle Concepts : A Cadaver-based Study. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery: Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association, 33*(9), 1703-1709.
<https://doi.org/10.1016/j.arthro.2017.03.019>
- P**ageaux, B. (2016). Perception of effort in Exercise Science : Definition, measurement and perspectives. *European Journal of Sport Science, 16*(8), 885-894.
<https://doi.org/10.1080/17461391.2016.1188992>
- Palmieri-Smith, R. M., & Thomas, A. C. (2009). A neuromuscular mechanism of posttraumatic osteoarthritis associated with ACL injury. *Exercise and Sport Sciences Reviews, 37*(3), 147-153. <https://doi.org/10.1097/JES.0b013e3181aa6669>
- Petushek, E. J., Sugimoto, D., Stoolmiller, M., Smith, G., & Myer, G. D. (2019). Evidence-Based Best-Practice Guidelines for Preventing Anterior Cruciate Ligament Injuries in Young Female Athletes : A Systematic Review and Meta-analysis. *The American Journal of Sports Medicine, 47*(7), 1744-1753.
<https://doi.org/10.1177/0363546518782460>

- Pfeifer, C. E., Beattie, P. F., Sacko, R. S., & Hand, A. (2018). RISK FACTORS ASSOCIATED WITH NON-CONTACT ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT INJURY : A SYSTEMATIC REVIEW. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 13(4), 575-587.
- Ph. D. Haff, G. G., Ph. D. Triplett, N. T., & McBride, J. (2015). *Essentials of Strength Training and Conditioning* (4e édition). Human Kinetics, Inc.
- Presland, J. D., Timmins, R. G., Bourne, M. N., Williams, M. D., & Opar, D. A. (2018). The effect of Nordic hamstring exercise training volume on biceps femoris long head architectural adaptation. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 28(7), 1775-1783. <https://doi.org/10.1111/sms.13085>
- Prokopy, M. P., Ingersoll, C. D., Nordenschild, E., Katch, F. I., Gaesser, G. A., & Weltman, A. (2008). Closed-kinetic chain upper-body training improves throwing performance of NCAA Division I softball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(6), 1790-1798. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318185f637>
- Rodríguez-Rosell, D., Pareja-Blanco, F., Aagaard, P., & González-Badillo, J. J. (2018). Physiological and methodological aspects of rate of force development assessment in human skeletal muscle. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 38(5), 743-762. <https://doi.org/10.1111/cpf.12495>
- S**amuelsen, B. T., Webster, K. E., Johnson, N. R., Hewett, T. E., & Krych, A. J. (2017). Hamstring Autograft versus Patellar Tendon Autograft for ACL Reconstruction : Is There a Difference in Graft Failure Rate? A Meta-analysis of 47,613 Patients. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 475(10), 2459-2468. <https://doi.org/10.1007/s11999-017-5278-9>
- Šarabon, N., Marušič, J., Marković, G., & Kozinc, Ž. (2019). Kinematic and electromyographic analysis of variations in Nordic hamstring exercise. *PloS One*, 14(10), e0223437. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0223437>
- Scheurer, S. A., Sherman, D. A., Glaviano, N. R., Ingersoll, C. D., & Norte, G. E. (2020). Corticomotor function is associated with quadriceps rate of torque development in individuals with ACL surgery. *Experimental Brain Research*, 238(2), 283-294. <https://doi.org/10.1007/s00221-019-05713-w>
- Schoenfeld, B. J., Grgic, J., Van Every, D. W., & Plotkin, D. L. (2021). Loading Recommendations for Muscle Strength, Hypertrophy, and Local Endurance : A Re-Examination of the Repetition Continuum. *Sports (Basel, Switzerland)*, 9(2). <https://doi.org/10.3390/sports9020032>
- Schoenfeld, B. J., Vigotsky, A. D., Grgic, J., Haun, C., Contreras, B., Delcastillo, K., Francis, A., Cote, G., & Alto, A. (2020). Do the anatomical and physiological properties of a

- muscle determine its adaptive response to different loading protocols? *Physiological Reports*, 8(9), e14427. <https://doi.org/10.14814/phy2.14427>
- Siddique, U., Rahman, S., Frazer, A. K., Pearce, A. J., Howatson, G., & Kidgell, D. J. (2020). Determining the Sites of Neural Adaptations to Resistance Training : A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 50(6), 1107-1128. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01258-z>
- Siebold, R., Schuhmacher, P., Fernandez, F., Śmigielski, R., Fink, C., Brehmer, A., & Kirsch, J. (2015). Flat midsubstance of the anterior cruciate ligament with tibial « C »-shaped insertion site. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 23(11), 3136-3142. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3058-6>
- Silva, S. B., de Abreu, L. C., Valenti, V. E., Nogueira, D. V., Moraes, E. R., Natividade, V., Gallo, P. R., Herrero, D., & Zacaro, P. M. D. (2013). Verbal and visual stimulation effects on rectus femoris and biceps femoris muscles during isometric and concentric. *International Archives of Medicine*, 6(1), 38. <https://doi.org/10.1186/1755-7682-6-38>
- Škarabot, J., Brownstein, C. G., Casolo, A., Del Vecchio, A., & Ansdell, P. (2021). The knowns and unknowns of neural adaptations to resistance training. *European Journal of Applied Physiology*, 121(3), 675-685. <https://doi.org/10.1007/s00421-020-04567-3>
- Śmigielski, R., Zdanowicz, U., Drwięga, M., Ciszek, B., & Williams, A. (2016). The anatomy of the anterior cruciate ligament and its relevance to the technique of reconstruction. *The Bone & Joint Journal*, 98-B(8), 1020-1026. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.98B8.37117>
- Smith, A. H., Capin, J. J., Zarzycki, R., & Snyder-Mackler, L. (2019). Athletes With Bone-Patellar Tendon-Bone Autograft for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Were Slower to Meet Rehabilitation Milestones and Return-to-Sport Criteria Than Athletes With Hamstring Tendon Autograft or Soft Tissue Allograft : Secondary Analysis From the ACL-SPORTS Trial. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 50(5), 259-266. <https://doi.org/10.2519/jospt.2020.9111>
- Sonnery-Cottet, B., Saithna, A., Quelard, B., Daggett, M., Borade, A., Ouanezar, H., Thaunat, M., & Blakeney, W. G. (2019). Arthrogenic muscle inhibition after ACL reconstruction : A scoping review of the efficacy of interventions. *British Journal of Sports Medicine*, 53(5), 289-298. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-098401>
- Stone, M., Plisk, S., & Collins, D. (2002). Training principles : Evaluation of modes and methods of resistance training--a coaching perspective. *Sports Biomechanics*, 1(1), 79-103. <https://doi.org/10.1080/14763140208522788>
- Suchomel, T. J., Nimphius, S., Bellon, C. R., & Stone, M. H. (2018). The Importance of Muscular Strength : Training Considerations. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 48(4), 765-785. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0862-z>

Suchomel, T. J., Wagle, J. P., Douglas, J., Taber, C. B., Harden, M., Haff, G. G., & Stone, M. H. (2019). Implementing Eccentric Resistance Training-Part 2 : Practical Recommendations. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*, 4(3). <https://doi.org/10.3390/jfmk4030055>

Taber, C. B., Vigotsky, A., Nuckols, G., & Haun, C. T. (2019). Exercise-Induced Myofibrillar Hypertrophy is a Contributory Cause of Gains in Muscle Strength. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 49(7), 993-997. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01107-8>

Tavares, V. D. de O., Agrícola, P. M. D., Nascimento, P. H. D., Nidas de Oliveira Neto, L., Elsangedy, H. M., & Machado, D. G. da S. (2020). The Effect of Resistance Exercise Movement Tempo on Psychophysiological Responses in Novice Men. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(5), 1264-1273. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000003510>

Tayfur, B., Charuphongsa, C., Morrissey, D., & Miller, S. C. (2021). Neuromuscular Function of the Knee Joint Following Knee Injuries : Does It Ever Get Back to Normal? A Systematic Review with Meta-Analyses. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 51(2), 321-338. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01386-6>

Tengman, E., Brax Olofsson, L., Stensdotter, A. K., Nilsson, K. G., & Häger, C. K. (2014). Anterior cruciate ligament injury after more than 20 years. II. Concentric and eccentric knee muscle strength. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 24(6), e501-509. <https://doi.org/10.1111/sms.12215>

Thorborg, K., Opar, D., & Shield, A. J. (2020). *Prevention and Rehabilitation of Hamstring Injuries* (Springer). <https://doi.org/10.1007/978-3-030-31638-9>

Timmins, R. G., Bourne, M. N., Shield, A. J., Williams, M. D., Lorenzen, C., & Opar, D. A. (2016). Biceps Femoris Architecture and Strength in Athletes with a Previous Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 48(3), 337-345. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000783>

Timmins, R. G., Ruddy, J. D., Presland, J., Maniar, N., Shield, A. J., Williams, M. D., & Opar, D. A. (2016). Architectural Changes of the Biceps Femoris Long Head after Concentric or Eccentric Training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 48(3), 499-508. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000795>

Treede, R.-D. (2018). The International Association for the Study of Pain definition of pain : As valid in 2018 as in 1979, but in need of regularly updated footnotes. *Pain Reports*, 3(2), e643. <https://doi.org/10.1097/PR9.0000000000000643>

Turpeinen, J. T., Freitas, T. T., Rubio-Arias, J. Á., Jordan, M. J., & Aagaard, P. (2020). Contractile rate of force development after anterior cruciate ligament reconstruction—

A comprehensive review and meta-analysis. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 30(9), 1572-1585. <https://doi.org/10.1111/sms.13733>

Van Dyk, N., Behan, F. P., & Whiteley, R. (2019). Including the Nordic hamstring exercise in injury prevention programmes halves the rate of hamstring injuries : A systematic review and meta-analysis of 8459 athletes. *British Journal of Sports Medicine*, 53(21), 1362-1370. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-100045>

Waugh, C. M., Korff, T., Fath, F., & Blazeovich, A. J. (2013). Rapid force production in children and adults : Mechanical and neural contributions. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(4), 762-771. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31827a67ba>

Webster, K. E., & Feller, J. A. (2016). Exploring the High Reinjury Rate in Younger Patients Undergoing Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(11), 2827-2832. <https://doi.org/10.1177/0363546516651845>

Wiggins, A. J., Grandhi, R. K., Schneider, D. K., Stanfield, D., Webster, K. E., & Myer, G. D. (2016). Risk of Secondary Injury in Younger Athletes After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction : A Systematic Review and Meta-analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(7), 1861-1876. <https://doi.org/10.1177/0363546515621554>

Wilk, M., Golas, A., Zmijewski, P., Krzysztofik, M., Filip, A., Coso, J. D., & Tufano, J. J. (2020). The Effects of the Movement Tempo on the One-Repetition Maximum Bench Press Results. *Journal of Human Kinetics*, 72(1), 151-159. <https://doi.org/10.2478/hukin-2020-0001>

Wilk, M., Stastny, P., Golas, A., Nawrocka, M., Jelen, K., Zajac, A., & Tufano, J. J. (2018). Physiological responses to different neuromuscular movement task during eccentric bench press. *Neuro Endocrinology Letters*, 39(1), 26-32.

Zimny, M. L., Schutte, M., & Dabezies, E. (1986). Mechanoreceptors in the human anterior cruciate ligament. *The Anatomical Record*, 214(2), 204-209. <https://doi.org/10.1002/ar.1092140216>

Zourdos, M. C., Klemp, A., Dolan, C., Quiles, J. M., Schau, K. A., Jo, E., Helms, E., Esgro, B., Duncan, S., Garcia Merino, S., & Blanco, R. (2016). Novel Resistance Training-Specific Rating of Perceived Exertion Scale Measuring Repetitions in Reserve. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(1), 267-275. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001049>

TABLES DES ANNEXES

ANNEXE I: Echelle de Borg : La perception de l'effort

ANNEXE II : Echelle du ressenti

ANNEXE III: Echelle Visuelle Analogique

ANNEXE IV : Tableau d'estimation de la résistance maximale







ANNEXE V: Formulaire de consentement

ANNEXE VI : Résumé

ANNEXE VII : Abstract

ANNEXE I : Echelle de Borg : La perception de l'effort

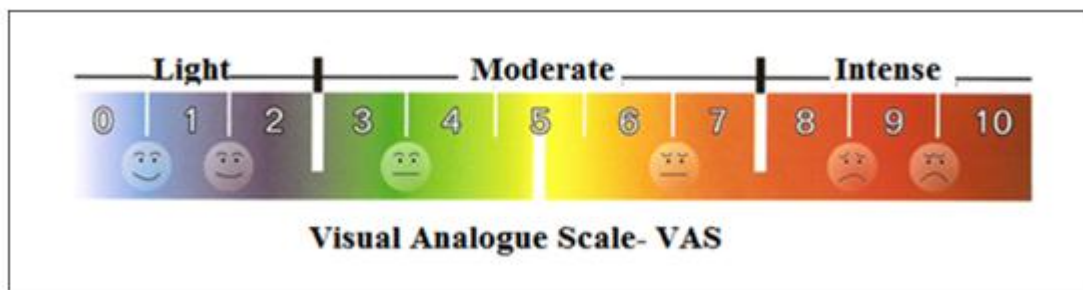
L'échelle de Borg: la perception de l'effort

Echelle de BORG	Perception de l'intensité de l'effort	Intensité relative	Lien avec une séance type d'activité physique	Emotions
6	Aucun effort	20 %	Echauffement/ retour au calme	
7	Extrêmement facile	30 %		
8		40 %		
9	Très facile	50 %		
10		55 %		
11	Facile	60 %	Zone cible	
12	Zone d'entraînement optimale	65 %		
13	Moyennement difficile	70 %		
14		75 %		
15	Difficile	80 %		
16		85 %	Zone d'effort très intense	
17	Très difficile	90 %		
18		95 %		
19	Extrêmement difficile	100 %		
20	Exténuant	Acidose		

ANNEXE II : Echelle du ressenti (Feeling scale)

FEELING SCALE	
+5	Very Good
+4	
+3	Good
+2	
+1	Fairly Good
0	Neutral
-1	Fairly Bad
-2	
-3	Bad
-4	
-5	Very Bad

ANNEXE III : Echelle Visuelle Analogique



ANNEXE IV : Tableau d'estimation de la charge

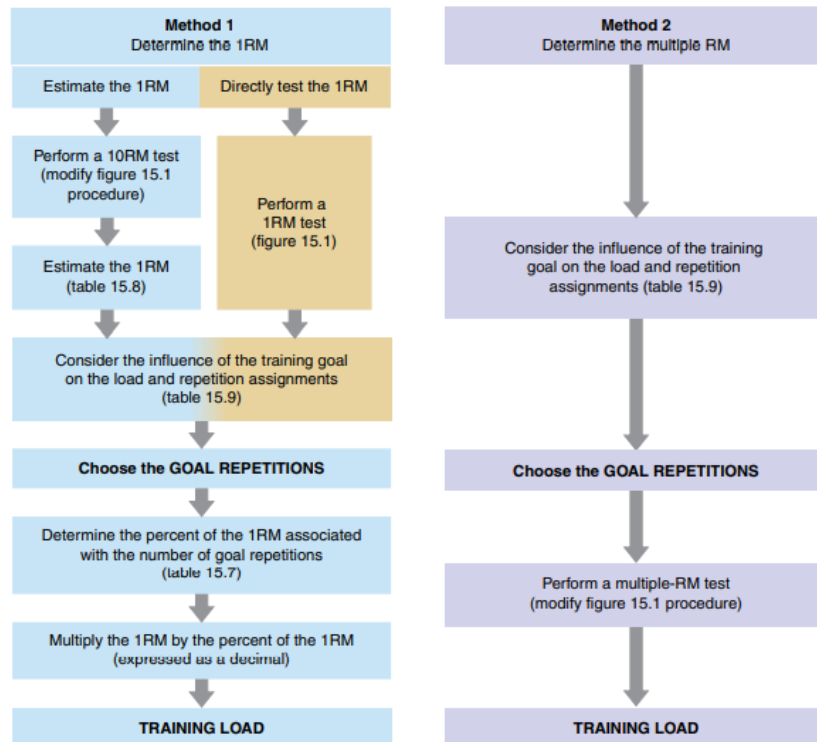


Figure 15.2 Summary of testing and assigning training loads and repetitions.

Reprinted, by permission, from Earle, 2006 (23).

Load (pounds or kg)	10	10	9	9	9	9	8	8	8	8	7	7
20	19	19	18	17	17	17	16	15	15	13	13	
30	29	28	27	26	26	25	24	23	23	20	20	
40	38	37	36	35	34	33	32	31	30	27	26	
50	48	47	45	44	43	42	40	39	38	34	33	
60	57	56	54	52	51	50	48	46	45	40	39	
70	67	65	63	61	60	58	56	54	53	47	46	
80	76	74	72	70	68	66	64	62	60	54	52	
90	86	84	81	78	77	75	72	69	68	60	59	
100	95	93	90	87	85	83	80	77	75	67	65	
110	105	102	99	96	94	91	88	85	83	74	72	
120	114	112	108	104	102	100	96	92	90	80	78	
130	124	121	117	113	111	108	104	100	98	87	85	
140	133	130	126	122	119	116	112	108	105	94	91	
150	143	140	135	131	128	125	120	116	113	101	98	
160	152	149	144	139	136	133	128	123	120	107	104	
170	162	158	153	148	145	141	136	131	128	114	111	
180	171	167	162	157	153	149	144	139	135	121	117	
190	181	177	171	165	162	158	152	146	143	127	124	
200	190	186	180	174	170	166	160	154	150	134	130	
210	200	195	189	183	179	174	168	162	158	141	137	
220	209	205	198	191	187	183	176	169	165	147	143	
230	219	214	207	200	196	191	184	177	173	154	150	
240	228	223	216	209	204	199	192	185	180	161	156	
250	238	233	225	218	213	208	200	193	188	168	163	

ANNEXE V: Formulaire de consentement

Formulaire de Consentement

Je soussigné(e)..... , consens librement à participer à la présente étude de recherche scientifique intitulée : « Tolérance et stratégies d'adaptations fonctionnelles d'un protocole de renforcement excentrique des ischio-jambiers ».

J'ai pris connaissance du projet de l'étude, de son but, de ses risques, de ses avantages et de ses inconvénients.

J'accepte que les photos et les données nominatives me concernant et recueillies à l'occasion de cette étude puissent faire l'objet d'un traitement par les organisateurs de recherche.

J'ai été informé(e) du fait que les séances de tests seront réalisées dans un cabinet de kinésithérapie. Par conséquent, je m'engage à la mesure des règles d'hygiène et au respect des patients inhérents à ce contexte.

J'ai bien compris que ma participation est volontaire et j'accepte librement de mener à bien ce protocole de recherche qui m'est proposé.

Fait à :.....

Le :.....

Nom et Signature du Sujet :

ANNEXE VI : Résumé

INTRODUCTION : Après une reconstruction chirurgicale du ligament croisé antérieur (rLCA), des déficits de force maximale et de vitesse de montée en force (RFD) sont constatés aux abords de la reprise sportive. Pour lutter contre ces derniers, l'entraînement excentrique à échec musculaire est parfois conseillé. L'objectif de cette étude est alors de déterminer les effets d'un tel renforcement sur la force, le RFD, la tolérance et l'adhésion.

METHODE : 15 sujets sains et adultes ont participé à un programme de renforcement des ischio-jambiers comprenant 2 semaines de familiarisation et 6 semaines de protocole. Les participants ont effectué l'intervention après avoir été randomisé en deux groupes (Groupe ECHEC, n=8 ; groupe RER, n=7). Les paramètres mesurés ont été évalués avec un ergomètre isocinétique ainsi qu'avec des échelles d'évaluation de tolérance et d'adhésion.

RESULTATS : Aucune différence significative n'a été constatée dans les deux conditions d'entraînement pour la force musculaire ($p>0.05$) et pour le RFD ($p>0.05$). La tolérance et l'adhésion à l'exercice ont rapporté le même constat, aucune différence significative n'a été relatée pour les trois échelles de mesure utilisées ($p>0.05$).

CONCLUSION : L'entraînement à l'échec musculaire ne semble pas être nécessaire dans une optique de gains de force et de RFD. Cependant, celui-ci ne se présente pas non plus comme défavorable pour ce qui est de la tolérance et de l'adhésion. Des recherches futures devraient être menées pour voir si ces conclusions sont transférables à une population présentant réellement une rLCA.

MOT-CLES

- Adhésion
- Renforcement
- Rééducation
- RFD
- Force musculaire maximale

ANNEXE VII : Abstract

INTRODUCTION : Significant deficits in hamstring strength and rate of force development (RFD) have been reported despite rehabilitation guidelines following anterior cruciate ligament reconstruction (ACLR). To overcome this strength and RFD loss, failure resistance training is suggested. The objective is to determine the effects of training or not to muscle failure on strength, RFD, tolerance and adherence.

METHOD : 15 recreationally active male and female subjects were recruited and completed a 2-weeks control period followed by 6 weeks of eccentric knee flexors training. The participants were randomised in two different training groups (Failure group, n=8 and non-failure group, n=7). Muscular strength and RFD were measured with an isokinetic ergometer and tolerance and adherence with specific scales.

RESULTS : There was no significant difference between the two training conditions in knee flexors peak torque ($p>0.05$) and RFD ($p>0.05$). Tolerance and adherence to exercise reported the same finding, no significant difference was found for the three measurement scales used ($p>0.05$).

CONCLUSION : Training to muscle failure does not appear to be necessary for strength and RFD gains. However, it does not seem to be more correlated with poor tolerance and adherence scores than training not to muscle failure. More research should be conducted to see if these findings are applicable to a population with ACLR.

KEYWORDS :

- Adherence
- Maximal Strength
- Rate of Force Development
- Rehabilitation
- Resistance training